



19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 319 390**

51 Int. Cl.:  
**A61F 5/01** (2006.01)  
**A61N 1/36** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **02075669 .8**  
96 Fecha de presentación : **19.02.2002**  
97 Número de publicación de la solicitud: **1260201**  
97 Fecha de publicación de la solicitud: **27.11.2002**

54 Título: **Dispositivo de locomoción de la marcha.**

30 Prioridad: **24.05.2001 US 864845**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:  
**07.05.2009**

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:  
**07.05.2009**

73 Titular/es: **Argo Medical Technologies Ltd.**  
**1, Seifan St**  
**Kiryat Tivon 36531, IL**

72 Inventor/es: **Goffer, Amit**

74 Agente: **Isern Jara, Jorge**

ES 2 319 390 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín europeo de patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre concesión de Patentes Europeas).

## DESCRIPCIÓN

Dispositivo de locomoción de la marcha.

5 **Ámbito del invento**

El presente invento hace referencia a un dispositivo para ayudar a andar y a la locomoción. De forma más específica, el presente invento hace referencia a un dispositivo para superar las discapacidades debidas a la locomoción limitada.

10 **Antecedentes del invento**

15 Cerca de 1,6 millones de personas tan solo en EE UU se ven obligadas a utilizar sillas de ruedas como único medio para su movilidad. Como consecuencia, su vida diaria se ve afectada por innumerables obstáculos, como escaleras, pavimento irregular o pasos estrechos. Por otro lado, la imposibilidad de adoptar una posición de pie durante un tiempo prolongado y el tener la movilidad limitada al tronco suelen conllevar complicaciones para la salud. Para prevenir el rápido deterioro de la salud, es necesario utilizar equipos económicamente costos, como bipedestadores y caminadores, además de extensas sesiones de fisioterapia e hidroterapia.

20 La estimulación eléctrica funcional (EEF) es un método conocido, consistente en conectar electrodos en distintos puntos del cuerpo (piernas y muslos) y aplicar impulsos eléctricos a los músculos para provocar el movimiento muscular y, en consecuencia, facilitar que se pueda andar. El uso de la EEF y un caso de seguimiento se presentan en Kobetic *et al.*, “Implanted Functional Stimulation System for Mobility in Paraplegia: A Follow-Up Case Report”, IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, vol. 7, No. 4 pp. 390-397 (Diciembre de 1999). En este método, las principales áreas de investigación se centran en elegir los parámetros adecuados para las secuencias de los impulsos (amplitud, forma, frecuencia y sincronización) y adaptar estos parámetros en tiempo real al movimiento de andar. El documento describe un sistema de estimulación eléctrica funcional de 16 canales que se implantó a una persona durante más de un año. Este método demostró su potencial contribución al ejercicio y a la función de la movilidad en las personas con paraplejía. Si bien la EEF facilita una marcha de base realmente muscular, el principal inconveniente de este método radica en que su uso no está libre de esfuerzo y no facilita una recuperación eficaz de las actividades funcionales cotidianas.

30 En la patente US-4.422.453, “External Apparatus for Vertical Stance and Walking for those with Handicapped Motor Systems of the Lower Limbs”, de Salort, presentada en 1982, se presenta el ejemplo de un enfoque que aborda el problema de la recuperación de la marcha. En esta patente, se equipa el cuerpo con un corsé y una faja. El arnés incluye tiras de metal flexible que absorben y recuperan la tensión de flexión y torsión. La fuerza locomotora en este caso es de base corporal, al consistir en realidad en una ortesis de marcha recíproca (RGO), un dispositivo que ayuda a caminar pero no ofrece una solución práctica cotidiana para las personas discapacitadas. En la patente US-5.961.476, “Walk Assisting Apparatus”, de Betto *et al.*, presentada en 1997, y en la patente US-4.946.156, de Hart, presentada en 1988, se describen otros ejemplos de dispositivos de RGO. En la primera, de Betto, se presenta un dispositivo para ayudar a caminar consistente en unos refuerzos completos para ambas piernas, unidos en el cóccix, que proporciona apoyo a las piernas y permite una marcha alterna adecuada. La segunda de estas patentes, de Hart, revela una ortesis de marcha recíproca que consta de uniones en la cadera, acopladas a un elemento de balanceo ajustado al muslo, y de dos extremidades.

45 Por lo general, las RGO son sistemas de refuerzo no motorizados llevados por el usuario, y la locomoción depende del propio usuario. Cualquiera de los modelos de RGO disponibles se adapta mejor como entrenamiento que como ayuda funcional para la marcha.

50 En la patente US-5.961.541, “Orthopedic Apparatus for Walking and Rehabilitating Disabled Persons Including Tetraplegic Persons and for Facilitating and Stimulating the Revival of Comatose Patients through the Use of Electronic and Virtual Reality Units”, de Farrati, presentada en 1998, se revela un sistema de refuerzos motorizado. Éste consiste en un exoesqueleto en el que se apoya el cuerpo del paciente, unido en las articulaciones de la cadera y la rodilla, y equipado con una serie de pequeños impulsores diseñados para accionar las piezas articuladas del exoesqueleto según el movimiento de marcha humano. Aunque el sistema de refuerzos es motorizado, se trata de un dispositivo terapéutico no destinado a las actividades locomotoras funcionales diarias. El dispositivo está limitado a ser utilizado en un carril o a una cinta transportadora, y el usuario no participa en el proceso de la marcha, más allá de iniciarla y detenerla.

60 Otra ayuda locomotora, un sistema de rodillera dinámica autónoma controlada electrónicamente, destinada a aportar flexión a la ortesis de rodilla, se revela en “Automatic Control Design for a Dynamic Knee-Brace System”, de Irby *et al.*, IEEE Trans. Rehab. Eng., vol. 7, pp. 135-139 (1999).

65 Todos los dispositivos de rehabilitación comentados en los párrafos anteriores para las personas discapacitadas obligadas a utilizar silla de ruedas, así como los dispositivos disponibles en las instituciones de rehabilitación se utilizan exclusivamente para fines de recuperación física. Hasta ahora, no se dispone de ninguna solución que facilite la independencia en las actividades diarias y permita recuperar la dignidad de las personas discapacitadas, facilitando enormemente su vida, prolongando su esperanza de vida y reduciendo los costes médicos y de otro tipo relacionados.

## ES 2 319 390 T3

En el documento GB-2.301.776 se describe un dispositivo de locomoción de la marcha consistente en un exoesqueleto que se lleva alrededor de una parte del cuerpo y de las piernas, y un medio de control para accionar dicho dispositivo. Cada pieza de las piernas comprende el muslo, la espinilla y parte del pie, una unión en la cadera, una unión en la rodilla y una unión en el tobillo. El dispositivo comprende impulsores para mover las partes del muslo, la espinilla y el pie de los segmentos de las piernas. Cada parte de la pierna se controla con un medio de control individual, que comprende preferentemente una palanca de mando configurada de forma similar a la parte correspondiente de la pierna. Al mover la palanca de mando, se transducen señales a diferentes partes de la pierna, donde generan movimientos similares a los efectuados en la palanca. Los movimientos se compensan mediante control de retorno negativo.

En el documento US-4.697.808 se describe un sistema de ayuda a la marcha que comprende un par de refuerzos recíprocos y electrodos de estimulación controlados informáticamente para estimular la extensión alterna de la cadera izquierda y derecha de la persona. Los refuerzos comprenden partes de la pierna izquierda y derecha y están equipados con cierres a la altura de las rodillas, que pueden desbloquearse para permitir que se adopte una posición sedente. Preferentemente, las uniones de la rodilla se dotan de sensores del ángulo de flexión, para que la estimulación de los músculos extensores de la rodilla en las posiciones de pie o sedente puedan efectuarse con pleno control del bucle cerrado.

En el documento US-5.476.441 se describe una ortesis de freno controlado que proporciona un movimiento controlado de la extremidad e incluye un estimulador para la estimulación de músculos individuales de la pierna responsables del movimiento de las piernas. Al controlar el estimulador y los frenos con un sistema informático, es posible controlar el movimiento de las piernas responsable de la marcha.

### Resumen del invento

El objeto del presente invento es el de proporcionar un dispositivo innovador y único de locomoción de la marcha, consistente en una ortesis ligera y desmontable de acción locomotora de la marcha.

Constituye también un objeto del presente invento proporcionar un dispositivo de locomoción de la marcha que permita al usuario participar en el proceso de recuperación de la marcha.

Constituye un objeto más del presente invento proporcionar un dispositivo de locomoción de la marcha en el que se utilicen los movimientos naturales e involuntarios del torso (inclinaciones) para iniciar y mantener la marcha, así como determinar los distintos parámetros sin la necesidad de utilizar las manos o la voz para transmitir órdenes al dispositivo. El dispositivo del presente invento ofrece, por primera vez, una solución práctica a muchas de las funciones relacionadas con la movilidad cotidiana.

Constituye un objeto adicional del presente invento permitir a las personas discapacitadas poder andar utilizando un dispositivo de locomoción de la marcha.

Es por ello que se presenta un dispositivo de locomoción de la marcha según se describe en las reivindicaciones 1-61.

### Breve descripción de los dibujos

En la figura 1a se ilustran un diagrama de bloques de un dispositivo de locomoción de la marcha correspondiente a una forma de realización preferente del presente invento;

En la figura 1b se ilustra una visión frontal (i) y una visión lateral (ii) de un dispositivo de locomoción de la marcha correspondiente a una forma de realización preferente del presente invento, llevado por un usuario;

En la figura 2a se ilustra una vista lateral esquemática de un motor lineal, de tronco a muslo, correspondiente a una forma de realización preferente del presente invento;

En la figura 2b se ilustra una vista lateral esquemática de un motor lineal, de tronco a muslo, correspondiente a otra forma de realización preferente del presente invento;

En la figura 3a se ilustra una vista lateral esquemática de un motor lineal, de tronco a pierna, correspondiente a una forma de realización preferente del presente invento;

En la figura 3b se ilustra una vista lateral esquemática de un motor de músculo neumático, de tronco a pierna, correspondiente a una forma de realización preferente del presente invento;

En la figura 4 se ilustra un modelo de motorización de los refuerzos correspondiente a una forma de realización preferente del presente invento;

En la figura 5a se ilustra gráficamente la fuerza máxima necesaria del motor del muslo en relación con el ángulo del muslo ( $\theta_L = \theta_T$ ) para varios ángulos de inclinación,  $\alpha_T$  (los cálculos se llevaron a cabo respecto al modelo ilustrado en la figura 4);

## ES 2 319 390 T3

En la figura 5b se ilustra gráficamente la distancia posible entre el forzador y la cadera, en relación con el ángulo del muslo ( $\theta_T$ ) para varios ángulos de inclinación  $\alpha_T$  (los cálculos se llevaron a cabo respecto al modelo ilustrado en la figura 4);

5 En la figura 6 se ilustra gráficamente la fuerza posible del motor del muslo, en relación con el ángulo de la pierna ( $\theta_L$ ) para varios ángulos del muslo,  $\theta_T$ . En ángulo de la pierna para cada ángulo del muslo oscila entre  $-20^\circ$  y  $\theta_L = \theta_T$  (extremidad extendida),  $\alpha_T = 70^\circ$  (los cálculos se llevaron a cabo respecto al modelo ilustrado en la figura 4);

10 En la figura 7a se ilustra gráficamente la posible fuerza necesaria del motor de la pierna, en relación con el ángulo de la pierna ( $\theta_T = 25^\circ$ ) para varios ángulos de inclinación,  $\alpha_L$  (los cálculos se llevaron a cabo respecto al modelo ilustrado en la figura 4);

15 En la figura 7b se ilustra gráficamente la distancia posible entre el forzador y la rodilla, en relación con el ángulo de la pierna ( $\theta_T = 25^\circ$ ) para varios ángulos de inclinación  $\alpha_L$  (los cálculos se llevaron a cabo respecto al modelo ilustrado en la figura 4);

20 En la figura 8 se ilustra gráficamente la posible fuerza de empuje del motor de la pierna, en relación con el ángulo de la pierna ( $\theta_L$ ) para varios ángulos del muslo,  $\theta_T$ ; el ángulo de la pierna para cada ángulo del muslo oscila entre  $-20^\circ$  y  $\theta_L = \theta_T$  (extremidad extendida), (los cálculos se llevaron a cabo respecto al modelo ilustrado en la figura 4);

En la figura 9a se ilustra una representación esquemática de un motor lineal con una disposición de doble palanca, correspondiente a otra forma de realización preferente del presente invento;

25 En la figura 9b se ilustra una representación esquemática de un motor lineal con una disposición de rueda dentada, correspondiente a otra forma de realización preferente del presente invento;

En la figura 9c se ilustra una representación esquemática de un motor lineal, de doble accionamiento, correspondiente a otra forma de realización preferente del presente invento;

30 En la figura 10 se ilustra una vista lateral esquemática de impulsores de músculo neumático, del tronco al muslo y del muslo a la pierna, correspondientes a una forma de realización adicional preferente del presente invento;

35 En las figuras 11a y 11 se ilustran vistas laterales esquemáticas de dos configuraciones opcionales de motores giratorios de tronco a muslo accionados por engranajes, correspondientes a otras formas de realización preferentes del presente invento;

En la figura 11c se ilustra una vista lateral esquemática de un motor giratorio, de tronco a muslo, correspondiente a otra forma de realización preferente del presente invento;

40 En la figura 12 se ilustra un gráfico esquemático de una modalidad de control en tiempo real correspondiente a una forma de realización preferente del presente invento;

45 En la figura 13 se ilustra un algoritmo de modo de marcha correspondiente a una forma de realización del presente invento;

En la figura 14 se ilustra un procedimiento de transición de postura yacente a sedente, correspondiente a una forma de realización preferente del presente invento;

50 En la figura 15 se ilustra una vista lateral esquemática de unos palos laterales unidos al sistema de refuerzos, correspondientes a una forma de realización preferente del presente invento;

En la figura 16a se ilustra una vista lateral esquemática de un zapato izquierdo correspondiente a una forma de realización preferente del presente invento;

55 En la figura 16b se ilustra una vista lateral esquemática del zapato izquierdo que se muestra en la figura 16a;

En la figura 17 se ilustra un algoritmo de modo de descenso correspondiente a una forma de realización preferente del presente invento;

60 En la figura 18 se ilustra un diagrama de bloques de un dispositivo de locomoción de la marcha correspondiente a otra forma de realización preferente del presente invento, que incorpora un sistema de EEF;

En la figura 19 se ilustra un algoritmo de modo de marcha correspondiente a otra forma de realización preferente del presente invento, que incorpora un sistema de EEF;

65 En la figura 20 se ilustran las fases del patrón de marcha ejemplificadas en una única extremidad y correspondientes a una forma de realización preferente del presente invento.

## Descripción detallada del invento y de los dibujos

El dispositivo de locomoción de la marcha del presente invento es un sistema único de refuerzo motorizado para las extremidades inferiores del cuerpo, unido al cuerpo del usuario preferentemente debajo de la ropa, que capacita al usuario para recuperar sus actividades diarias, especialmente la capacidad postural y de marcha. Además de la postura de parada y la locomoción, el dispositivo de locomoción de la marcha apoya otras funciones relacionadas con la movilidad, como las transiciones entre posición vertical y posición sedente o el subir y bajar escaleras. El dispositivo de locomoción de la marcha es apto para discapacitados con paraplejía, cuadroplejía, hemiplejía, parálisis causada por poliomielitis e individuos con graves dificultades para la marcha.

El objetivo principal del presente invento es el de proporcionar un dispositivo que permita la postura vertical y la locomoción mediante un sistema independiente que, por lo general, comprende una estructura de apoyo desmontable y ligera, además de medios impulsores y control. El dispositivo de locomoción de la marcha del presente invento permite compensar la incompetencia del tono postural, además de reconstituir el mecanismo fisiológico del apoyo podal y el caminar. En consecuencia, este dispositivo permite reducir la necesidad de utilizar silla de ruedas entre el colectivo de personas discapacitadas, además de proporcionar una mayor independencia y capacidad para superar obstáculos, como la presencia de escaleras.

A continuación se hará referencia a la figura 1ª, en la que se ilustra un diagrama de bloques de un dispositivo de locomoción de la marcha correspondiente a una forma de realización preferente del presente invento. El dispositivo de locomoción de la marcha del presente invento comprende un sistema de refuerzos 10 que sostiene partes del cuerpo, como un corsé pélvico y las ortesis de los muslos y las piernas. Todos los elementos de refuerzo del sistema de refuerzos 10 son suficientemente rígidos para sostener un cuerpo de peso medio, pero lo bastante ligeros como para no suponer una carga adicional para el cuerpo del usuario. El sistema de refuerzos 10 contiene medios impulsores (por ejemplo motores y baterías) acoplados a las piezas de la parte inferior del cuerpo y a las extremidades, como se explicará más detalladamente a continuación.

