

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 666 382**

51 Int. Cl.:

**A61H 3/00**

(2006.01)

12

## TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **20.02.2013** **PCT/IT2013/000055**

87 Fecha y número de publicación internacional: **19.09.2013** **WO13136351**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **20.02.2013** **E 13715459 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **28.03.2018** **EP 2825146**

54 Título: **Órtesis activa para la rehabilitación neurológica del movimiento de los miembros inferiores, sistema que comprende dicha órtesis y proceso para poner en funcionamiento dicho sistema**

30 Prioridad:

**15.03.2012 IT TO20120026**

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

**04.05.2018**

73 Titular/es:

**POLITECNICO DI TORINO (100.0%)  
Corso Duca Degli Abruzzi 24  
10129 Torino, IT**

72 Inventor/es:

**BELFORTE, GUIDO;  
EULA, GABRIELLA;  
APPENDINO, SILVIA;  
GEMINIANI, GIULIANO CARLO y  
ZETTIN, MARINA**

74 Agente/Representante:

**SÁEZ MAESO, Ana**

ES 2 666 382 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

Órtesis activa para la rehabilitación neurológica del movimiento de los miembros inferiores, sistema que comprende dicha órtesis y proceso para poner en funcionamiento dicho sistema

5 La presente invención se refiere a una órtesis activa para la rehabilitación neurológica del movimiento de los mismos inferiores, a un sistema que comprende dicha órtesis y a un proceso para poner en funcionamiento dicho sistema.

10 La técnica anterior en el campo de los exoesqueletos activos utilizados en rehabilitación del movimiento de los miembros inferiores, en general, tiene únicamente máquinas con una estación fija, con un exoesqueleto limitado a la misma. En general hay máquinas bastante rígidas y pesadas que bloquean algunos movimientos fisiológicos de la marcha humana y que permite tratamientos en general sólo en cinta de correr, con el paciente en general sólo con una descarga de peso parcial. En casi ningún caso hay una activación del tobillo, y menos aún la posibilidad de activarlo en la misma máquina. Los ejemplos recogidos son a veces también inadecuados para controlar la interacción hombre-máquina real, con la consecuente generación de acciones dinámicas que no pueden ser controladas en absoluto. Muy a menudo, el paciente puede tener dificultades en usar el exoesqueleto, lo cual dificulta el uso correcto y fácil del sistema. El ejemplo encontrado, además, tiene, con respecto a la invención descrita más abajo, una fuerte falta de versatilidad para acomodar diferentes patologías y protocolos clínicos de varias naturalezas con un único sistema.

Como es conocido en la técnica anterior, las siguientes patentes se han considerado pertinentes, pero no relevantes, para la presente invención:

20 - US-B-6,666,831 "Método, aparato y sistema para automatización del entrenamiento de soporte de peso corporal (BWST) de la locomoción bípeda sobre una cinta de correr utilizando un dispositivo de paso a paso programable (PSD) que funciona como un sistema de accionamiento de exoesqueleto desde una base fija", diciembre 2003.

25 Dicha patente se refiere a un sistema de rehabilitación con una estación fija que utiliza solo la cinta de correr, y un exoesqueleto directamente integrado con la estructura fija. Se basa en un brazo robótico externo, con movimientos telescópicos y de rotación, enlazados al armazón. También hay sensores de aceleración, fuerza y par de torsión. Se utiliza un zapato especial, equipado con sensores, para monitorizar el contacto con el suelo. El movimiento es impuesto sólo en el plano sagital, de una manera rígida. El sistema de acuerdo con la presente invención, con respecto al sistema en esta patente, permite el tratamiento de un amplio espectro de patologías con diferentes casos terapéuticos, no siendo obligatorio estar enlazado a una estación fija y que tiene un exoesqueleto que ha sido concebido más recientemente y originalmente.

30 - US-A-2004/0116839 "Aparato de entrenamiento de la marcha", junio 2004.

Esta patente muestra una estación de rehabilitación fija con un exoesqueleto muy simple limitado al armazón fijo. Esto requiere, entre otras cosas, un procedimiento no muy fácil de llevar por el paciente. Hay rotaciones de cadera, rodilla y tobillo, obtenidas sin embargo con un único motor lineal, en lugar de dos actuadores conectados de una manera de acción/reacción, como el sistema de acuerdo con la presente invención.

35 A diferencia de esta última, el sistema del documento US-A-2004/0116839 tiene un sistema bastante complejo para los ajustes antropométricos, con motores lineales y mecanismos de ajuste, lo que hace que el trabajo del fisioterapeuta sea más complejo y largo. Además, la rigidez del sistema puede producir fuerzas sobre las piernas del paciente, mientras que el uso de motores lineales para ajustar los segmentos de fémur y de tibia no garantizan la posición, a menos que se aplique un freno mecánico en el cilindro. Es por lo tanto una estructura globalmente muy compleja y pesada, diferente del sistema de acuerdo con la presente invención.

40 - US-A-0143198 "Órtesis de marcha motorizada y método de utilización de la misma", julio de 2004.

45 Esta patente tiene una estación de rehabilitación fija con un exoesqueleto limitado a la estructura fija. No se permiten modos para diversos tipos de marchas, aparte de una marcha en cinta de correr con descarga de peso parcial. No se permiten movimientos fuera del plano sagital, por lo tanto consiguiendo una estructura mucho más limitada, pesada y rígida que el sistema de acuerdo con la presente invención. No hay una activación del tobillo.

- US-B-7,041,069 "Órtesis de marcha motorizada mejorada y método de utilización de la misma", mayo de 2006.

50 Esta patente, evolución del anterior, tiene una estación de rehabilitación fija con un exoesqueleto limitado a la estructura fija. No se permiten varios tipos de marchas, aparte de una de caminar en cinta de correr con descarga de peso parcial. No se permiten movimientos fuera del plano sagital, por lo tanto consiguiendo una estructura mucho más limitada pesada y rígida que el sistema de acuerdo con la presente invención. No hay activación del tobillo. No es fácil de usar por el paciente.

- US-B-7,125,388 "Rehabilitación robótica de la marcha mediante un movimiento óptimo de la cadera", octubre de 2006.

Esta patente tiene una estación de rehabilitación fija con actuadores, limitados a la base, que imponen el movimiento de la pelvis del paciente. El sistema es utilizado tanto para reactivar dicho movimiento como para posiblemente monitorizar. Los brazos del paciente están libres y no hay un exoesqueleto de accionamiento real. El sistema está basado en el uso de una cinta de correr, con el paciente siempre en suspensión. Esta concepción y estructura son muy diferentes del sistema de acuerdo con la presente invención.

- US-B-7,190,141 "Dispositivo de exoesqueleto para rehabilitación", marzo de 2007.

A primera vista, esta patente parece mostrar un sistema similar al sistema de acuerdo con la presente invención, pero aparecen diferencias profundas inmediatamente evidentes. El exoesqueleto no tiene activación del tobillo y parece más adecuado para caminar en el lugar, en lugar de una tendencia de varios protocolos de rehabilitación. Se centra en el concepto de robot de dos pies, olvidando la interacción hombre-máquina, que puede preverse con dificultad incluso por un sistema de control sofisticado, especialmente para contribuciones dinámicas. En este caso, el paciente es tratado, por lo tanto, como un inter-objeto, sin capacidades de reacción. El sistema de acuerdo con la presente invención, en su lugar, deriva de la posibilidad de ejercer en el paciente varias terapias de movimiento, todas ellas que comprenden el efecto de una contribución personal. Dicho efecto es remarcado mejor, descendiendo la presión de trabajo del exoesqueleto, y por lo tanto estudiando las capacidades de marcha autónomas del paciente examinado.

- US-A-2007/0056592 "Exoesqueleto semi-motorizado de miembro inferior", marzo de 2007.

Esta patente tiene un dispositivo que ayuda a caminar, más que un exoesqueleto de rehabilitación real. El sistema es semi-activo con la única activación de la articulación de rodilla. La concepción y los objetos son diferentes con respecto al sistema de acuerdo con la presente invención.

- US-B-7,33,906 "Aparato y método para una terapia de movimiento repetitiva", febrero de 2008.

Esta patente tiene una estación de rehabilitación fija con actuadores, limitados a la base, y a una cinta de correr. Los actuadores están fijados a las piernas del paciente, a las cuales imponen un movimiento para ser coordinado también con la velocidad de la cinta de correr, de acuerdo con una lógica escasamente fisiológica y con un problema de equilibrio para el paciente. No hay actuación de la articulación del tobillo, ni de varios tipos de marcha, excepto con una descarga de peso parcial a través de BWS. El exoesqueleto tiene una concepción diferente con respecto al sistema de acuerdo con la presente invención y es además más rígido y menos versátil.

- US-A-0255488 "Órtesis motorizada", octubre 2008.