Una unidad de control 12, de dimensiones relativamente pequeñas, se monta preferentemente también en el cuerpo, y monitoriza la acción del sistema de refuerzos 10 y proporciona movimientos posturales y de marcha. La unidad de control 12 ejecuta programas y algoritmos mediante un procesador 14 incorporado que interacciona constantemente con los movimientos de la parte superior del cuerpo, de modo que, con la ayuda del usuario, se logra la estabilidad y ciertos patrones de marcha. La unidad de control 12 envía órdenes al sistema 10 a través de los impulsores de potencia 18. La unidad de control 12 incluye también un circuito electrónico dedicado 26. Una unidad de sensores 20, compuesta por varios sensores, monitoriza los parámetros del sistema de refuerzos 10, como el ángulo de inclinación del torso, los ángulos de articulación, la carga del motor y las alertas, y transfiere la información a la unidad de control 12 a través de las interfaces de respuesta 22. También es posible transferir información selectiva de los sensores a la unidad de seguridad 24. Entre los componentes de la unidad de sensores 20 se incluyen los sensores de inclinación y de aceleración, situados en el torso. Estos sensores detectan y miden los ángulos de inclinación, las velocidades angulares y las aceleraciones.

El dispositivo de locomoción de la marcha comprende también una interfaz hombre-máquina, IHM 16, a través de la cual la persona controla los modos de funcionamiento y los parámetros del dispositivo, como el modo de marcha o el modo de postura de pie o sedente. Preferentemente, el usuario podría recibir varias indicaciones a través de la IHM 16, o transferir sus órdenes y cambiar los engranajes del motor, a voluntad, mediante el teclado 17.

El dispositivo de locomoción de la marcha comprende también una unidad de potencia 28 que consta preferentemente de baterías recargables y sus circuitos relacionados.

La unidad de seguridad 24 actúa también como unidad de pruebas incorporada (BIT, del inglés "built-in-test"), que podría recibir señales de respuesta enviadas por los componentes del dispositivo de locomoción de la marcha, y genera señales de prueba. El objetivo de la unidad de seguridad 24 es el de prevenir las situaciones de riesgo y las anomalías del sistema.

Como se ha mencionado, el sistema de refuerzos 10 comprende refuerzos y medios impulsores. Los refuerzos actúan como una estructura de sujeción, ligera y desmontable, que permite compensar la incompetencia del tono postural además de reconstituir el mecanismo fisiológico del apoyo podal y la acción de caminar. La sujeción que proporcionan los refuerzos se obtiene en sentido ascendente, desde los pies y el tobillo, preferentemente hasta el torso, dependiendo del nivel de la lesión (en el caso de lesiones medulares) o la gravedad de la discapacidad. En el mercado se comercializan habitualmente refuerzos ligeros y desmontables. Así, por ejemplo, se puede encontrar un corsé rígido que sujeta y apoya el abdomen y la zona pélvica, así como ortesis que sujetan y apoyan la cadera, las rodillas y los tobillos, fabricados por AliMed Inc. o por Nor Cal Design. En los párrafos precedentes se han mencionado también otros dispositivos de refuerzo descritos en otras patentes (US-5.961.476 y US-4.946.156). Los sistemas de refuerzos disponibles sujetan y apoyan el torso, los muslos, las piernas y los pies y se proporcionan con articulaciones en los puntos de articulación de las caderas, las rodillas y los tobillos. El sistema de refuerzos del presente invento se divide por lo general en segmentos adyacentes al tronco, los muslos, las piernas y los pies.

A continuación se hará referencia a la figura 1b, en la que se ilustran una visión frontal (i) y una visión lateral (ii) de un dispositivo de locomoción de la marcha correspondiente a una forma de realización preferente del presente

## ES 2 319 390 T3

invento, llevado por un usuario. Como se ha mencionado, los segmentos de refuerzo del sistema de refuerzos se llevan en contacto con las zonas del cuerpo del usuario. Un refuerzo pélvico 1 se lleva en el tronco, en la zona inferior del cuerpo. Los refuerzos de los muslos 2 se llevan adyacentes a los muslos, mientras que los refuerzos de los pies 3 se llevan correspondientemente en las piernas y los pies. Se acoplan unos zapatos estabilizadores 4 a la parte inferior de los soportes 3 de los pies y las piernas, como se explicará más adelante. En las uniones entre los segmentos del sistema de refuerzos adyacentes a la cadera y a la rodilla, se aplican los motores de cadera 7 y los motores de rodilla 8, respectivamente. Los motores facilitan que las articulaciones de la cadera y la rodilla puedan pivotar, lo que da lugar a unos movimientos naturales durante la marcha. También podrían aplicarse a las articulaciones motores giratorios, como los que se ilustran en la figura 1b (ii), además de motores lineales o cualquier otra combinación, según se explicará más adelante con mayor detalle. Los subsistemas electrónicos que componen la unidad de control, los sensores, la IHM, la unidad de seguridad y las unidades de interfaz se incorporan preferentemente a la unidad electrónica 5, que a su vez se localiza preferentemente en la parte frontal del cuerpo, por debajo de la zona pectoral. La unidad de potencia 6 se localiza preferentemente en la zona de la espalda. Opcionalmente, las unidades electrónicas pueden estar separadas según cualquier otra combinación y unidas a cualquier otra zona corporal adecuada, como la pelvis y los laterales de los muslos.

El sistema de refuerzos podría incluir un mecanismo que mantuviera la distancia deseada entre las piernas, evitando así una separación o una unión excesiva de las piernas. Este mecanismo de espaciado, preferentemente una combinación de cintas y resortes, puede situarse, arqueado, entre las caras internas de los muslos, adyacente a la entrepierna. El mecanismo de espaciado puede ser también una estructura que presione los muslos desde su cara externa. En este último caso, el mecanismo podría incluir una especie de anillo ovalado situado en el perímetro pélvico, con dos cintas de metal semiflexible en los laterales, presionando los refuerzos de los muslos. El mecanismo de espaciado de las piernas puede ser activo (es decir, motorizado) o pasivo (por ejemplo, una cinta de metal flexible). La modalidad pasiva, en la que el espaciado se fija en un valor medio, es suficiente para todos los fines de locomoción prácticos, similares a la locomoción de las personas sin limitaciones de movilidad.

Los refuerzos se equipan con un medio impulsor que admite un movimiento relativo entre las distintas partes del sistema de refuerzos. El medio impulsor podría ser algún tipo de motor, como los motores lineales, los motores de músculo neumático o los motores giratorios.

A continuación se hará referencia a la figura 2a, en la que se ilustra una vista lateral esquemática de un motor lineal, de tronco a muslo, correspondiente a una forma de realización preferente del presente invento. El motor lineal 100 es adyacente al tronco 102 del usuario. El motor lineal 100 comprende un estátor 104 conectado al refuerzo en una posición que facilita que, cuando el usuario lleva el refuerzo, el estátor 104 se posicione en la zona frontal del abdomen. El forzador 106 (el rotor del motor) es la pieza móvil del motor que lo acciona en las direcciones indicadas por las flechas 108 en sentido ascendente o descendente sobre el estátor 104 y está acoplado mediante algún sistema de conexión, preferentemente al menos una cinta 110, a una palanca 112. La cinta 110 es apta para transferir la fuerza del motor a la palanca. Una parte de la palanca 112 está conectada o integrada en el refuerzo adyacente al muslo 114 del usuario, mientras que la otra parte que está conectada a la cinta 110 lateralmente sobresale longitudinalmente hasta el muslo. La parte que sobresale podría ser esencialmente perpendicular al muslo, pero podría encontrarse también en cualquier otro ángulo respecto al muslo, como se explicará más adelante. Cuando el forzador 106 tira de la cinta 110 o la empuja, el muslo 114 podría rotar en la cadera 116, en los sentidos indicados por las flechas 118. Cuando el forzador 106 se encuentra en posición ascendente, el muslo 114 avanza hacia el tronco 102, ejecutando el movimiento de un paso, mientras que si el forzador 106 se encuentra en una posición descendente, el muslo 114 se endereza respecto al tronco 102.

A continuación se hará referencia a la figura 2b, en la que se ilustra una vista lateral esquemática de un motor lineal, de tronco a muslo, correspondiente a otra forma de realización preferente del presente invento. El motor lineal 150 es adyacente al lateral del tronco 102. El estátor 152 está conectado articuladamente al sistema de refuerzos que rodea el tronco 102 (el sistema de refuerzos no se ilustra en la figura 2b) mediante un pasador de pivote 154. Esta disposición permite que el motor lineal 150 bascule al ejecutar un paso e incrementa así la eficiencia del dispositivo. El motor lineal 150 está conectado a una palanca 112 que dispone de una parte situada adyacentemente al muslo y facilita sus movimientos ascendentes y descendentes, según se ha descrito en la forma de realización anterior.

A continuación se hará referencia a la figura 3a, en la que se ilustra una vista lateral esquemática de un motor lineal, de muslo a pierna, correspondiente a una forma de realización preferente del presente invento. Un concepto similar al utilizado para el movimiento basculante del muslo respecto al tronco podría aplicarse al movimiento basculante de una pierna 150 respecto al muslo 152 alrededor de la rodilla 154. El motor lineal 156 está situado de tal modo en el refuerzo que se situará adyacente al muslo 152. El forzador 158 que se desliza sobre el estátor 160 está unido mediante una cinta 162 a una parte de una palanca 164 que sobresale lateralmente del eje longitudinal de la pierna 150 o de la parte del sistema de refuerzos al que se conecta. La otra parte de la palanca 164 es paralela y adyacente a la pierna 150. Cuando el forzador 158 se desplaza en sentido ascendente y descendente, según lo indican las flechas 166, la pierna bascula en las direcciones indicadas por las flechas 168.

A continuación se hará referencia a la figura 3b, en la que se ilustra una vista lateral esquemática de un motor de músculo neumático, de muslo a pierna, correspondiente a otra forma de realización preferente del presente invento. El estiramiento y la contracción activan un músculo neumático 170 que está conectado por un extremo a una pieza del refuerzo del muslo 172 y por el otro extremo a una palanca 174 que forma parte del refuerzo de la pierna. Una parte

## ES 2 319 390 T3

del refuerzo del muslo 172 está situado relativamente cerca de la rodilla 154 en la zona de plegado, y la palanca 174 se encuentra situada en la parte posterior del pie y podría estar unida a un refuerzo del pie 176. Cuando el músculo neumático 170 se encuentra totalmente extendido, la pierna 150 se sitúa esencialmente paralela al muslo 152, mientras que si el músculo neumático 170 se encuentra contraído, se tira de la pierna 150 hacia el muslo 152.

5

Para efectuar una estimación de la fuerza de empuje y la energía necesarias para motores lineales como los ilustrados en las figuras 2a, 2b, 3a y 3b, se construyó un modelo de motorización humana y de sistema de refuerzos. A continuación se hará referencia a la figura 4, en la que se ilustra un modelo de motorización de los refuerzos correspondiente a una forma de realización preferente del presente invento. En el modelo se presupone la presencia de dos motores lineales (por extremidad) unidos a pelvis/abdomen y al muslo y que accionan un movimiento basculante de la cadera y la rodilla, respectivamente. Según se ha explicado anteriormente, las palancas constan de dos partes, una de ellas esencialmente perpendicular al muslo o la pierna, pero que podría adoptar cualquier otro ángulo en relación con su otra parte, designándose dicho ángulo como  $\alpha_T$  o  $\alpha_L$ , como se describirá más adelante en el modelo, y estando conectado al motor mediante una cinta. Las partes perpendiculares designadas como  $e_L$  y  $e_T$  son necesarias para crear el efecto palanca. Los parámetros que se han tenido en cuenta en el diseño de las partes perpendiculares son los siguientes:

15

- Eficiencia de transmisión de energía.
- Equilibrio entre fuerza de empuje y rango de distancia de recorrido del forzador.

20

Los parámetros de diseño de las partes perpendiculares son su longitud ( $e_L$  y  $e_T$ ) y su ángulo de inclinación respecto al muslo o la pierna ( $\alpha_L$  y  $\alpha_T$ ). También se tienen en cuenta los parámetros siguientes:

25

$m_T$ : masa muscular del muslo -  $m_L$ : masa muscular de la pierna -  $L_T$ : longitud del muslo -  $L_L$ : longitud de la pierna -  $d_T$ : longitud de la biela motriz del muslo -  $d_L$ : longitud de la biela motriz de la pierna -  $\theta_T$ : ángulo normal entre el muslo y el suelo en el modo de marcha, o entre la prolongación del torso y el muslo en los demás modos. -  $\theta_L$ : ángulo normal entre la pierna y el suelo en el modo de marcha, o entre la prolongación del torso y la pierna en los demás modos. Obsérvese que:  $\theta_{Lmin} \leq \theta_L \leq \theta_T$  -  $e_T$ : longitud de la extensión del refuerzo del muslo -  $e_L$ : longitud de la extensión del refuerzo de la pierna -  $\alpha_T$ : ángulo de inclinación de la extensión del refuerzo del muslo en relación con el muslo -  $\alpha_L$ : ángulo de inclinación de la extensión del refuerzo de la pierna en relación con la pierna -  $a_p$ : distancia entre el forzador del muslo y la cadera -  $a_T$ : distancia entre el forzador de la pierna y la rodilla -  $a_{pmin}$ : el valor mínimo de  $a_p$  -  $a_{Tmin}$ : el valor mínimo de  $a_T$  -  $R_T$ : rango (distancia de recorrido) del forzador del muslo -  $R_L$ : rango (distancia de recorrido) del forzador de la pierna -  $F_{motor_T}$ : fuerza de empuje del motor del muslo -  $motor_L$ : fuerza de empuje del motor de la pierna.

35

A continuación se hará referencia a las figuras 5-8 que ilustran las fuerzas de empuje necesarias para permitir la marcha. Las figuras 5 y 6 corresponden al motor del muslo, y las figuras 7 y 8 corresponden al motor de la pierna. Los cálculos se llevaron a cabo utilizando los valores que se ejemplifican a continuación para los parámetros anteriores:

40

$$m_T = 8 \text{ Kg}$$

$$m_L = 4 \text{ Kg}$$

$$L_T = 40 \text{ cm}$$

45

$$L_L = 40 \text{ cm}$$

$$-10^\circ \leq \theta_T \leq 60^\circ$$

50

$$-10^\circ \leq \theta_L \leq \theta_T$$

$$e_T = 20 \text{ cm}$$

$$e_L = 10 \text{ cm}$$

55

$$a_{pmin} = 10 \text{ cm}$$

$$a_{Tmin} = 20 \text{ cm}$$

60

$$\alpha_T = 70^\circ$$

$$\alpha_L = 110^\circ$$

65

En las figuras 5 y 6 se aborda el motor del muslo. En la figura 5a se ilustra la fuerza máxima necesaria ( $F_{motor}$  en NT) respecto al ángulo del muslo ( $\theta_T$ ). El valor  $F_{motor}$  máximo, o par motor máximo, se obtiene estableciendo  $\theta_L = \theta_T$ . En la figura 5b se ilustra la distancia entre el forzador y la cadera,  $a_p$ , o la distancia de recorrido del forzador,  $RT$ , frente al ángulo del muslo ( $\theta_T$ ). En los gráficos se ilustran varios ángulos de inclinación ( $\alpha_T$ ) de la parte perpendicular, en relación con el muslo.

## ES 2 319 390 T3

En este ejemplo, la elección de  $\alpha T$  entre  $40^\circ$  y  $55^\circ$  da como resultado buenas combinaciones de poca fuerza y poca distancia de recorrido. La fuerza de empuje necesaria es de aproximadamente 200 NT y el rango de recorrido del forzador para  $-10^\circ \leq \theta_T \leq 60^\circ$  es de unos 16 cm. Pueden negociarse rangos más pequeños para un empuje más elevado. La marcha normal no requiere unos ángulos del muslo superiores a  $25^\circ$ , y en este caso el empuje pico será inferior a 150 NT, mientras que el rango del forzador será de unos 6 cm (para  $\alpha T = 55^\circ$ ).

En la figura 6 se ejemplifica la fuerza de empuje respecto al ángulo,  $\theta_L$ , para varios ángulos del muslo,  $\theta_T$ . El ángulo de la pierna, para cada ángulo del muslo, oscila entre  $-20^\circ$  y  $\theta_L = \theta_T$  (extremidad extendida), y el ángulo de inclinación de la parte saliente es  $\alpha T = 70^\circ$ .