Esta patente tiene una estación de rehabilitación fija con actuadores, limitados a la base, y a una cinta de correr. No hay actuación en la articulación del tobillo. El sistema de control es complejo y engorroso, más típico de una estructura robótica que de un exoesqueleto de rehabilitación requiriendo sensores adecuados y calibraciones periódicas. Por tanto se requiere una fuerte acción de mantenimiento, a diferencia del sistema de acuerdo con la presente invención. El movimiento es permitido sólo en el plano sagital. No utilizando el principio de acción/reacción del músculo, la estructura requiere unos actuadores más engorrosos y pesados, llevando a un sistema rígido y escasamente versátil, adicionalmente a tener acciones de fricción elevadas. El exoesqueleto tiene una concepción diferente con respecto al sistema de acuerdo con la presente invención.

- US-A-0071442 "Robot para entrenamiento de marcha y método de funcionamiento del mismo", marzo de 2011.

La patente tiene un sistema de rehabilitación con una estación fija con un exoesqueleto limitado a la estructura y al paciente en la cinta de correr, con una carga de peso parcial a través de BWS, un modo de tratamiento posible único, diferente de la característica de versatilidad del sistema de acuerdo con la presente invención. No hay actuación de la articulación del tobillo. La patente contiene más una descripción resumida de un posible método de rehabilitación que una presentación de una máquina original. Es un sistema con una concepción diferente con respecto al sistema de acuerdo con la presente invención.

- US-B-7,947,004 "Exoesqueleto de miembro inferior", mayo de 2011.

La patente es una revisión de US-A1-2007/0056592. Se refiere de cualquier forma a un dispositivo de ayuda a la marcha, más que a un exoesqueleto de rehabilitación real. El sistema es semi-activo con la activación única de la articulación de rodilla. Tiene una concepción y objetos diferentes del sistema de acuerdo con la presente invención.

Los documentos US 2011/0066088 y US5282460 dan a conocer órtesis de acuerdo con el preámbulo de la reivindicación 1.

Por lo tanto, el objeto de la presente invención es resolver los problemas de la técnica anterior anteriores, proporcionando una órtesis activa para la rehabilitación neurológica del movimiento de los miembros inferiores, que permite el tratamiento de problemas clínicos tales como hemiplejía, tetraparesia, hemiparesia, que comprende ictus, isquemia, hemorragia cerebral, lesiones parciales de la médula espinal, con extensión, en algunos casos, a distrofia muscular y patologías degenerativas del movimiento. Dicha órtesis activa es además útil en ejercicios y estudios para el aprendizaje motor que pueden ser aplicados a individuos sanos. La órtesis descrita anteriormente no necesita la

utilización de una cinta de correr, tiene una construcción relativamente simple, ligera, compacta barata y flexible, que se puede controlar de forma fácil y utilizar también por corredores con varios tipos de dificultades de movimiento.

La versatilidad de la órtesis activa de la invención le permite de cualquier modo trabajar posiblemente tanto de una manera tradicional, es decir en suspensión, como en el suelo, con el movimiento del paciente en una habitación y una descarga de peso parcial.

Un objeto adicional de la presente invención es proporcionar un sistema que comprende la órtesis descrita anteriormente, el cual, en adición a las ventajas de la órtesis descrita anteriormente, está equipado con una pluralidad de funcionalidades de funcionamiento, mantenimiento, diagnóstico y análisis, que hacen su aplicación abierta a varias soluciones en los campos diagnósticos, terapéuticos, de rehabilitación y de investigación, tanto en medicina como en neurología.

Otro objeto de la presente invención es proporcionar un proceso para poner en funcionamiento el sistema descrito anteriormente.

Los objetos anteriores y otros objetos y ventajas de la invención tal y como se desprenderán de la siguiente descripción, son atendidos con una órtesis como la reivindicada en la reivindicación 1, un sistema equipado con dicha órtesis y un proceso para la puesta en funcionamiento de dicho sistema, como los reivindicados en sus respectivas reivindicaciones. Modos de realización preferidos y variaciones no triviales de la presente invención son la materia de las reivindicaciones dependientes.

Se pretende que todas las reivindicaciones adjuntas sean una parte integral de la presente descripción.

La presente invención se describirá mejor mediante algunos modos de realización preferidos de la misma, proporcionados como un ejemplo no limitativo, con referencia a los dibujos adjuntos, en los cuales:

- La figura 1 es una vista en perspectiva de un modo de realización preferido de la órtesis de la presente invención;
- La figura 2 es una vista esquemática de los componentes principales del sistema inventivo;
- La figura 3 es una vista similar a la figura 1, que muestra sólo una parte de la órtesis inventiva para una pierna;
- La figura 4 es una vista en perspectiva lateral de la figura 3;
- La figura 5 es una vista lateral de la figura 3;
- La figura 6 es una vista en perspectiva lateral de la figura 3, vista en el lado opuesto con respecto a la figura 4;
- La figura 7 es una vista en perspectiva parcial de la órtesis inventiva en su parte aplicada a las piernas y en una posición de movimiento;
- La figura 8 es una vista detallada en perspectiva de un modo de realización posible del manillar del sistema inventivo;
- La figura 9 es una vista en perspectiva detallada de un modo de realización adicional del manillar del sistema inventivo;
- La figura 10 es una vista en perspectiva en despiece ordenado del manillar de la figura 9;
- La figura 11 es una vista en perspectiva detallada del manillar de la figura 9;
- La figura 12 es una vista en perspectiva de una parte del manillar de la figura 9;
- La figura 13 es una vista en perspectiva de la conexión entre el manillar, el corsé y la articulación de cadera;
- La figura 14 es una vista en perspectiva en despiece ordenado de un modo de realización posible de la articulación para la articulación de cadera;
- La figura 15 es una vista en perspectiva de la parte externa de la articulación para la articulación de cadera;
- La figura 16 es una vista en perspectiva de la colocación de los cilindros neumáticos en la articulación de cadera y el nodo de bola en el extremo del vástago del cilindro;
- Las figuras 17 a 19 son tres vistas laterales de tres posibles posiciones de funcionamiento de los cilindros de movimiento de la cadera;
- La figura 20 es una vista en perspectiva en despiece ordenado de un conjunto de los cilindros de movimiento de la cadera;
- La figura 21 es una vista en perspectiva de los cilindros de movimiento de la cadera en su posición de montaje;

- La figura 22 es una vista en perspectiva que muestra un movimiento relativo entre el deslizador del fémur y su guía;
  - La figura 23 es una vista en perspectiva de un detalle de la figura 22;
  - La figura 24 es una vista detallada en perspectiva de la figura 22, desde el lado opuesto con respecto a la figura 23 y con los cilindros montados;
  - 5 - La figura 25 es una vista en perspectiva en despiece ordenado de la articulación de la articulación de rodilla;
  - La figura 26 es una vista en perspectiva en despiece ordenado de la parte de órtesis aplicada a la pantorrilla y al fémur;
  - La figura 27 es una vista en perspectiva de la parte inferior de la órtesis con el cilindro de movimiento del tobillo;
  - 10 - La figura 28 es una vista que muestra la configuración en reposo con el segmento del fémur alineado con el segmento de tibia;
  - La figura 29 es una vista que muestra las condiciones deflexión del segmento de tibia de la figura 28 con respecto al segmento de fémur;
  - La figura 30 es una vista en perspectiva en despiece ordenado de la articulación de la articulación del tobillo;
  - 15 - La figura 31 es una vista en perspectiva de la parte inferior de la órtesis inventiva que se va a aplicar a la pierna izquierda de un paciente;
  - La figura 32 muestra posiciones de funcionamiento de tres lados del movimiento del tobillo obtenidas a través de la órtesis inventiva;
  - La figura 33 es una vista en perspectiva en despiece ordenado de la parte inferior de la órtesis inventiva para mover el tobillo;
  - 20 - La figura 34 es un diagrama esquemático de una configuración preferida de la caja de suelo del sistema inventivo;
  - La figura 35 es un diagrama electro-neumático preferido del sistema inventivo;
  - La figura 36 es un gráfico que muestra el comportamiento angular de la articulación de cadera referido a la pierna derecha (curva con línea sólida) y a la pierna izquierda) curva discontinua); y
  - 25 - Las figuras 37 a 39 son vistas esquemáticas laterales de posibles posiciones de funcionamiento de la órtesis inventiva.
- Con referencia las figuras, son mostrados y descritos algunos modos de realización preferidos de la órtesis, el sistema y el proceso de acuerdo con la presente invención. Será inmediatamente obvio que numerosas variaciones y modificaciones (por ejemplo relacionadas con la forma, tamaños, disposiciones y partes con funcionalidad equivalente) podrían realizarse a lo que se ha descrito, sin alejarse del alcance de la presente invención, tal y como aparece en las reivindicaciones adjuntas.
- 30 La invención trata, en primer lugar, de una órtesis 1 activa, preferiblemente con un accionamiento electro-neumático, para la rehabilitación neurológica del movimiento de miembros inferiores, en donde dicha órtesis 1 está equipada con al menos cuatro y preferiblemente seis grados de libertad para el movimiento respectivamente de las dos caderas, las dos rodillas y opcionalmente los dos tobillos de un paciente 1'.
- 35 La invención además trata de un sistema 3 para la rehabilitación neurológica del movimiento de miembros inferiores que por lo tanto comprende sustancialmente: al menos una órtesis 1 activa del tipo mencionado anteriormente; al menos una caja 5 de control, y al menos un ordenador 28 (preferiblemente un ordenador personal) para adquirir y procesar datos, y gestionar la sesión por un operario.
- 40 Volviendo ahora a describir en detalle la materia de la presente invención, también ha sido denominada "P.I.G.R.O." (Órtesis de Rehabilitación de la Marcha Interactiva Neumática) y es un dispositivo biomecánico con al menos cuatro y preferiblemente seis grados de libertad, destinado a la rehabilitación neurológica robotizada de miembros inferiores en pacientes con falta de movilidad por traumas craneales, ictus u otros.
- 45 Desde una primera perspectiva global del sistema de acuerdo con la presente invención, se pueden distinguir dos características importantes. La primera es el movimiento del tobillo, una articulación muy importante muy relevante en el proceso de marcha, incluso si no está normalmente presente en otros dispositivos, y la segunda es la posibilidad de realizar diferentes ciclos de rehabilitación en suspensión o en el suelo sin cinta de correr. El ciclo de marcha es realizado con el paciente 1' inicialmente elevado del suelo a través de un cabrestante (Soporte del Peso Corporal o BWS).