En las figuras 7 y 8 se aborda el motor de la pierna. En la figura 7a se ilustra la fuerza necesaria ( $F_{\text{motor}}$  en NT) respecto al ángulo de la pierna ( $\theta_L$ ) para el ángulo del muslo  $\theta_T = 25^\circ$ . En la figura 7b se ilustra la distancia entre el forzador y la rodilla,  $aT$ , respecto al ángulo de la pierna. Los diagramas ilustran varios ángulos de inclinación ( $\alpha T$ ).

Como conclusión, a partir de los datos ejemplificados en los párrafos anteriores, se puede afirmar que es suficiente una fuerza de empuje de 40 NT para un rango de recorrido de 6 cm, en el ejemplo anterior. Unos rangos más cortos requerirán un mayor empuje. Obsérvese que  $\alpha L = 110^\circ$  da como resultado una buena combinación de poca distancia de recorrido y poca fuerza. Otros emplazamientos del motor y otras dimensiones de la extensión darían lugar a distintos valores  $\alpha$  óptimos.

En la figura 8 se ejemplifica la fuerza de empuje respecto al ángulo,  $\theta_L$ , para varios ángulos del muslo,  $\theta_T$ . El ángulo de la pierna, para cada ángulo del muslo, oscila entre  $-20^\circ$  y  $\theta_L = \theta_T$  (extremidad extendida). La energía necesaria para permitir la marcha se calcula a modo de ejemplo, y se presentan la energía necesaria para el sistema de refuerzos motorizado del presente invento y, consecuentemente, la eficiencia energética y el rango de marcha que se espera obtener en el ejemplo anterior. La energía deseable necesaria para alzar la pierna de  $0^\circ$  a  $\theta_L$  se obtiene mediante la fórmula:

$$E_L = m_L g L_L \sin^2 \frac{1}{2} \theta_L, \text{ en el modelo. Así, por ejemplo, para } \theta_L = 30^\circ, \text{ la energía necesaria es } E_L = 1,05 \text{ julios/paso.}$$

De forma parecida, la energía deseable necesaria para alzar el muslo de  $\theta_T$  a  $\theta_L$  se obtiene mediante la fórmula:  $E_T = (m_T + 2m_L)g L_T \sin^2 \frac{1}{2} \theta_T$ , lo que da como resultado, para  $\theta_T = 30^\circ$ ,  $E_T = 4,20 \text{ julios/paso}$ . Se partió del supuesto de que un paso individual se inicia alzando hacia atrás el muslo y la pierna ( $\theta_T$  y  $\theta_L$  son negativos) y prosigue alzando hacia adelante el muslo y extendiendo o casi extendiendo la pierna ( $\theta_L \rightarrow \theta_T$ ). Además, la energía cinética no se tiene en cuenta debido a la escasa velocidad. Designando los ángulos iniciales del muslo y la pierna como  $\theta_{T,INIT}$  y  $\theta_{L,INIT}$  respectivamente, la energía total necesaria para permitir el paso se obtiene con la fórmula siguiente:

$$E_s = m_L g L_L (\sin^2 \frac{1}{2} \theta_{L,INIT} + \sin^2 \frac{1}{2} \theta_L) + (m_T + 2m_L) g L_T (\sin^2 \frac{1}{2} \theta_{T,INIT} + \sin^2 \frac{1}{2} \theta_T)$$

En el ejemplo anterior, al sustituir  $|\theta_{T,INIT}| = |\theta_T|$  y  $|\theta_{L,INIT}| = |\theta_L|$  se obtiene  $E_s = 10,5 \text{ julios/paso}$ . En consecuencia, los parámetros preferentes necesarios para este ejemplo son los siguientes:

- Velocidad: 1 m/s (3,6 km/h)

- Dimensiones del paso: 40 cm

Con estos requisitos, la energía y el consumo energético son de 26,2 julios/m (10,5 julios x 2,5 pasos) y de 26,2 W, respectivamente. Así, por ejemplo, una batería de 12 V y 10 Ah (432 kJulios), para todo el sistema, permitiría un rango de marcha de 16 km, sin tener en cuenta las eficiencias.

Se utilizaron parámetros de los motores lineales disponibles para calcular la energía necesaria. Los supuestos fueron los siguientes:

- Los ángulos del muslo y de la pierna,  $\theta_T$  y  $\theta_L$ , se ciñen, en una forma de caminar normal, a  $630^\circ$ , y el ángulo medio se establece en  $15^\circ$ .

- A partir del análisis de las figuras 6 y 8, se eligieron fuerzas de empuje de 140 NT para el muslo y de 30 NT para la pierna.

- El impulsor del motor (puente "H") presenta una eficiencia del 95%.

Partiendo de los supuestos y los ejemplos anteriores, un motor del muslo requiere unos 75 W, mientras que el motor de la pierna requiere unos 35 W. Para un paso (0,4 sec), se obtuvo una necesidad energética de  $46 \text{ julios/paso}$ . Así, la eficiencia global es del 23%, siendo el rango de la marcha de 3,6 km (para 12 V y batería de 10 Ah).

El modelo y los cálculos anteriores permiten una marcha normal. Para permitir la marcha subiendo escaleras y la transición de la postura sedente a postura de parada, en cuyo caso la carga puede multiplicarse por cinco, se requieren motores lineales de mayores dimensiones u otras soluciones prácticas. Una solución consiste en utilizar un apoyo

## ES 2 319 390 T3

externo, como un bipedestador o una barandilla. Otra posible solución sería la de combinar engranajes con el sistema de motor lineal para obtener un mayor par motor, a expensas de la velocidad.

5 A continuación se hará referencia a las figuras 9a, 9b y 9c, en las que se ilustran otras representaciones esquemáticas de motores lineales correspondientes a otras formas de realización preferentes del presente invento. En la figura 9a se ilustra una disposición en doble palanca, mientras que en la figura 9b se muestra una disposición de rueda dentada. La ventaja de estas formas de realización es que hacen posible introducir un sistema de engranajes para incrementar la fuerza de empuje. Como ya se ha explicado, el empuje calculado en el modelo que se ha explicado anteriormente es suficiente para permitir una marcha normal; sin embargo, para soportar las transiciones entre la postura sedente a la  
10 postura de parada o para subir escaleras (sin el uso de un bipedestador) la fuerza debe ser mayor, lo que se consigue incorporando un engranaje.

La configuración que se muestra en la figura 2b requiere la presencia de fuerzas asimétricas para los ángulos positivo y negativo del muslo; véase la figura 5b (la fuerza necesaria es mayor para los ángulos negativos). En las  
15 configuraciones presentadas en la figura 9 se ajusta la situación y, como consecuencia, se requiere una menor fuerza de empuje. En la figura 9(a), el motor lineal 200 está situado preferentemente en el lateral de un tronco 202, de modo que no interfiera con la postura sedente. Un forzador 204 del motor lineal 200 se encuentra unido a una correa 206 que gira en torno a una rueda. Ambos extremos de la correa 206 están conectados a una palanca 210. La palanca 210 presenta una disposición dual: tiene dos extensiones 212 en ambos laterales de la palanca 210 que son adyacentes  
20 al muslo 214 y conjuntamente forman una palanca en forma de "T". Cuando el forzador 204 se desplaza, empuja la correa que, a su vez, empuja o tira de las extensiones 212, y provoca que el muslo 214 bascule respecto a la cadera 216.

En la forma de realización ilustrada en la figura 9b se utiliza una combinación de ruedas dentadas 250 como  
25 engranaje destinado a incrementar el par motor. La correa 206 que rodea la rueda 208, rodea también la rueda dentada 250 que forma parte de un refuerzo del muslo (que no se ilustra en esta figura), por lo que se sitúa en el lateral de la cadera 216.

El sistema motorizado que se ilustra en la figura 9c describe un motor lineal 220 provisto de un estátor 222 al que  
30 se unen un primer forzador 224, que corresponde al forzador del muslo, y un segundo forzador 226, que corresponde al forzador de la pierna. Se unen dos ruedas adyacentes de doble corona 228 al estátor 222 entre ambos forzadores; dichas ruedas no están correlacionadas. De forma similar a la disposición de rueda dentada que se ilustra en la figura 9b, el primer forzador 224 se une a una correa 230 que rodea una de las ruedas de doble corona 228 por un lado y la  
35 rueda dentada 232 por el otro lado. La rueda dentada 232 forma parte del refuerzo del tronco (que no se ilustra en la figura) y es adyacente a la cadera 216, de modo que el movimiento del primer forzador 224 provoca el balanceo de la cadera. De forma contraria, el segundo forzador 226 está unido a una correa 234 que rodea una de las ruedas de doble corona 228 por un lado y la rueda dentada 236 por el otro lado. La rueda dentada 236 forma parte del refuerzo de la pierna (que no se ilustra en la figura) y es adyacente a la rodilla 238, de modo que el movimiento del segundo forzador 226 causa el balanceo de la pierna 240 respecto a la cadera 314. La disposición ilustrada en la figura 9c es preferible,  
40 dado que presenta la ventaja de compactar la motorización, lo que reduce el posible engorro del sistema de refuerzos.

A continuación se hará referencia a la figura 10, en la que se ilustra una vista lateral esquemática de impulsores de músculo neumático, de tronco a muslo y de muslo a pierna, correspondientes a una forma de realización adicional preferente del presente invento. Los músculos neumáticos proporcionan una fuerza de tracción mediante contracción.  
45 Los músculos neumáticos son un tipo conocido de impulsores que actúan de forma parecida a los músculos biológicos; se trata de un dispositivo neumático (tubo) que se contrae al ensancharse cuando se le bombea aire. Se conecta al sistema de refuerzos (que no se ilustra en la figura 10) un sistema de brazo de palanca provisto de una primera parte 300 adyacente a un tronco 302, una segunda parte 304 adyacente a un muslo 306 y una tercera parte 308 adyacente a una pierna 310. En las uniones entre las tres partes del sistema de brazo de palanca, se proporcionan extensiones desde  
50 ambos lados del sistema de brazo de palanca; las primeras extensiones 312 se conectan a una segunda parte 304, que es adyacente a la cadera 314, y las segundas extensiones 316 se extienden desde la tercera parte 308, en el punto de unión de la rodilla 318. Dos músculos neumáticos 320 paralelos, cada músculo neumático equilibrado por un músculo antagonista, de forma parecida a lo que ocurre en el cuerpo humano, se conectan a un extremo de la palanca 300 y al otro extremo en una de las extensiones 312. De forma parecida, los dos músculos neumáticos 322 se conectan entre la  
55 palanca 304 y las extensiones 316.

Otra solución para incrementar el par motor sería la de utilizar motores giratorios con engranajes. A continuación se hará referencia a la figura 11, en la que se ilustran vistas laterales esquemáticas de dos configuraciones opcionales de un motor giratorio de tronco a muslo correspondiente a otra forma de realización preferente del presente invento.  
60 Los motores giratorios aportan las ventajas siguientes: a. constituyen una manera sencilla de combinar engranajes en motores giratorios; b. la posibilidad de elección entre los productos que se ofrecen es muy amplia. En la configuración (a), el motor giratorio 350 es un motor para motorización de la cadera, aunque también podrían introducirse motores parecidos en la articulación de la rodilla. En caso de motorización de la rodilla, el motor puede colocarse detrás de las rodillas o en los laterales. Los motores giratorios 350 se colocan en la parte frontal de las caderas 352 o en los laterales,  
65 de modo que no dificulten la postura sedente. El motor giratorio 350 está equipado con una rueda 354 y una rueda dentada 356 que se hacen girar mediante una correa móvil 358. La rueda dentada 356 está unida preferentemente al refuerzo pélvico (los refuerzos no se ilustran en la figura 11). La rueda dentada 356 interacciona con otra rueda dentada 360 que está unida preferentemente al refuerzo del muslo, para ofrecer varias posibilidades de engranaje.

## ES 2 319 390 T3

En la configuración (b) que se ilustra en la figura 11, ambas ruedas dentadas son concéntricas. La ventaja de la configuración que se ilustra en la figura 11b es que resulta sumamente compacta.

5 A continuación se hará referencia a la figura 11c, en la que se ilustra una vista lateral esquemática de un motor giratorio, de tronco a muslo, correspondiente a una forma de realización adicional preferente del presente invento. El motor giratorio 400 está situado en ambos laterales de la articulación, de modo que provoca escasas molestias para los movimientos de marcha o para sentarse. Cabe destacar que el motor podría situarse en cualquier otra articulación, la de la cadera o la rodilla. El motor giratorio 400 consta de dos anillos, un anillo externo 402 y un anillo interno 404. El anillo interno 404 actúa como estátor, mientras que el anillo externo 402 es el rotor que gira en torno a un pivote 10 406. El refuerzo pélvico 408 está anclado en el anillo interno 404 de modo que, al estabilizarse el movimiento relativo entre los anillos, se obtiene un movimiento relativo del muslo 412 en la cadera 414. La ventaja del motor giratorio 400 es la comodidad de su configuración, obtenida gracias a su forma de disco, plana y compacta, sin armazón.

15 Volviendo de nuevo a la figura 1, la unidad de sensores 20 controla los parámetros del sistema de refuerzos 10 y transfiere la información a la unidad de control 12 mediante las interfaces de respuesta 22. La unidad de sensores podría suministrar la información siguiente:

- Ángulos de la cadera y la rodilla.
- 20 • Varias aceleraciones de las zonas corporales.
- Ángulo de inclinación del torso y velocidad angular.

25 Así como las señales de alerta siguientes:

- Estado de la batería.
- Corriente de los motores (protección contra sobrecargas).
- Temperaturas de los componentes (motores, circuitos de alimentación, etc.), protección contra sobrecalentamiento.

35 Las señales de datos pueden proporcionar otras alertas.

Los ángulos de articulación de la cadera y la rodilla podrían medirse preferentemente con un goniómetro. Los goniómetros son conocidos en la técnica y consisten esencialmente en potenciómetros que pueden colocarse en las juntas y generan cierto voltaje proporcionalmente al ángulo de la junta. En Finley, F.R., y Kapovich, P.V., "Electrogoniometric Analysis of Normal and Pathological Gaits", Res. Quart. 35, 379-384 (1964) se revela un goniómetro que podría incorporarse al dispositivo de locomoción de la marcha del presente invento.

45 Las aceleraciones de las distintas zonas corporales podrían medirse preferentemente con un acelerómetro. Los acelerómetros son bien conocidos en la técnica y el principio de su funcionamiento se revela, por ejemplo, en Morris, J.R.W., "Accelerometry -A technique for the Measurements of Human Body Movements", J. Biomech. 6, 729-736 (1973). El dispositivo consiste básicamente en un puente con masa, en el que los movimientos de la masa provocan la desviación del equilibrio.

50 El ángulo de inclinación del torso y sus valores derivados (velocidad angular y aceleración) se obtienen preferentemente mediante sensores de inclinación. Pueden encontrarse sensores de inclinación fabricados, por ejemplo, por E.G. Crossbow Technology, Inc. Los sensores de inclinación pueden situarse en el torso. Las señales recibidas de los sensores de inclinación podrían utilizarse para iniciar un paso, ya que la inclinación de la parte superior del cuerpo se interpreta como una caída, la cual deberá evitarse dando el consiguiente paso. Cabe destacar que la actividad del dispositivo de locomoción de la marcha se inicia mediante inclinaciones deliberadas del cuerpo; de esta forma, el usuario discapacitado participa plenamente en el inicio de la marcha y en su avance, pasando a formar parte integrante del proceso de toma de decisiones.

60 Como se ha mencionado anteriormente, la unidad de control 12 supervisa el movimiento del sistema de refuerzos 10 y se comunica con la unidad de sensores 20, directamente o a través de interfaces. El controlador facilita los modos de funcionamiento siguientes:

1. Postura de parada.
2. Marcha y transición de postura de parada a marcha.
- 65 3. Transiciones entre postura yacente y sedente.
4. Ascensión (por ejemplo, subir escaleras).

## ES 2 319 390 T3

5. Descenso (por ejemplo, bajar escaleras).

6. Entrenamientos.

5 7. Pruebas.