La figura 2 muestra todos los elementos necesarios para poner en funcionamiento el sistema 3 de acuerdo con la presente invención. Está compuesto de una órtesis 1, adaptada para soportar al paciente 1' y accionada mediante actuadores neumáticos controlados por válvulas de solenoide, que contiene, en la parte posterior de la estructura, una caja 22 de control e interfaz, con al menos un conducto 23 de suministro para aire comprimido y al menos un cable 25 de conexión eléctrica, y un sistema 5 de gestión del suelo, equipado con medios adecuados y con al menos una máquina informática. El suministro de aire comprimido viene de un compresor 24 con un cable 29 o de una red de distribución. En el caso de un conducto 23 único, hay un suministro único para las dos piernas; en el caso de muchos conductos, el suministro puede ser separado para las dos piernas o de acuerdo a los diferentes actuadores neumáticos. Dentro de la caja 22 de interfaz, también hay posibles tarjetas de control, conectadas a controladores de interfaz electrónicos situados en una caja 26 de control también que contiene tarjetas de adquisición, a través de un sistema de cable en serie o firewire o Ethernet o inalámbrico. Con ellos, son compartidos comandos y realimentaciones para las válvulas de solenoide y los suministros eléctricos entre la órtesis y el sistema 5 de gestión del suelo. El control en tiempo real se puede hacer con componentes comerciales conectados de acuerdo con una lógica innovativa, que proporciona una o más tarjetas de control a bordo de la órtesis 1 en la caja 22 y una o más tarjetas en la caja 26 de control. Esto permite utilizar un solo PC 28 de un tipo tradicional conectado a la caja 26 de control con un cable 27. Contiene un software de control, que puede ser utilizado por un usuario a través de una interfaz gráfica adecuada. El PC es único, pero está normalmente equipado de dos monitores: el monitor 31 está dedicado a las necesidades del operario, mientras que el monitor 32 es el sistema de realimentación biológica, útil tanto para el operario, como para el paciente, para una acción de autodiagnóstico durante la sesión de rehabilitación.

En lo que se refiere a la estructura y actuado es, el sistema está compuesto de un exoesqueleto modular con seis grados de libertad con actuación de las articulaciones de la cadera, la rodilla y el tobillo, con posibilidad de movimiento principalmente en el plano sagital. El sistema de suministro permite el movimiento de las dos "piernas" independiente a través de actuadores situados en una posición de acción-reacción, preferiblemente del tipo neumático, sujetos a la estructura, que garantizan un movimiento seguro dado que evitan situaciones que fuerzan al paciente 1' en caso de contracción del músculo, unos costes reducidos, una arquitectura de gestión y de control simple.

Para poner en funcionamiento el sistema 3 inventivo, es necesaria una red de distribución de aire comprimido, generalmente presente en todos los hospitales, en la cual el sistema 3 funcionará preferiblemente. Con el uso de actuadores neumáticos, preferidos en el modo de realización, se evita el uso de cables eléctricos, junto con todos los problemas de seguridad asociados con los mismos, y este es un sistema más adaptativo a posibles reacciones producidas por el paciente. El uso de actuadores hidráulicos es menos adecuado, dado que no se permite la contaminación en ambientes médicos debido a posibles fugas de fluido del sistema, y de cualquier forma no deberían ser particularmente ventajosos en términos de capacidad de control.