8. Aprendizaje/adaptación.

10 La unidad de control 12 genera señales para los impulsores de potencia 18 que motorizan el sistema de refuerzos 10, y reciben respuestas de la unidad de sensores 20. La respuesta de los sensores es necesaria para efectuar un algoritmo de bucle cerrado de los modos 1 a 6, como se explicará a continuación. En el modo de caminador, el dispositivo de locomoción de la marcha se encuentra en su capacidad de entrenamiento activo/pasivo (por ejemplo, pedaleo). El modo de prueba recurre a la unidad de seguridad 24 para asegurar el funcionamiento adecuado; la unidad de control 12 activa las señales de prueba y supervisa las señales de respuesta resultantes.

15 En el modo de aprendizaje/adaptación, el algoritmo se adapta al usuario; por ejemplo, el sistema “aprende”, preferentemente aplicando un algoritmo de red neuronal, y adquiere los distintos parámetros necesarios para los modos de funcionamiento.

20 La unidad de control 12 está equipada con un procesador 14 que utiliza algoritmos de control de bucle cerrado, junto con la implicación por parte del usuario. Los algoritmos de bucle cerrado y el usuario interactúan para establecer un tipo de marcha, una transición u otro modo de funcionamiento. El usuario participa principalmente en la elección del modo de funcionamiento, 1-8, y para llevar a cabo los movimientos voluntarios de la parte superior del cuerpo.

25 A continuación se hará referencia a la figura 12, en la que se ilustra un esquema de control en tiempo real correspondiente a una forma de realización preferente del presente invento. La selección de los modos de funcionamiento 500 mencionados anteriormente se efectúa mediante órdenes de modo de funcionamiento 502. Las órdenes de modo de funcionamiento 502 especifican un conjunto de patrones 504 que comprenden bloques de tiempo (índice) y patrones dependientes del modo  $\{\Theta = \Theta(n,P)\}$ , donde “n” es el índice temporal y “P” es el parámetro modal. Cada patrón específico o función de tiempo representa un determinado modo o situación en los dispositivos de locomoción de la marcha del presente invento. El conjunto de patrones 504 proporciona la dependencia funcional necesaria de los ángulos que deben controlarse  $\Theta = (\theta_{RT}, \theta_{LT}, \theta_{RL}, \theta_{LL})$ , en el índice temporal, a saber,  $\Theta_p = \Theta_p(n)$ . La escala temporal se determina mediante programación lógica 506 en un proceso de adaptación en tiempo real que se ve influido principalmente por el ángulo de inclinación del torso y sus valores derivados, velocidad angular y aceleración. La programación lógica 506 acepta señales de error 508:  $E_1 = \Theta_p - \Theta$  y  $E_2 = \Theta_d - \Theta_f$  y envía una orden motora 510. Para minimizar la magnitud de los errores, existen varios algoritmos y métodos diferentes, incluyendo la lógica difusa.

40 Para comprender mejor el funcionamiento de la unidad de control, se comentará a continuación la iniciación de la marcha, a modo de ejemplo. Partiendo del supuesto de un modo de postura de parada, en el que  $\Theta_f = (\theta_{ilt}, \theta_{ilt}^x, \theta_{ilt}^y) \approx (0,0,0)$ , es decir, que el vector de inclinación es cero en el sentido de la lógica difusa, y también  $\Theta \approx (0,0,0,0)$ . El usuario elige un modo de marcha utilizando la orden del modo de funcionamiento 502, y se carga el patrón adecuado  $\Theta_p(n)$  del conjunto de patrones 504 en la programación lógica 506. A continuación, el usuario inclina la parte superior de su cuerpo hacia adelante, más allá de cierto ángulo umbral, y los errores  $E_1$  y  $E_2$  508 alcanzan valores de gran magnitud (el vector de inclinación deseado es  $\Theta_d \approx (0,0,0)$ ). El proceso consistente en minimizar la magnitud de los errores se traduce en la formación de un paso adelante que evita la caída. El paso sólo está parcialmente definido por el vector  $\Theta_p$ , y la programación lógica 506 utiliza el ángulo de inclinación y sus valores derivados (a través de  $E_2$ ) para generar los parámetros siguientes:

- 50
- Límites o magnitudes de los ángulos de la cadera y la rodilla,  $\Theta_{max} = (\theta_{RT}, \theta_{LT}, \theta_{RL}, \theta_{LL})_{max}$ .
  - Velocidad del proceso o escala temporal (frecuencia de muestreo 1/T).

55 Un paso se forma cuando al paso inicial le sigue un balanceo periódico del torso, entre la postura erguida y la postura inclinada. El período de tiempo de la oscilación del torso controla la velocidad de la marcha. En la tabla que se muestra más adelante se ejemplifica un patrón de marcha,  $\Theta_p(n)$ , de una sola extremidad. La marcha se divide en seis fases que también se ilustran en la figura 20.

60 A continuación se hará referencia a la figura 20, en la que se ilustran las fases del patrón de marcha de una sola extremidad, correspondiente a una forma de realización preferente del presente invento. El patrón de marcha se demuestra mediante una tabla cíclica ( $n=1$  corresponde a  $n=420$ : la extremidad está extendida y perpendicular al suelo). Alternativamente, puede generarse un patrón utilizando funciones como las siguientes:  $\theta(n) = \theta_0 + K(n)\delta\theta$ , donde K depende de la fase (y de la respuesta) y  $\delta\theta$  es el incremento del ángulo. El segundo método podría requerir menos memoria.

65

## ES 2 319 390 T3

Grados	Fase 1		Fase 2		Fase 3		Fase 4		Fase 5		Fase 6	
	$\theta_T$	0	-25.. -10	-10.... -10	.... 20	20 ... 20	19.8.. 10.0	... 0				
$\theta_L$	0	-25.. -10	-10.3 ... -25	.... -10	-9.8 ... 20	19.8 .. 0,0	... 0					
$\theta_T-L$	180	180 180	179.8 ... 165	.... 150	150.3... 180	180 .. 170	... 180					
<b>N</b>	1	2 ... 40	41 .... 100	.... 220	221 ... 340	341 .. 380	... 420					
<b>Índice temporal</b> <span style="font-size: 2em;">→</span>												

El patrón de marcha de las dos extremidades es esencialmente idéntico, desviándose cíclicamente uno de los patrones respecto al otro.

Volviendo ahora a la figura 12, el sistema se controla mientras se proporcionan señales de respuesta 514.

Como se ha indicado en el ejemplo anterior, las órdenes de movimiento emitidas por la unidad de control 12 se sincronizan con los movimientos corporales voluntarios del usuario. Los movimientos corporales voluntarios se dividen esencialmente en tres categorías:

1. Inclinación de la parte superior del cuerpo.
2. "Lanzamiento" del cuerpo o aplicación de un par de torsión angular súbito.
3. Uso de apoyos externos, como bipedestadores y barandillas.

Dado que la acción de caminar puede visualizarse como una serie de caídas evitadas, la inclinación de la parte superior del cuerpo detectada por la unidad de sensores 20 puede ser interpretada por la unidad de control 12 como una caída. Como consecuencia de una inclinación de la parte superior del cuerpo, la unidad de control 12 inicia un paso mediante los impulsores de potencia 18. De esta forma, la inclinación de la parte superior del cuerpo se incorpora al algoritmo de la marcha.

A continuación se hará referencia a la figura 13, en la que se ilustra un algoritmo de modo de marcha correspondiente a una forma de realización preferente del presente invento. Como se ha mencionado anteriormente, el modo de marcha se inicia desde los parámetros 550 de postura de parada. El usuario inclina la parte superior del cuerpo mediante un movimiento corporal voluntario 552. El algoritmo calcula los parámetros de paso 554 utilizando el ángulo de inclinación y sus valores derivados, y controla la magnitud del paso (mediante las magnitudes de los ángulos de la cadera y la rodilla), así como la velocidad, utilizando un patrón del conjunto de patrones que se muestra en la figura 12. Los movimientos de las extremidades 556 se llevan a cabo utilizando los motores, para poder ejecutar un paso. El giro durante la marcha se consigue mediante el movimiento corporal del usuario, en este caso "lanzando" la parte superior del cuerpo, que aplica un par de torsión angular súbito a la pierna en la que está apoyado el peso del cuerpo. En una orden de giro 558, la pierna del usuario sirve como eje para el giro. Después de completar un paso con una extremidad, la otra extremidad sigue un procedimiento parecido, según lo esperado 560.

A continuación se hará referencia a la figura 14, en la que se ilustra un procedimiento de transición de postura yacente a postura sedente correspondiente a una forma de realización preferente del presente invento. El control de los motores se lleva a cabo de forma parcialmente manual, por parte del usuario o del asistente del usuario. El grado de apoyo externo 600 depende del nivel de discapacidad del usuario. El usuario se pone el dispositivo de locomoción de la marcha del presente invento, preferentemente debajo de la ropa, con las extremidades extendidas, y podría bloquearlo mediante los motores, en una posición yacente 602. El usuario activa los motores de la cadera hasta alcanzar la posición sedente 604; es preferible que los motores se detengan automáticamente. Las rodillas siguen bloqueadas. El usuario activa los motores de las piernas para colocar las piernas sobre el suelo. Para tal fin, el usuario se sitúa al borde de la cama 606. Para mantener la estabilidad en cualquiera de las etapas, el usuario se apoya con la mano o, de no ser posible, con el apoyo externo 600. En la posición final al borde de la cama, las piernas alcanzan  $0^\circ$  (piernas paralelas al torso). En la postura de parada 608, las extremidades deben estar extendidas ( $\theta_T: 90^\circ \rightarrow 0^\circ$ ,  $\theta_L: 0^\circ \rightarrow 0^\circ$ ), lo que significa que los motores de la pierna deben girar las articulaciones de la rodilla (hasta  $90^\circ$ ) para mantener la igualdad  $\theta_L=0^\circ$ . Se accionan dos pares de motores alternativamente (caderas-rodillas-caderas..., etc.), aplicando pequeños incrementos para mantener la estabilidad en la postura de parada 608.

El control automático de la transición de postura sedente a parada, es decir, la activación simultánea de todos los motores por parte del controlador, puede implicar los parámetros preadquiridos. Estos parámetros (a saber, el ángulo de inclinación como una función de los ángulos de la cadera y la rodilla durante la transición) se miden y se almacenan durante la fase de aprendizaje del sistema (modo aprendizaje/adaptación): el sistema del motor responsable de las transiciones debería situarse en su engranaje inferior, y el cambio de engranaje podría efectuarse manualmente.

Como se ha mencionado, la tarea principal en el modo de postura de parada es mantener la estabilidad. En este modo de postura de parada se utilizan los mecanismos de control siguientes: movimientos de la parte superior del cuerpo; pequeños pasos rápidos hacia adelante y hacia atrás; y apoyo externo, por ejemplo un bipedestador. En cuanto a los movimientos de la parte superior del cuerpo, la estabilidad se mantiene de forma similar a lo que hacen las personas sin discapacidad. Sin embargo, dado que esto podría no ser suficiente, el controlador activa automáticamente

## ES 2 319 390 T3

un segundo mecanismo, basándose en la respuesta (ángulo de inclinación, velocidad y aceleración angulares) enviada por la unidad de sensores. El algoritmo para el segundo mecanismo es parecido al inicio de la marcha que se ha comentado anteriormente. El uso del bipedestador depende de la gravedad de la discapacidad.

5 En este caso, se sugieren dos medios de estabilización adicionales:

1. Rodillas dobladas: durante la marcha, y especialmente en la postura de parada, una ligera flexión de las rodillas (rodillas desbloqueadas:  $\theta_L < \theta_T$ ) mejorará la estabilidad, como ocurre en realidad en las personas sin discapacidad. En este caso, no se requiere ningún esfuerzo adicional por parte del usuario.

10

2. Palos laterales: es posible incrementar considerablemente la estabilidad, en especial la estabilidad lateral, colocando unas muletilas en los laterales del cuerpo.

15 A continuación se hará referencia a la figura 15, en la que se ilustra una vista lateral esquemática de unos palos laterales unidos al sistema de refuerzos correspondiente a una forma de realización preferente del presente invento. El sistema de refuerzos 700 que comprende un refuerzo del torso 702, un refuerzo de la pelvis 704, dos refuerzos de los muslos 706 y dos refuerzos de las espinillas 708 se equipa con palos laterales telescópicos plegables 710 que actúan en cierta forma a modo de plumas o muletilas, para evitar un plegado lateral o posterior excesivo (que se indica mediante las flechas 714), ofreciendo un apoyo directo para los refuerzos de la parte superior del cuerpo. Cada uno de los palos laterales 710 podría estar equipado preferentemente con un mango 712 y sujeto al sistema de refuerzos 700 mediante una junta esférica 716. Los palos laterales también podrían estar conectados al controlador y estar motorizados.

25 Opcionalmente, podría incorporarse un dispositivo estabilizador adicional al sistema de refuerzos, los zapatos estabilizadores descritos en Collins, Wisse y Ruina, "A 3-D Passive-Dynamic Walking Robot with Two Legs and Knees", presentada para su publicación en el *International Journal of Robotics Research*, de febrero de 2001; robot bípedo, dinámico y pasivo tridimensional. Los zapatos estabilizadores mejoran la estabilidad lateral y causan un balanceo de apoyo lateral. La marcha normal conlleva un balanceo lateral del cuerpo que requiere el mantenimiento de un centro de presión en la zona de los pies; de esta forma se mantiene una estabilidad de apoyo casi estático.

30

35 A continuación se hará referencia a las figuras 16a y 16b, en las que se ilustran vistas esquemáticas posteriores y frontales, respectivamente, de un zapato izquierdo correspondiente a una forma de realización preferente del presente invento. El zapato izquierdo 800 se ha modelado de tal forma que fomente un apoyo lateral. Dado que el zapato es más ancho, la estabilidad lateral es mejor. En la vista lateral, se muestra la forma redondeada del zapato 800. La forma redondeada se adapta para facilitar la suavidad y la facilidad de los pasos. La parte inferior del soporte de la pierna está unida al zapato 800 y se aporta una conexión 804 para que el usuario pueda insertar en ella su pie.

40 En forma de algoritmo, el método para subir escaleras se ilustra como una variante del modo de marcha. En este modo, el mecanismo impulsor se cambia a un engranaje inferior, ya sea automática o manualmente, y se utiliza el patrón pertinente. Al igual que en el modo de marcha, el usuario indica los parámetros exactos del patrón, como la altura y la profundidad del paso, mediante el grado de inclinación del cuerpo y a través de la IHM. Al igual que en el modo de marcha, el paso de avance se forma inclinando la parte superior del cuerpo.

45 El movimiento de descenso puede llevarse a cabo mediante otro algoritmo. A continuación se hará referencia a la figura 17, en la que se ilustra un algoritmo de modo de descenso correspondiente a una forma de realización preferente del presente invento. De nuevo la posición inicial es una postura de parada 650. El usuario que desea descender escaleras, por ejemplo, inclina la parte superior del cuerpo 652 y, de forma parecida al algoritmo del modo de marcha, el dispositivo calcula los parámetros del paso 654. El dispositivo pone en marcha los motores para ejecutar una ligera inclinación hacia adelante 656 que provoca un pequeño paso hacia adelante, con una rodilla bloqueada (por ejemplo la derecha,  $\theta_{RL} = \theta_{RT} \rightarrow \approx 10^\circ$ ), y plegando la otra pierna 658 ( $\theta_{LT} \rightarrow \approx -5^\circ$ ,  $\theta_{LL} \rightarrow \approx -50^\circ$ ). En cuanto se estabiliza la extremidad derecha sobre la superficie inferior 660, la extremidad izquierda prosigue con el patrón hasta una postura de parada u otra de descenso 662. Al igual que en el modo de marcha, los motores de la cadera y la rodilla obedecen a unos patrones predefinidos suministrados por el conjunto de patrones y ajustados a los movimientos del usuario.

55 Otros modos que se han comentado anteriormente son el modo de entrenamiento, el modo de prueba y el modo de aprendizaje/adaptación. En el modo de entrenamiento, el dispositivo de locomoción de la marcha del presente invento puede utilizarse para un movimiento activo/pasivo de pedaleo. El usuario podría combinar su propia fuerza muscular con la fuerza de impulso, estableciendo el propio usuario la proporción entre ambas según el nivel de su discapacidad. En el modo de prueba, el controlador inicia un algoritmo de autoevaluación. Durante este modo, no es necesario que el usuario lleve el dispositivo. La autoevaluación podría incluir los pasos siguientes:

60

- Comprobación de la batería (por ejemplo, curva de recuperación a corto plazo, además de medición del voltaje conectado).

65

- Examen de las conexiones, transmitiendo y recibiendo para ello señales de reconocimiento.

- Examen de los sensores, activando los motores y controlando las respuestas.

## ES 2 319 390 T3

- Autoevaluación del controlador.

En el modo de aprendizaje/adaptación, el controlador adquiere distintos parámetros de marcha. Este modo se utiliza principalmente durante el período de aprendizaje del usuario. Los distintos patrones,  $\{\Theta_p(n)\}$ , incluidos en el conjunto de patrones (patrón de marcha, patrón de descenso, etc.) se están adaptando a los parámetros particulares del usuario.

En todos los patrones mencionados, se utilizaron inclinaciones de la parte superior del cuerpo para iniciar la reacción del dispositivo. El movimiento de inclinación puede ser más complejo e incluir inclinaciones laterales. El vector de inclinación exacto puede ser detectado por los sensores de inclinación, según se ha explicado anteriormente; por ejemplo, un sensor para las inclinaciones adelante/atrás y otro para las inclinaciones laterales. El vector de inclinación debería superar cierto umbral para que se iniciara un paso. Los parámetros de este vector de umbral (ángulos hacia adelante, hacia los laterales, y sus valores temporales derivados) se ajustan para que se adapten a las necesidades particulares del usuario.

El dispositivo de locomoción de la marcha del presente invento puede combinarse con un sistema de estimulación eléctrica funcional (EEF). La combinación de ambas funciones incorpora las ventajas del sistema de EEF a las ventajas del dispositivo de locomoción de la marcha, lo que contribuye a una auténtica marcha de base muscular. La incorporación de EEF al dispositivo de locomoción de la marcha mejora las capacidades muscular, de entrenamiento de la marcha y fisioterapéutica del dispositivo; el usuario puede combinar así su propia fuerza muscular con el apoyo motorizado del dispositivo de locomoción de la marcha.

A continuación se hará referencia a la figura 18, en la que se ilustra un diagrama de bloques de un dispositivo de locomoción de la marcha correspondiente a otra forma de realización preferente del presente invento, que incorpora un sistema de EEF. El dispositivo de locomoción de la marcha del presente invento comprende unas funciones parecidas a las del dispositivo de locomoción de la marcha comentado anteriormente. Consta de un sistema de refuerzos 11 en el que se apoyan partes del cuerpo, y de electrodos 13 que transmiten señales eléctricas. El sistema de refuerzos 11 incluye medios impulsores como los ilustrados anteriormente en las figuras 2a, 2b y 3.

Una unidad de control relativamente pequeña 12 supervisa el movimiento del sistema de refuerzos 11 y las señales eléctricas que envían los electrodos 13. La unidad de control 12 envía una orden a los impulsores de señales de estimulación 30 que generan la señal de estimulación que se envía al cuerpo a través de los electrodos 13. Una unidad de sensores 20 que contiene varios sensores controla los parámetros de referencia y transmite la información a la unidad de control 12 a través de las interfaces de respuesta 22. El dispositivo de locomoción de la marcha comprende también una interfaz hombre-máquina, IHM 16, a través de la cual la persona controla los modos de funcionamiento y los parámetros del dispositivo. El dispositivo de locomoción de la marcha comprende también una unidad de potencia 28 que incorpora una fuente de alimentación portátil y sus circuitos relacionados.

Los modos en los que podría configurarse el dispositivo de locomoción de la marcha que incorpora EEF son los siguientes:

- Modo EEF: el dispositivo de locomoción de la marcha actúa como un sistema de freno de apoyo.
- Modo de marcha con EEF: el sistema de motores funciona paralelamente al sistema de EEF.

Durante el modo EEF, el dispositivo de locomoción de la marcha actúa como una ortesis de freno controlado (parecida a las reveladas en la patente US-5.476.441), en la que los motores se utilizan como sistema de frenado, mientras que el sistema de refuerzos sostiene el cuerpo, lo que reduce la fatiga muscular. Se aplica una secuencia de señales de estimulación a las extremidades inferiores del cuerpo, alternativamente, respondiendo a la inclinación de la parte superior del cuerpo; se crea un movimiento de marcha mediante la oscilación periódica del torso entre las posiciones erguida e inclinada. Al igual que en el modo de marcha normal de la forma de realización anterior, los sensores de la inclinación situados en el torso perciben los movimientos de inclinación periódica y sincronizan el intercambio entre las extremidades inferiores. En consecuencia, las órdenes externas para cada paso resultan ahora redundantes. Si se detecta fatiga muscular mediante una reducción de la velocidad de la marcha, por ejemplo, el sistema combinado puede cambiar automáticamente al modo de marcha normal.

En el modo del dispositivo de locomoción de la marcha con EEF, el sistema de refuerzos motorizado asume una parte de la carga de la marcha; la fuerza muscular se combina con la fuerza del motor. A continuación se hará referencia a la figura 19, en la que se ilustra un algoritmo de modo de marcha correspondiente a una forma de realización preferente del presente invento. De nuevo, se inicia desde la postura de parada 750, y la inclinación de la parte superior del cuerpo 752 indica la voluntad de empezar a andar. Al seleccionar el modo 754 del dispositivo de locomoción de la marcha con EEF, se calculan ambos métodos de marcha-recuperación; la lógica de equalización 760 presume, por ejemplo, que EEF es prioritaria para accionar la marcha 756. La imposibilidad de ejecutar el patrón de marcha, que podría ser detectada por la lógica de equalización a partir de las señales de respuesta 762, provocará el accionamiento del modo de dispositivo de locomoción de la marcha 758, y el grado de apoyo del dispositivo dependerá del rendimiento de la EEF. De esta forma, en la lógica de equalización 760 reside el algoritmo que determina el grado de participación en el proceso de marcha de cada método que satisface los ángulos objetivos, así como la elección del usuario (a través de la IHM).

## ES 2 319 390 T3

Si bien se han descrito varios métodos para accionar las articulaciones, resultará evidente para los expertos en la técnica que el método analizado en este documento se ofrece como mero ejemplo de las formas de realización preferentes.

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

# ES 2 319 390 T3

## REIVINDICACIONES

- 5 1. Un dispositivo de locomoción de la marcha apto para que lo lleve un usuario con discapacidad, comprendiendo dicho dispositivo: un sistema de refuerzos (10) que comprende una variedad de segmentos unidos (2, 3, 4), siendo  
10 apto dicho sistema de refuerzos para adaptarse a la parte inferior del usuario con discapacidad, y comprendiendo un medio impulsor (18) apto para proporcionar un movimiento relativo entre dicha pluralidad de segmentos unidos; una unidad de sensores (20) que consta de varios sensores para monitorizar parámetros del sistema de refuerzos (10), comprendiendo dichos parámetros un ángulo de inclinación del torso y posiciones angulares de dicha pluralidad de  
15 segmentos articulados; una unidad de control (12) que comunica con la unidad de sensores (20) para recibir información de respuesta de dichos sensores, y con una interfaz hombre-máquina de dichos sensores, apta para recibir órdenes del usuario, siendo apta también la unidad de control (12) para supervisar los medios impulsores (18) y facilitar que dicho sistema de refuerzos (10) pueda ejecutar patrones de marcha y permitir que el usuario se sostenga con seguridad en una postura de parada gracias al apoyo de dichos refuerzos, utilizando un algoritmo de control de bucle cerrado y empleando dicho sistema de refuerzos ciertos parámetros, conjuntamente con las órdenes del usuario recibidas a través de dicha interfaz hombre-máquina, para seleccionar un modo de funcionamiento de entre los que componen un grupo consistente en modo de pie, modo de marcha, modo de ascenso, modo de descenso, modo de transición de yacente a sedente, modo de transición de sedente a postura de parada, modo de transición de postura de parada a marcha, modo de entrenamiento, modo de aprendizaje o una combinación de todos ellos.
- 20 2. El dispositivo de locomoción de la marcha reivindicado en la reivindicación 1, en el que el sistema de refuerzos comprende un refuerzo del torso (701) y un refuerzo de la pelvis (1) aptos para adaptarse al tronco del usuario, dos refuerzos de los muslos (2) aptos para adaptarse a los muslos del usuario, y dos refuerzos de las piernas (3) aptos para adaptarse a las piernas y los pies del usuario.
- 25 3. El dispositivo de locomoción de la marcha reivindicado en la reivindicación 1, en el que se proporcionan unos zapatos estabilizadores (4) unidos al sistema de refuerzos, siendo aptos dichos zapatos estabilizadores para mejorar la estabilidad lateral.
- 30 4. El dispositivo de locomoción de la marcha reivindicado en la reivindicación 3, en el que dichos zapatos estabilizadores se proporcionan con un apoyo lateral (800).
5. El dispositivo de locomoción de la marcha reivindicado en la reivindicación 3, en el que dichos zapatos estabilizadores se proporcionan con una base redondeada (800).
- 35 6. El dispositivo de locomoción de la marcha reivindicado en la reivindicación 1, en el que dicho sistema de refuerzos se proporciona con dos muletillas laterales (708) aptas para proporcionar un apoyo directo al usuario.
- 40 7. El dispositivo de locomoción de la marcha reivindicado en la reivindicación 6, en el que dichas muletillas laterales (708) son de tipo plegable, para facilitar que pueda ajustarse su altura.
8. El dispositivo de locomoción de la marcha reivindicado en la reivindicación 7, en el que al menos una de estas dos muletillas laterales (708) comprende al menos dos elementos (710) unidos de forma telescópica para ajustar la longitud de dichas muletillas.
- 45 9. El dispositivo de locomoción de la marcha reivindicado en la reivindicación 6, en el que cada una de estas dos muletillas (708) dispone de un mango (712) que facilita el agarre de las muletillas.
10. El dispositivo de locomoción de la marcha reivindicado en la reivindicación 6, en el que las dos muletillas laterales (708) están motorizadas.
- 50 11. El dispositivo de locomoción de la marcha reivindicado en la reivindicación 1, en el que dicho medio impulsor está acoplado a las articulaciones entre los segmentos unidos (2, 3, 4) de dicho sistema de refuerzos.
- 55 12. El dispositivo de locomoción de la marcha reivindicado en la reivindicación 1, en el que dichos medios impulsores comprenden motores lineales (100).
13. El dispositivo de locomoción de la marcha reivindicado en la reivindicación 12, en el que dos de estos motores son aptos para colocarse adyacentes a las caderas del usuario.
- 60 14. El dispositivo de locomoción de la marcha reivindicado en la reivindicación 12, en el que dos de estos motores son adyacentes a las rodillas del usuario.
- 65 15. El dispositivo de locomoción de la marcha reivindicado en la reivindicación 12, en el que al menos uno de los motores lineales se equipa con un estátor (104) que dispone de un forzador (106), estando conectado dicho estátor a uno de los segmentos unidos, y en el que dicho forzador se acopla a una palanca (112) que está unida a un brazo de apoyo adyacente.

## ES 2 319 390 T3

16. El dispositivo de locomoción de la marcha reivindicado en la reivindicación 15, en el que dicha palanca presenta una parte saliente lateralmente, y en el que dicho forzador está acoplado a dicha parte.

5 17. El dispositivo de locomoción de la marcha reivindicado en la reivindicación 15, en el que dicho estátor está conectado de forma basculante a los segmentos unidos.

18. El dispositivo de locomoción de la marcha reivindicado en la reivindicación 1, en el que dichos medios impulsores comprenden un motor de fuerza de empuje que consta de un motor lineal (350) equipado con engranajes (360), estando conectado dicho motor lineal a uno de los segmentos unidos, y en el que el forzador (106, 158) de dicho motor lineal está conectado a una correa (206) que presenta dos extremos, situándose dicha correa alrededor de una rueda (208) y acoplada también a una palanca (210) conectada a un segmento unido articulado adyacente.

19. El dispositivo de locomoción de la marcha reivindicado en la reivindicación 18, en el que dicha palanca está dotada de dos elementos salientes (212), y en el que cada uno de los dos extremos de dicha correa está conectado a uno de los elementos salientes laterales de dicha palanca.

20. El dispositivo de locomoción de la marcha reivindicado en la reivindicación 18, en el que dicha palanca es una rueda dentada (250) conectada a una articulación entre segmentos unidos.

21. El dispositivo de locomoción de la marcha reivindicado en la reivindicación 1, en el que dichos medios impulsores comprenden un motor de fuerza de empuje en el que un motor lineal (350) equipado con engranajes (360) está conectado a un segmento unido entre dos articulaciones, y en el que un estátor de dicho motor lineal se equipa con dos ruedas adyacentes, estando equipado dicho estátor con un primer forzador (106, 158) acoplado a una correa, girando dicha correa alrededor de una de las ruedas y haciendo rodar una rueda dentada que está unida adyacente a una de las articulaciones, y en el que dicho estátor está equipado con un segundo forzador acoplado a otra correa que gira en torno a otra rueda y hace girar otra rueda dentada que está unida adyacente a la otra articulación.

22. El dispositivo de locomoción de la marcha reivindicado en la reivindicación 1, en el que dichos medios impulsores comprenden un impulsor de músculo neumático.

30 23. El dispositivo de locomoción de la marcha reivindicado en la reivindicación 1, en el que dichos medios impulsores comprenden un motor giratorio.

35 24. El dispositivo de locomoción de la marcha reivindicado en la reivindicación 23, en el que dicho motor giratorio está situado en una articulación entre segmentos unidos de dicho sistema de refuerzos.

40 25. El dispositivo de locomoción de la marcha reivindicado en la reivindicación 24, que comprende además una pluralidad de ruedas dentadas (250) que interaccionan, estando conectada al menos una de dichas ruedas dentadas, mediante una correa móvil (206), a otra rueda para posibilitar un movimiento relativo entre los segmentos unidos.

26. El dispositivo de locomoción de la marcha reivindicado en la reivindicación 25, en el que las dos ruedas dentadas que interaccionan son concéntricas.

45 27. El dispositivo de locomoción de la marcha reivindicado en la reivindicación 1, en el que al menos uno de los sensores es un sensor de inclinación.

50 28. El dispositivo de locomoción de la marcha reivindicado en la reivindicación 27, en el que se conecta un goniómetro a las articulaciones entre los segmentos unidos de dicho sistema de refuerzos, para medir el ángulo de la articulación.

29. El dispositivo de locomoción de la marcha reivindicado en la reivindicación 1, en el que al menos uno de los sensores es un sensor de aceleración.

55 30. El dispositivo de locomoción de la marcha reivindicado en la reivindicación 29, en el que al menos uno de los sensores es un acelerómetro.

31. El dispositivo de locomoción de la marcha reivindicado en la reivindicación 1, en el que dicha información incluye ángulos de articulación entre segmentos unidos de dicho sistema de refuerzos.

60 32. El dispositivo de locomoción de la marcha reivindicado en la reivindicación 1, en el que dicha información incluye aceleraciones de las partes del cuerpo del usuario.

33. El dispositivo de locomoción de la marcha reivindicado en la reivindicación 1, en el que dicha información incluye velocidades angulares.

65 34. El dispositivo de locomoción de la marcha reivindicado en la reivindicación 1, en el que se incorpora un procesador (14) a la unidad de control, siendo apto dicho procesador para ejecutar un algoritmo de control del movimiento.