Las dos piernas están unidas a la altura de la pelvis a través de un manillar 92 trasero que puede ser ajustado en su anchura, que evita su giro relativo y permita la colocación de una caja 22 que contiene el conjunto de válvula para el escape de suministro y de los cilindros neumáticos, una placa de distribución para aire comprimido y la tarjeta de control a la cual se conectan señales de entrada y de salida entre la órtesis 1 y el sistema 5 de gestión del suelo.

En el caso de un suministro separado de aire comprimido a las dos piernas, la placa de distribución contiene dos canales de suministro que conectan las entradas de las válvulas que controlan la pierna derecha o izquierda, de forma separada. Hay por lo tanto dos reductores de presión en la caja 26 de control, para tener la posibilidad de ajustar de forma independiente la presión en las dos piernas. Por lo tanto, hay dos tubos de suministro entre la caja 26 de control y la caja 22. La salida de todas las válvulas de escape es transportada por el contrario dentro de la caja 22, permitiendo atenuar el ruido y el enfriamiento local. Las válvulas de suministro son digitales, normalmente válvulas de solenoide 2/2 cerradas, controladas mediante un sistema de Modulación de Ancho de Pulso PWM, que permite la obtención de un caudal con un comportamiento variable cuando el ciclo cambia. Con el fin de ocuparse de situaciones extremas, y por lo tanto permitir una libertad de movimiento al paciente que está vestido con la órtesis 1, cuando entra en una situación de emergencia, las válvulas de escape son del tipo 2/2 normalmente abiertas. De esta manera, en una emergencia, los actuadores se llegan a agotar y el paciente, aunque todavía está vestido con la órtesis 1, es libre de mover los miembros inferiores de acuerdo a las necesidades actuales. Para cada cámara de cilindro, se pueden utilizar una o más válvulas de solenoide normalmente cerradas para suministro, y una o más válvulas de solenoide normalmente abiertas para el escape.

En lo que se refiere a la geometría del sistema inventivo, ambas piernas, y el manillar trasero están hechos a través de medios, compuestos por ejemplo de elementos que son capaces de deslizarse unos encima de los otros, con un posible bloqueo en la posición deseada, con el fin de cambiar la longitud de los segmentos de fémur y de tibia dependiendo de los tamaños antropométricos del paciente 1'.

Los ajustes posibles determinan:

A - una anchura de pelvis

B - una longitud de fémur

C - una longitud de tibia

Los tamaños antropométricos dependen de varios factores, entre otros, el sexo, la edad y la procedencia geográfica.

Con el fin de garantizar una cierta movilidad de la pelvis, incluso fuera del plano sagital, los dispositivos ajustables (palas y deslizadores) de las piernas de la órtesis comprenden elementos (palas) hechas de acero armónico. Esto permite una buena adaptación a diferentes formas anatómicas de diferentes pacientes y a posibles movimientos de la pelvis incluso en el plano delantero.

La interfaz con el paciente 1' se produce con un corsé, que se puede abrir para insertar al paciente y se puede cerrar con elementos de sujeción, que pueden estar hechos de plástico o material semirrígido con soluciones textiles, y sujetos al manillar trasero. En la versión hecha de material plástico, el corsé está equipado en la parte delantera con muchas bisagras, el mismo número a cada lado, para permitir su apertura y permitir al paciente 1' llevarlo fácilmente. Después de esto, el corsé será apretado a la cintura del paciente 1', permitiéndole mantener una posición erguida. Con el fin de adaptarse de forma correcta a la forma del gusto, están previstos muchos corsés, por ejemplo para hombres y mujeres, y/o con tamaños diferentes. También está previsto utilizar un corsé semirrígido con base textil.

Con el fin de sujetar los miembros inferiores a la estructura, se proporcionan "valvas", las valvas es un término ortopédico utilizado para designar un canal obtenido para contener e inmovilizar un miembro. Las características de estas valvas son abiertas para permitir la inserción del miembro y comprende medios para bloquear el miembro. El número de valvas, su forma y su tipo de cierre pueden cambiar de acuerdo con los modos de realización. En un modo de realización, previsto en el presente caso hay dos valvas a la altura del muslo, una valva para el segmento de tibia y finalmente otra valva para el pie. Las valvas pueden estar hechas de acero elástico o un material termoplástico. Con el fin de cerrar las valvas, se pueden utilizar bandas de tipo velcro®, que realizan una adaptación parcial a las características físicas del paciente 1' o estructuras textiles que se puedan cerrar.

En lo que se refiere al sistema de control de articulación, la arquitectura de control del sistema de acuerdo con la presente invención es de bucle cerrado.

Como entrada, se proporcionan curvas relacionadas con el ciclo de marcha, obtenidas de la literatura y modificadas de forma adecuada, de acuerdo con las indicaciones médicas, siendo la rehabilitación en suspensión y las reacciones con el suelo, por tanto nulos, o para otros fines terapéuticos.

Estas curvas son comparadas de forma continua con las realimentaciones que vienen de los potenciómetros u otros transductores de posición, colocados en paralelo con uno de los cilindros para cada articulación, con el fin de detectar el comportamiento del ciclo real realizado por el exoesqueleto. Si el paciente 1' contrasta el movimiento, el potenciómetro de la articulación sujeta a los esfuerzos dará una señal de movimiento reducido con respecto a la curva establecida como entrada; viceversa si la órtesis se superpone al paciente 1'. La diferencia entre las dos señales, real y de referencia, produce un error que es procesado por el software que controla la órtesis, enviando señales de salida adecuadas al sistema de accionamiento de las válvulas de solenoide (PWM).

En lo que se refiere al tipo de control, se pueden utilizar varios tipos de controladores, tanto de tipo PID (Derivativo Integrado Proporcional), como de tipo difuso u otros.

El PWM modifica la amplitud de ciclo que sigue a un error, y controla las válvulas de solenoide relacionadas para accionar los cilindros neumáticos. En cualquier cámara de cilindro, también hay transductores de presión, necesarios para evaluar los comportamientos de presión dentro de ellos y por lo tanto la fuerza desarrollada, útil en algunas etapas de diagnóstico.

Las etapas de rehabilitación con el sistema de acuerdo con la presente invención proporciona, para el paciente 1' más severo, un trayecto de suspensión tal y como se describió anteriormente, donde el paciente 1' es totalmente guiado por el exoesqueleto. En las siguientes etapas, siempre, sin embargo, en suspensión, es posible aumentar la carga de trabajo, reduciendo la presión suministrada a los actuadores neumáticos, de manera que el usuario contribuye de forma activa al movimiento. Si se requiere por la terapia, es también posible retirar la articulación del tobillo, dado que el segmento de tibia es deslizante y se adapta para ser desmontado del conjunto restante. El paciente 1' será por tanto capaz de caminar sobre el suelo, con una descarga de peso parcial, y con las articulaciones de cadera y de rodillas siempre accionadas por el sistema de acuerdo con la presente invención. La ausencia de una cinta de correr permite una marcha más fisiológica con más precepción del movimiento en el entorno circundante, y es posible, mediante el cambio de las curvas de entrada, moverse a lo largo de diferentes trayectos. En todos los casos, será posible mostrar la sesión de trabajo en una pantalla, en la cual son representadas las curvas de referencia junto con la realimentación que procede de los potenciómetros.

En cualquier momento el paciente 1' será capaz de comparar, con su terapeuta, su propio movimiento con el movimiento ideal (monitor de realimentación biológica).

En el presente documento más abajo serán descritos los componentes principales de la órtesis 1 inventiva.

En lo que se refiere a los miembros, el miembro de referencia para constituir la primera pierna es el lado derecho, y se hará referencia sólo a este lado, dado que el lado izquierdo es una imagen especular del mismo. La figura 3, vista desde fuera, muestra el resultado final y se puede distinguir lo siguiente, comenzando desde la parte superior y yendo

hacia abajo: la articulación 31' para la articulación de cadera, el segmento 32' de fémur, la articulación 33' de rodilla, el segmento 34 de tibia y la articulación 35 de tobillo.

En lo que se refiere a la articulación de la cadera, tal y como se puede apreciar en la figura 14, la articulación 31' está compuesta de varios elementos, diseñados para minimizar fricciones e impedimentos. Está compuesta de un elemento 141 externo sujeto a través de dos agujeros, colocados en la parte superior, al manillar 92 posterior, que evitan que gire. En la parte interna, está equipado con un cubo, en el cual estará insertado un casquillo 142, y una serie de elementos que se alternan con anillos 143, 144, 147 antidesgaste, preferiblemente hechos de nylon o turcica, para evitar contactos metal-metal. El componente 201 es la bisagra deslizante del fémur, paralela al miembro humano, y es en la que estarán colocados los cilindros 160 neumáticos, que lo hacen girar con respecto a la articulación 31'. Con el fin de reducir los componentes a un mínimo, las articulaciones 31' y 33 para la cadera y la rodilla han sido hechas muy parecidas. Con el fin de compensar las distancias, un casquillo 145 es colocado en la cadera y sirve exclusivamente como calzo. Finalmente, se colocan la placa 148 y una placa 149 interna pequeña, las cuales permiten el cierre de la articulación 31' con dos tornillos 150 con cabeza abocardada.