## ES 2 319 390 T3

35. El dispositivo de locomoción de la marcha reivindicado en la reivindicación 34, en el que dicho algoritmo comprende órdenes que determinan los ángulos entre los segmentos unidos y la posición de los segmentos unidos, de modo que puedan ejecutarse ciertos modos predeterminados de funcionamiento en dicho sistema de refuerzos.
- 5 36. El dispositivo de locomoción de la marcha reivindicado en la reivindicación 1, en el que al menos uno de dichos modos de funcionamiento se inicia cuando se supera un valor umbral en la posición angular de al menos uno de los segmentos unidos.
- 10 37. El dispositivo de locomoción de la marcha reivindicado en la reivindicación 1, en el que al menos uno de dichos modos de funcionamiento se inicia al recibir una señal controlada por al menos uno de dichos sensores, indicando dicha señal que se ha superado un valor umbral en el ángulo de inclinación del torso de la persona.
- 15 38. El dispositivo de locomoción de la marcha reivindicado en la reivindicación 1, en el que dicha unidad de control se comunica con dichos medios impulsores a través de los impulsores de potencia (18).
39. El dispositivo de locomoción de la marcha reivindicado en la reivindicación 1, en el que al menos uno de los sensores se comunica con dicha unidad de control a través de las interfaces de respuesta (22).
- 20 40. El dispositivo de locomoción de la marcha reivindicado en la reivindicación 1, en el que dicho dispositivo de locomoción de la marcha comprende también una unidad de seguridad (24) y una unidad de pruebas incorporada (24).
- 25 41. El dispositivo de locomoción de la marcha reivindicado en la reivindicación 40, en el que dicha unidad de seguridad se comunica con dicha unidad de control.
42. El dispositivo de locomoción de la marcha reivindicado en la reivindicación 40, en el que dicha unidad de seguridad se comunica con al menos uno de los sensores.
- 30 43. El dispositivo de locomoción de la marcha reivindicado en la reivindicación 1, en el que dicho dispositivo de locomoción de la marcha comprende también una unidad de potencia.
44. El dispositivo de locomoción de la marcha reivindicado en la reivindicación 1, en el que al menos uno de los sensores proporciona una señal de alerta.
- 35 45. El dispositivo de locomoción de la marcha reivindicado en la reivindicación 44, en el que la señal de alerta indica el estado de la potencia del dispositivo de locomoción de la marcha.
- 40 46. El dispositivo de locomoción de la marcha reivindicado en la reivindicación 44, en el que la señal de alerta indica la presencia de corriente en dichos medios impulsores.
47. El dispositivo de locomoción de la marcha reivindicado en la reivindicación 1, en el que dicho dispositivo de locomoción de la marcha comprende también al menos un sensor de temperatura.
- 45 48. El dispositivo de locomoción de la marcha reivindicado en la reivindicación 47, en el que dicho dispositivo de locomoción de la marcha comprende también protección contra sobrecalentamiento.
49. El dispositivo de locomoción de la marcha reivindicado en la reivindicación 48, en el que se controla la temperatura de los medios impulsores.
- 50 50. El dispositivo de locomoción de la marcha reivindicado en la reivindicación 47, en el que se controla la temperatura de la unidad de control.
- 55 51. El dispositivo de locomoción de la marcha reivindicado en la reivindicación 1, en el que dicho dispositivo de locomoción de la marcha comprende también un sistema de estimulación eléctrica funcional (EEF).
52. El dispositivo de locomoción de la marcha reivindicado en la reivindicación 51, en el que dicho dispositivo de locomoción de la marcha comprende también electrodos para EEF, estableciendo dichos electrodos comunicación eléctrica con un generador de señales.
- 60 53. El dispositivo de locomoción de la marcha reivindicado en la reivindicación 53, en el que dicho generador de señales se comunica con dicha unidad de control.
54. El dispositivo de locomoción de la marcha reivindicado en la reivindicación 52, en el que dicha unidad de control comprende también órdenes que dictan una señal eléctrica que es transmitida por los electrodos.
- 65 55. El dispositivo de locomoción de la marcha reivindicado en la reivindicación 51, en el que dicha unidad de control comprende también órdenes que activan el sistema de EEF.

## ES 2 319 390 T3

56. El dispositivo de la reivindicación 35, en el que el algoritmo comprende un algoritmo de modo de marcha que se inicia desde los parámetros de modo de postura de parada, comprendiendo dicho algoritmo las etapas siguientes: detección de inclinación de la parte superior del cuerpo del usuario, determinación del ángulo de inclinación y sus valores derivados; cálculo de los parámetros de los pasos para un patrón de marcha, de entre un conjunto de patrones, y control de la magnitud y la velocidad de los pasos; inicio del paso de avance de una primera extremidad del usuario mediante motores, y después de completarse un paso con la primera extremidad, en caso de percibirse una nueva inclinación de la parte superior del cuerpo, repetición de los pasos anteriores sustituyendo la primera extremidad por la segunda extremidad.

57. El dispositivo de la reivindicación 56, en el que el algoritmo incluye un algoritmo para subir escaleras, basado en el algoritmo del modo de marcha.

58. El dispositivo de la reivindicación 56, en el que el algoritmo incluye un algoritmo para bajar escaleras, basado en el algoritmo del modo de marcha.

59. El dispositivo correspondiente a la reivindicación 56, en el que los motores de la cadera y la rodilla siguen patrones predefinidos suministrados por el conjunto de patrones y ajustados a los movimientos del usuario.

60. El dispositivo de la reivindicación 56, en el que el algoritmo incluye una orden de giro.

61. El dispositivo de la reivindicación 35, en el que el algoritmo incluye un algoritmo de transición entre yacente - sedente - postura de parada.

25

30

35

40

45

50

55

60

65

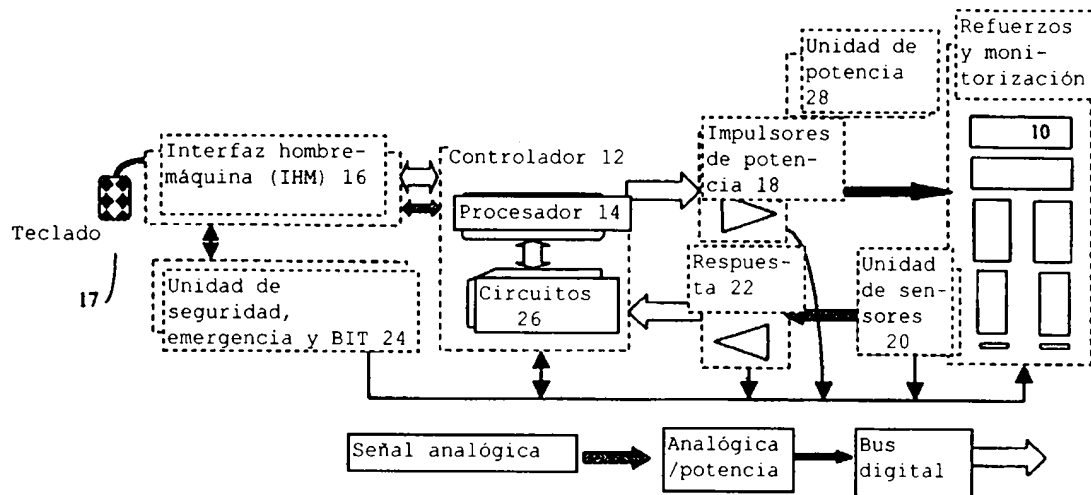


Figura 1a

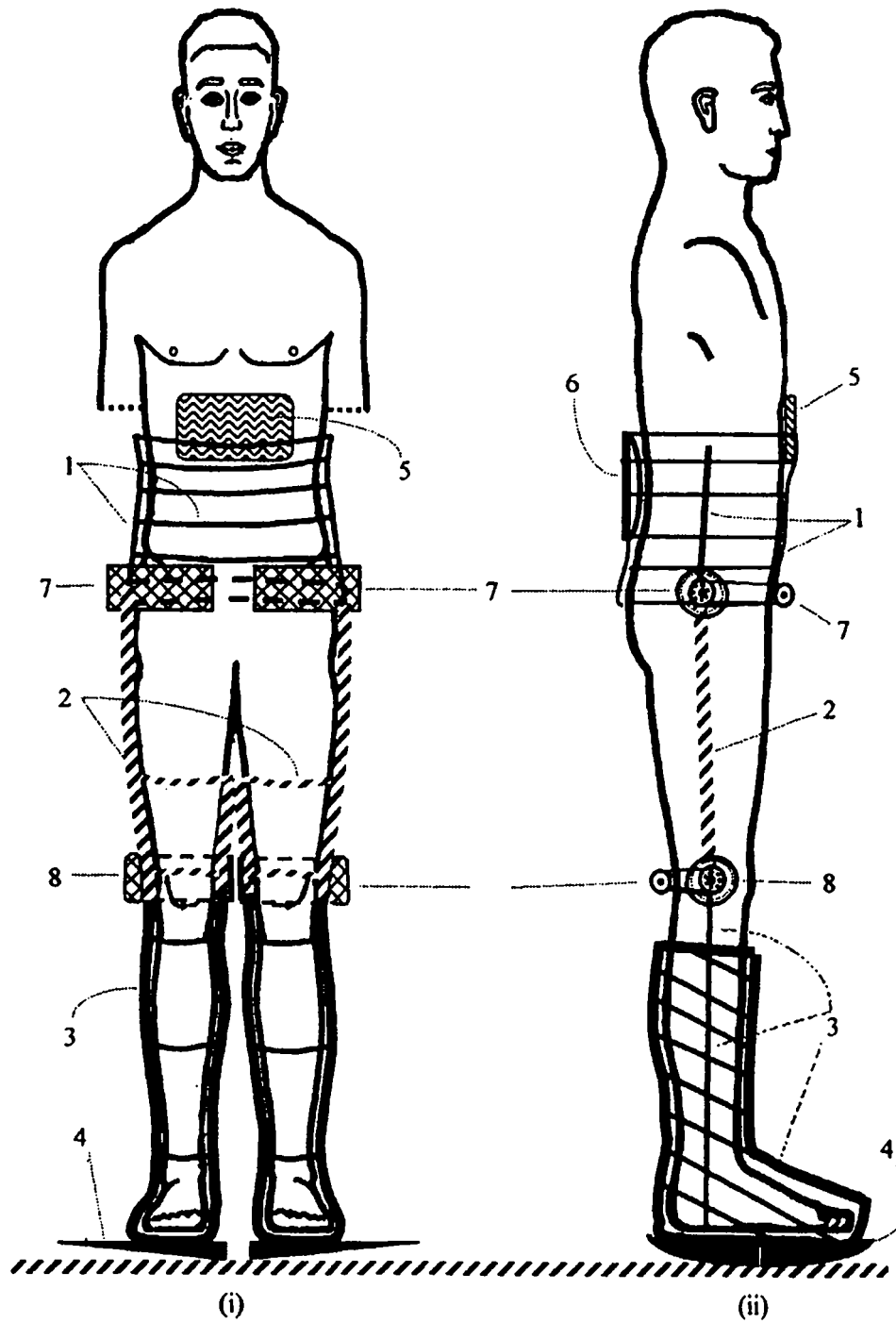


Figura 1b

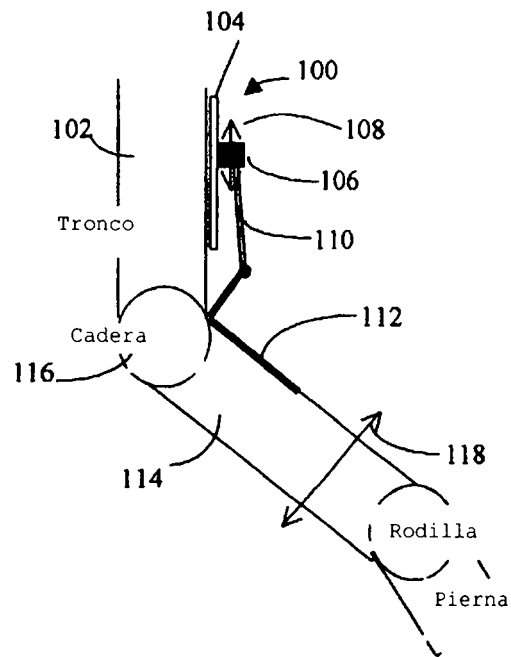


Figura 2a

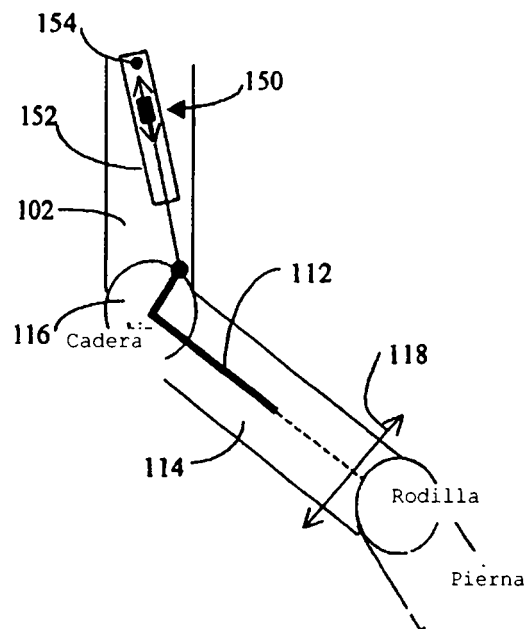


Figura 2b

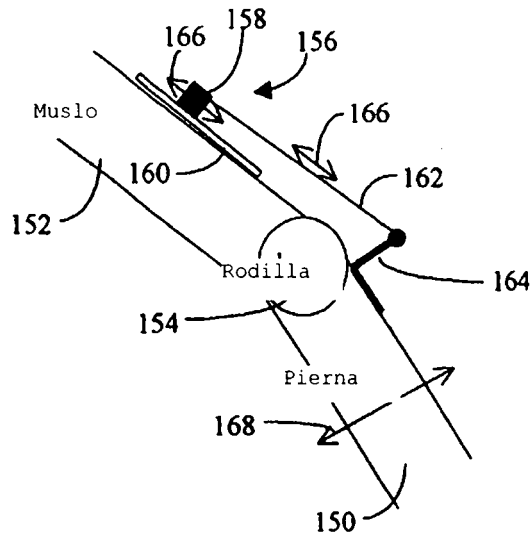


Figura 3a

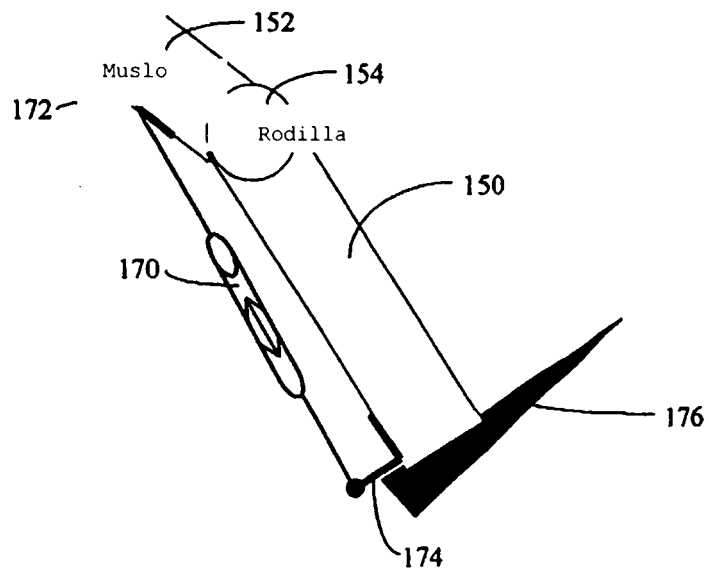


Figura 3b

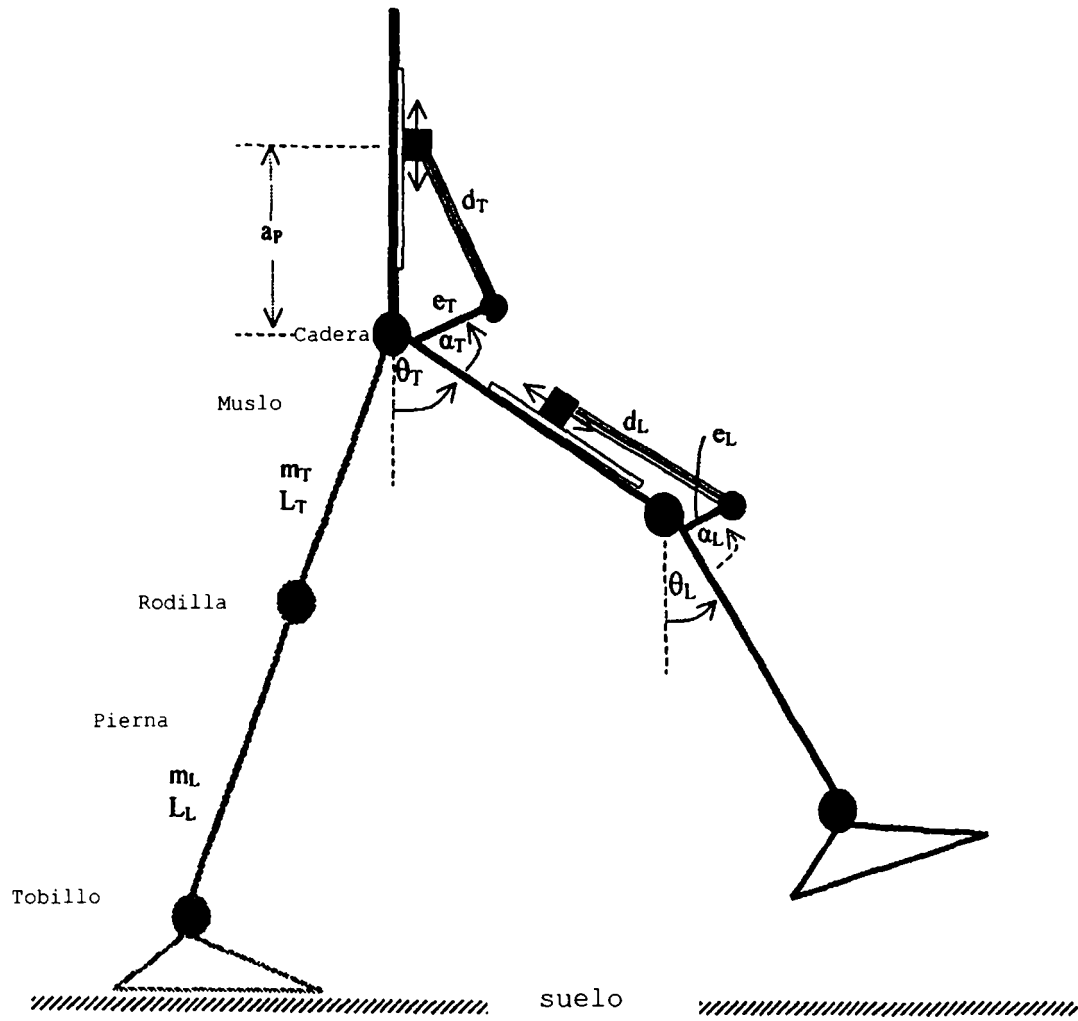


Figura 4

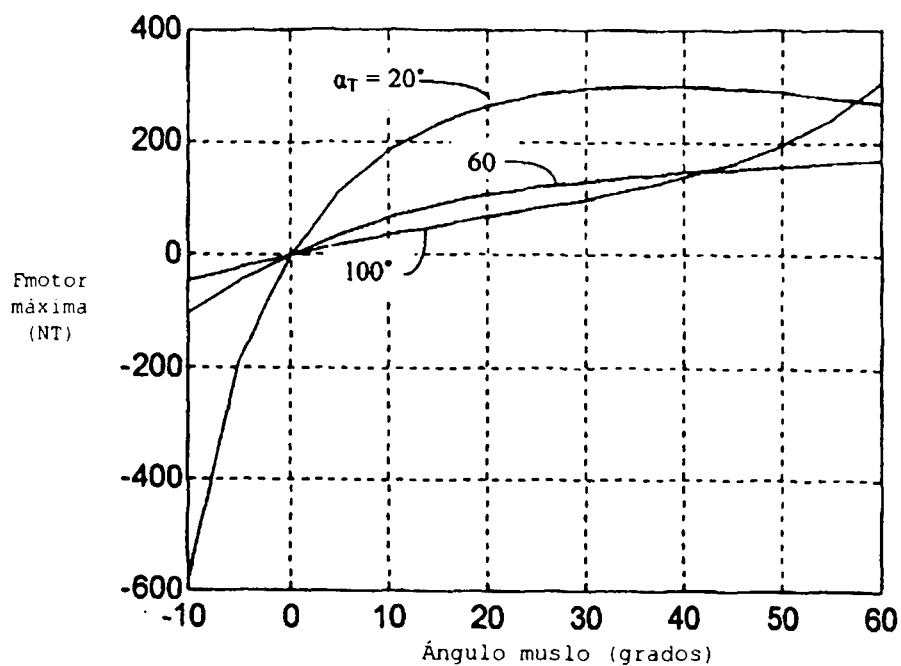


Figura 5a

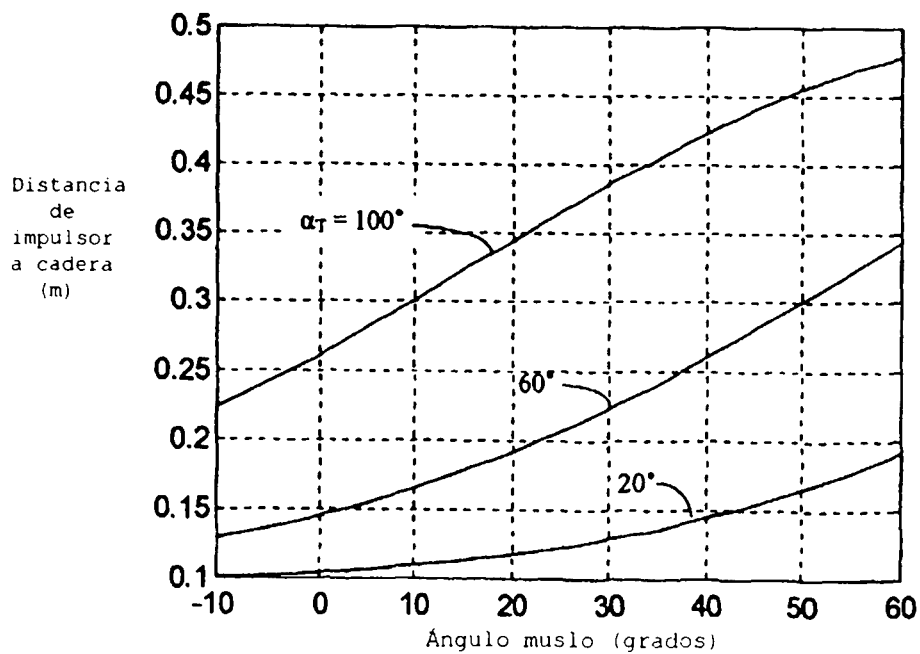


Figura 5b

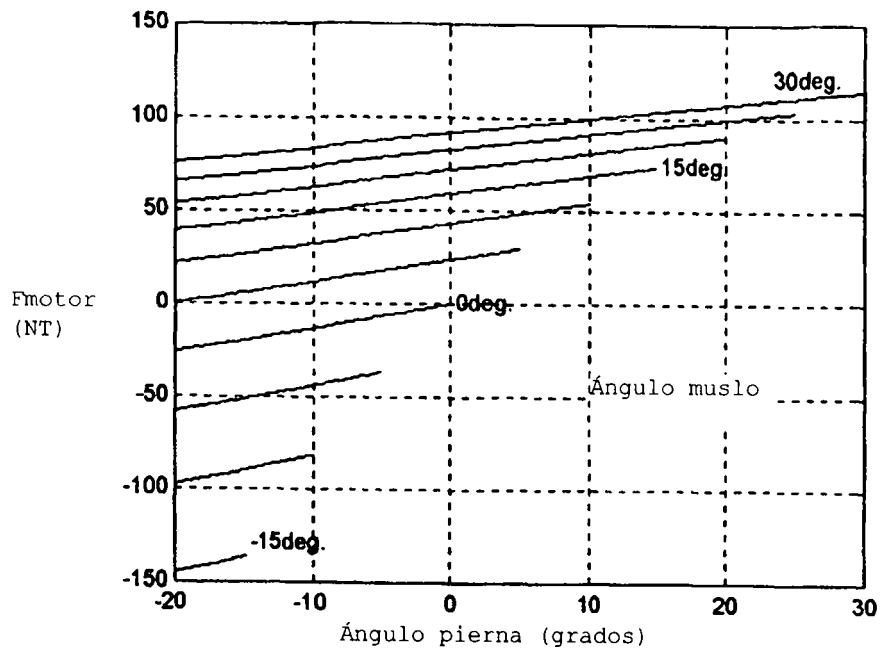


Figura 6

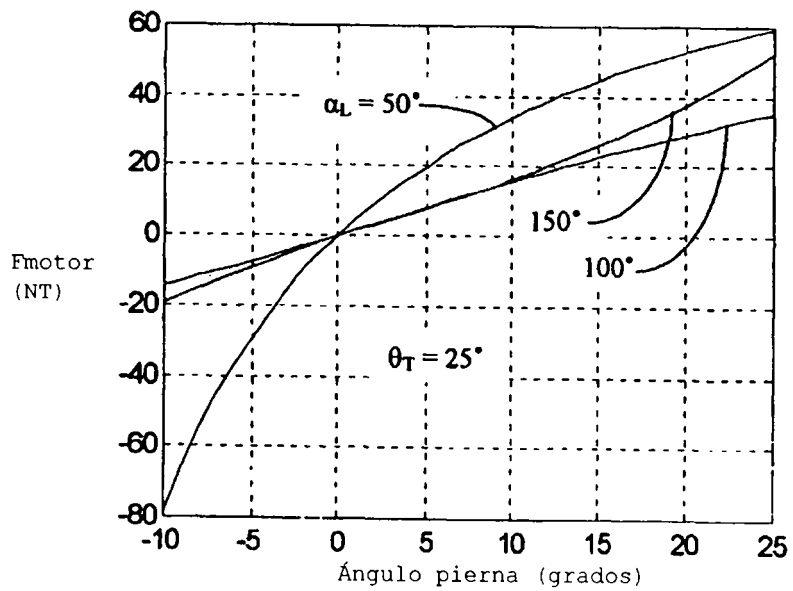


Figura 7a

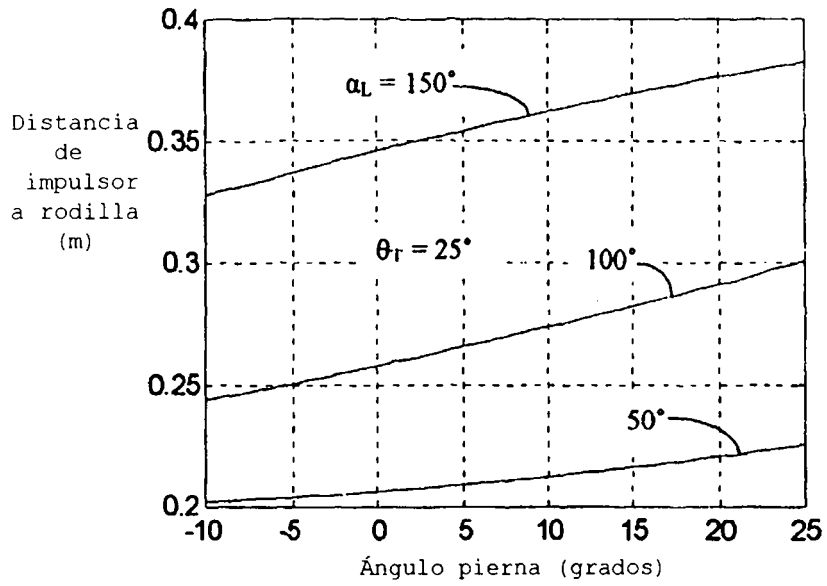


Figura 7b

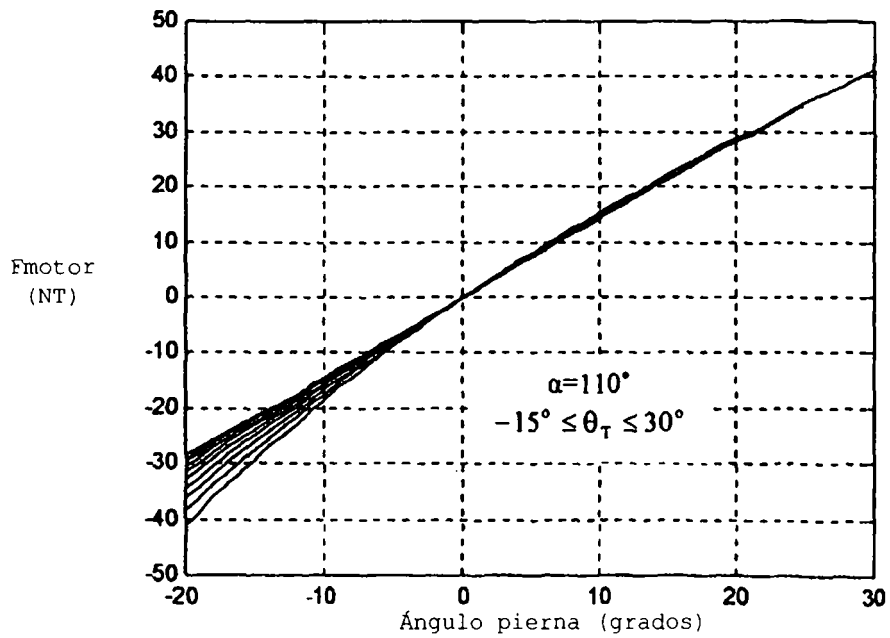


Figura 8

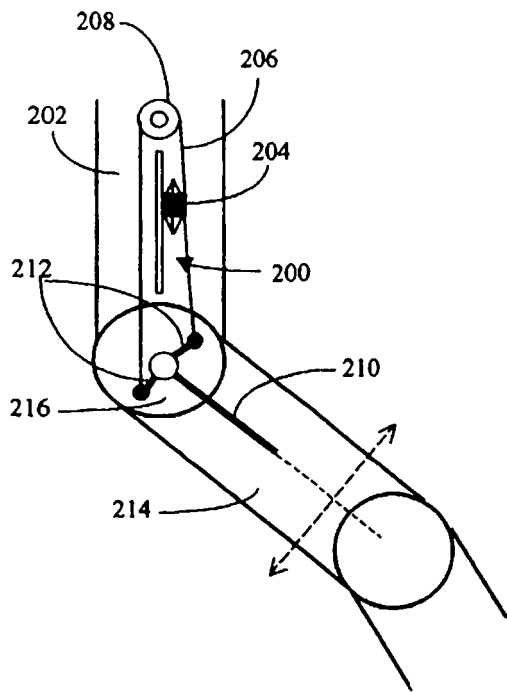


Figura 9a

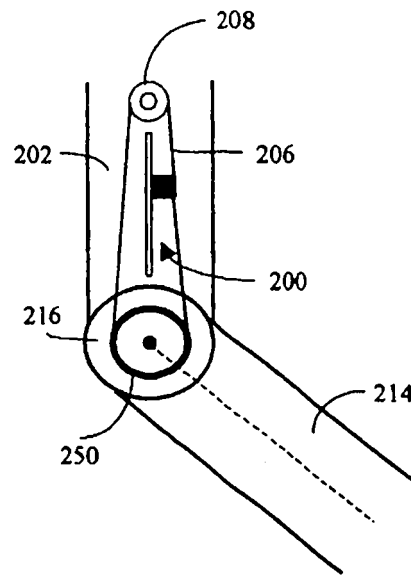


Figura 9b

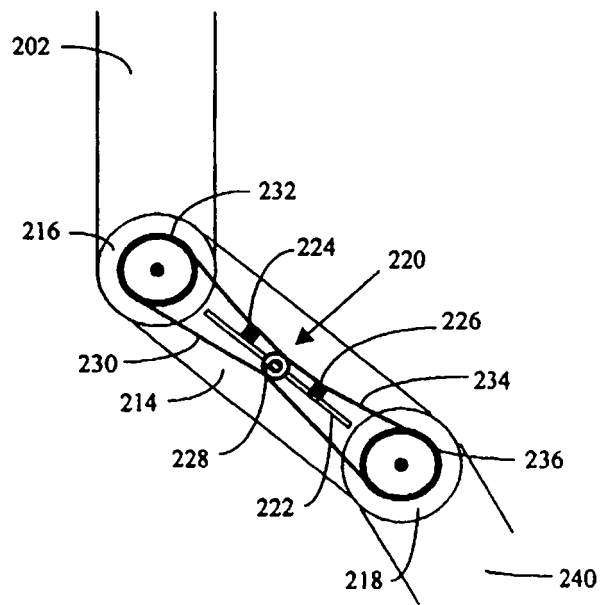


Figura 9c

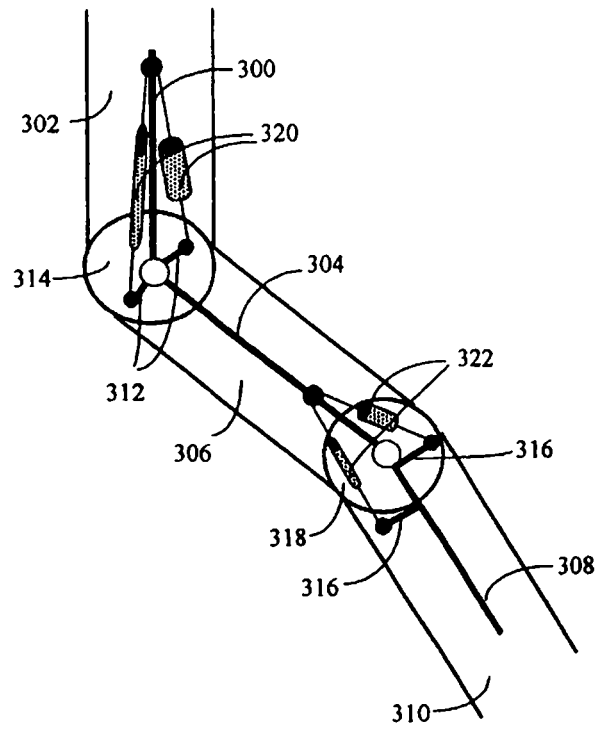


Figura 10

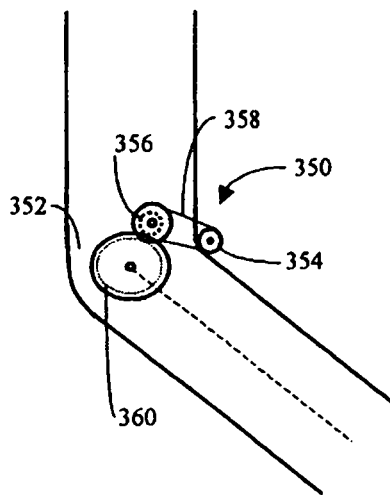


Figura 11a

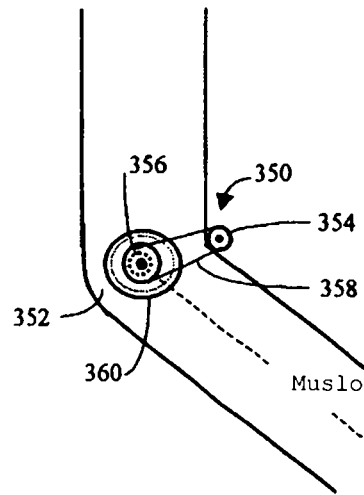


Figura 11b

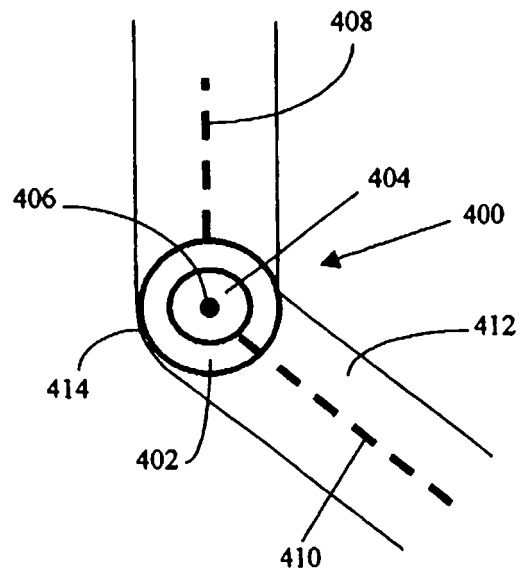


Figura 11c



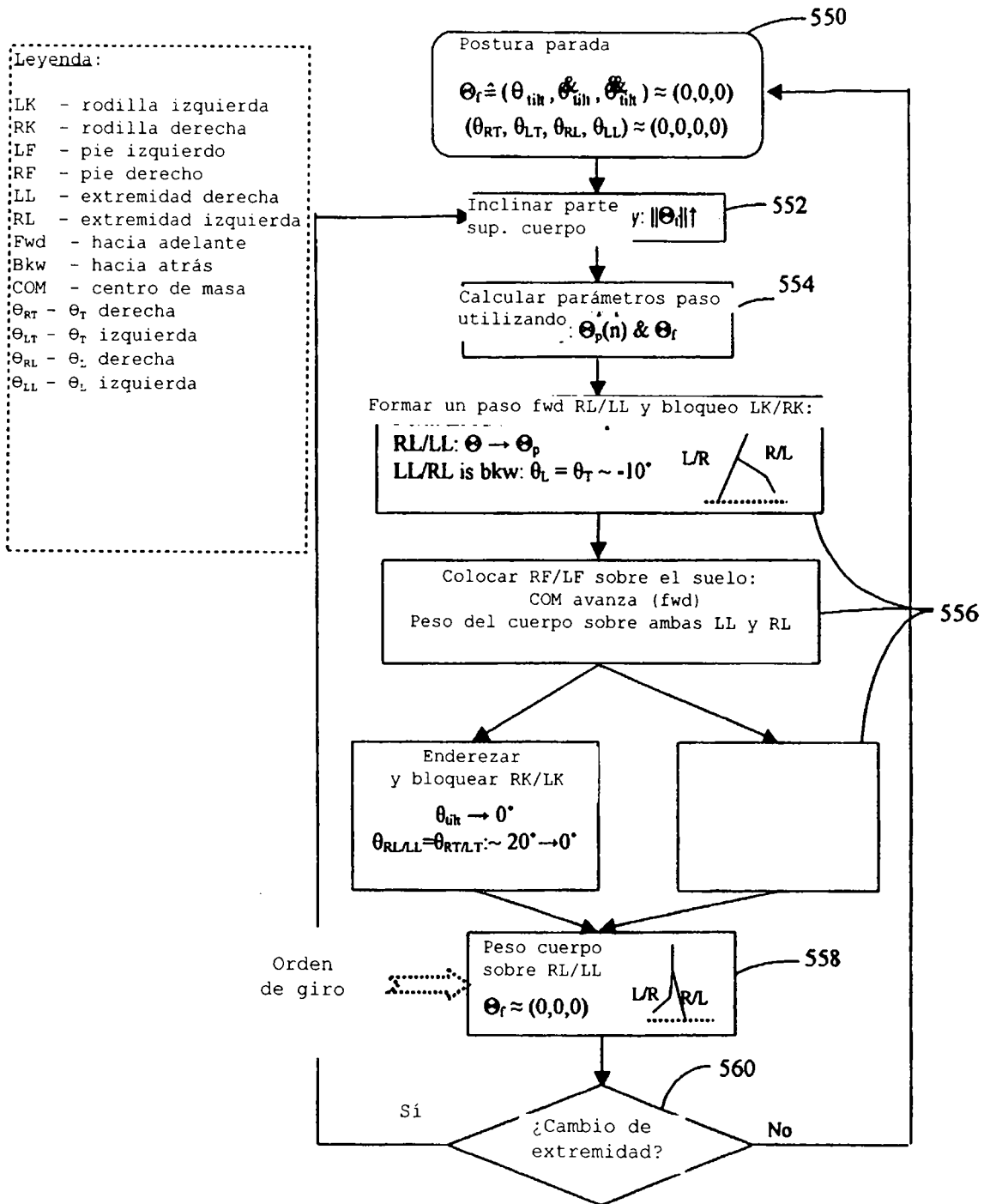


Figura 13

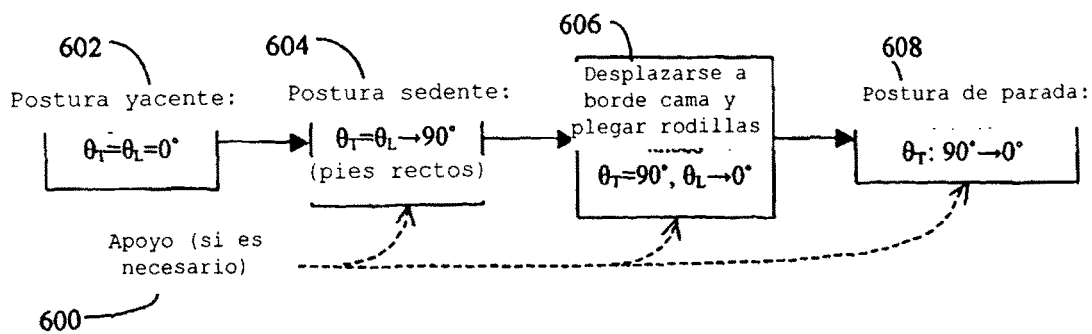


Figura 14

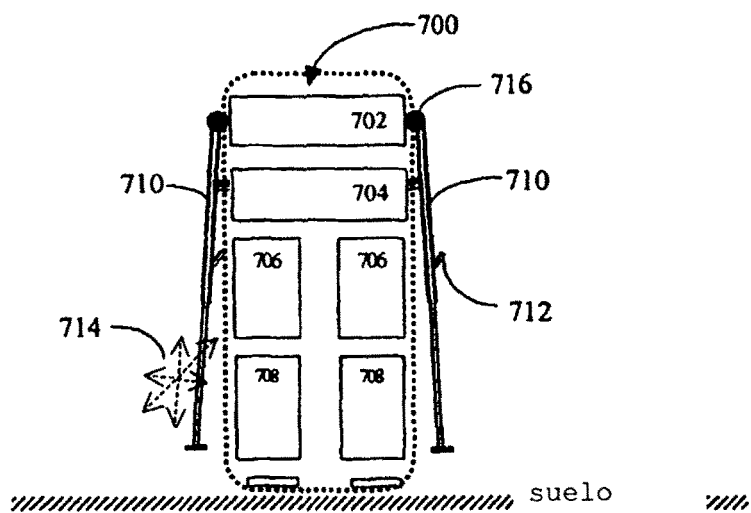


Figura 15

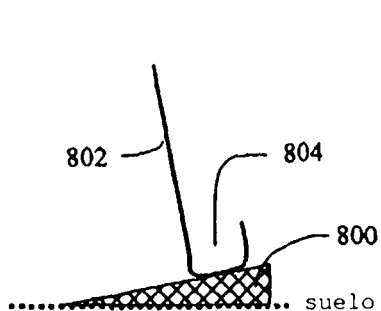


Figura 16a

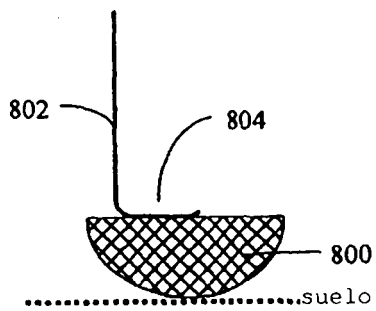


Figura 16b

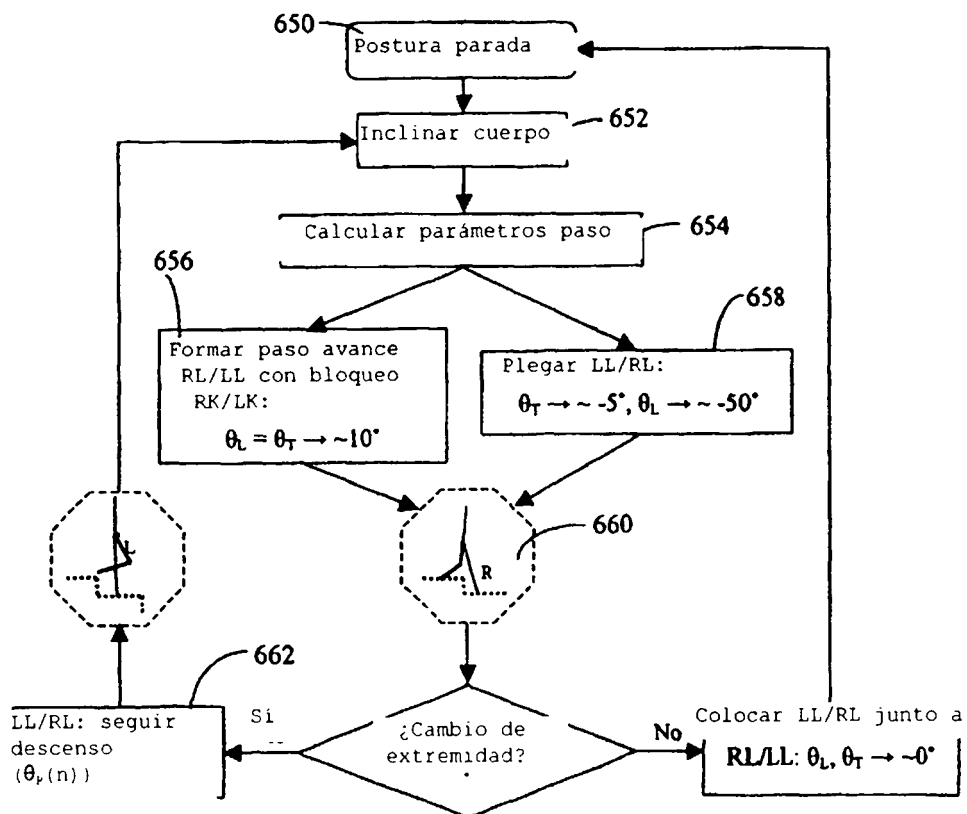


Figura 17

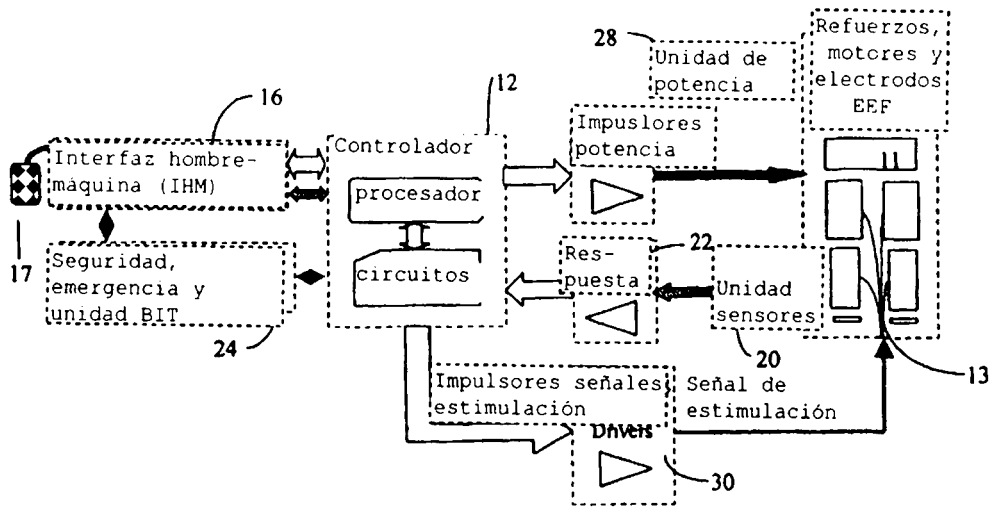


Figura 18

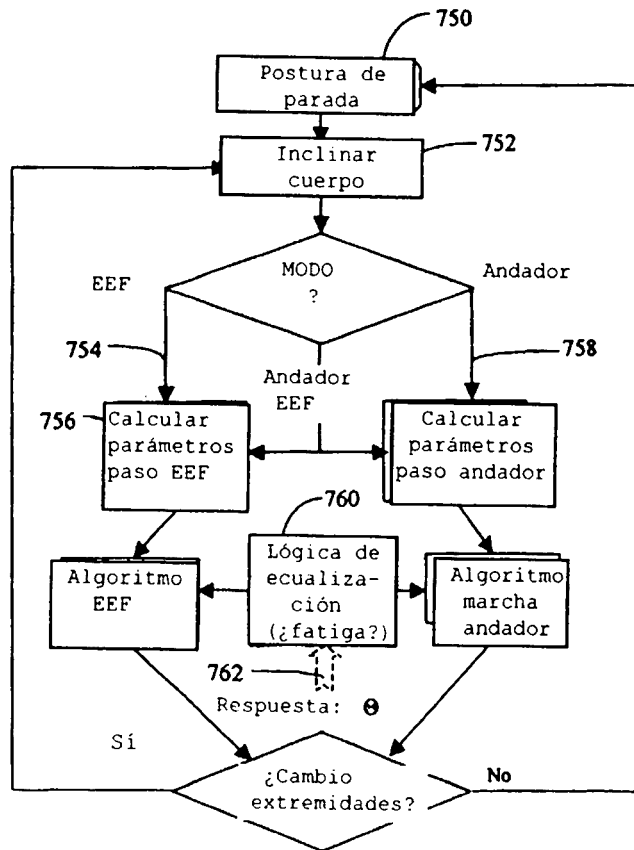


Figura 19

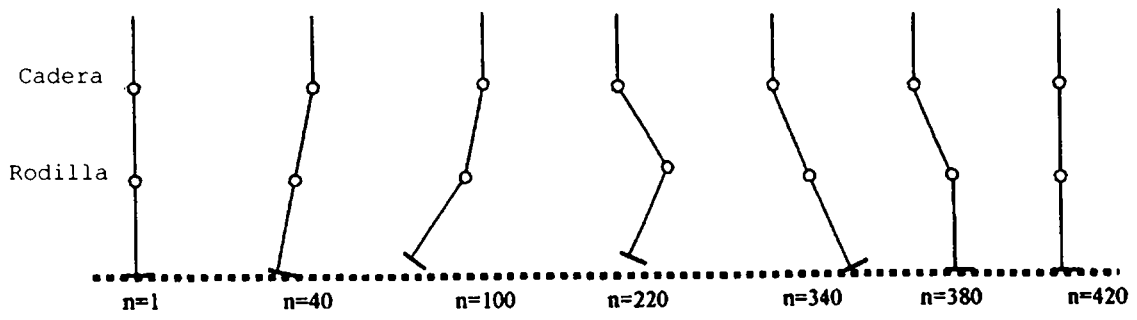


Figura 20