La figura 15 muestra el lado externo del elemento 31', en el cual hay dos agujeros roscados, simétricos con respecto a la vertical, adecuados para situar dos pasadores 152 necesarios para colocar los vástagos 159 de los cilindros 160. El extremo de los vástagos 159 es roscado, permitiendo su sujeción a rótulas 154 estándar, para tener un movimiento de rotación y de oscilación sin fricción y sin juego. La limitación axial es garantizada en un lado mediante un casquillo 153, y en el otro lado mediante un anillo 155 Seeger colocado en una ranura adecuada obtenida en el pasador 152. En el eje de rotación de la articulación de cadera, se coloca un pasador 156 roscado, sujeto al elemento 31', y necesario para soportar un cárter de protección, situado entre un espaciador 157 y un pomo 158. El cárter de protección es envuelto alrededor de todo el exoesqueleto, permitiendo al operario ajustar las distancias entre las articulaciones, exclusivamente operando en los pomos sin interactuar con los medios de actuación y de control del sistema 3 de acuerdo con la presente invención.

La figura 16 muestra una vista global que pertenece a la colocación de los cilindros 160 neumáticos en la articulación 31' de la cadera (en la izquierda) y la rótula en el extremo del vástago del cilindro 160 (en la derecha).

Los cilindros 160 neumáticos están limitados en su extremo inferior por la presencia de agujeros que son diametralmente opuestos a la superficie de la cámara del cilindro 160 (figura 20). El montaje consiste en insertar un pasador 206 conformado adecuadamente dentro del asiento del deslizador 201 de fémur en un lado, y dentro de la camisa 202 del cilindro 160 en el otro lado. El pasador 206 limita axialmente al cilindro 160, pero debe permitir una rotación con respecto al propio pasador 206. A continuación, un segundo pasador 205, geoméricamente idéntico al pasador 206 anterior, es colocado en el lado opuesto del cilindro 160 y después de haber repetido las mismas operaciones también para el otro cilindro 160, se coloca un soporte 203 de conexión, sujeto al deslizador 201 de fémur con un sistema con un tornillo 207, una tuerca 204 de autobloqueo. La función del tornillo 207 inferior es también colocar un espaciador 208 de nylon necesario para sujetar una valva 210 del muslo a través de remachado (figura 21). El agujero central situado en la valva permite pasar el tornillo adecuado para sujetar el conjunto a la pala del fémur.

Con el fin de accionar la cadera, hay dos cilindros 160 neumáticos con conexión a una cámara cruzada, que funcionan de una manera de acción/reacción. Aunque el primer actuador produce una fuerza de empuje hacia delante, el segundo ejerce una fuerza hacia atrás, permitiendo un giro del deslizador 201 de fémur con respecto a la articulación sujeta al manillar 92 posterior. Esta configuración permite un impedimento menor con respecto a un sólo cilindro 160 con un orificio mayor y la superficie de empuje es igual a la suma de la superficie mayor y de la superficie menor.

La carrera de los cilindros 160 es dimensionada dependiendo de la excursión angular límite de la articulación, establecida por la marcha fisiológica, y la adecuación con estas restricciones se garantiza mecánicamente cuando al menos un émbolo de los dos cilindros 160 está en el fin de su carrera.

Las figuras 17, 18 y 19 respectivamente muestran la configuración en reposo, la etapa de extensión y la etapa de flexión. Sin conocer las dimensiones internas reales de los cilindros 160, el modelado de los mismos es sólo cualitativo. Las flechas A designan el suministro de los cilindros 160, las flechas B completan el escape.

En lo que se refiere al segmento de fémur, para permitir al segmento de fémur ser ajustable dependiendo de las características del paciente 1', el deslizador 201 de fémur (también denominado pala de fémur) se hace deslizar dentro de la guía 228 de fémur. La pala o deslizador 201 de fémur está hecha de un acero armónico, lo que permite a la estructura flexionar también hacia fuera del plano sagital, dando al paciente 1' un movimiento menos rígido, mientras que para la guía, que tiene tamaños mayores, se ha empleado aluminio para asignar una cierta ligereza a la misma. Para evitar problemas de agarrotamiento, se interpone un tercer elemento, sujeto a la guía, y hecho de turcica que garantiza una baja fricción, un desgaste reducido y una larga vida. El movimiento relativo entre el deslizador 201 de fémur y su guía es mostrado en la figura 22.

El bloqueo del segmento de fémur en una cierta posición se produce por fricción, es decir apretando los diversos componentes a través de un pomo 227. El espaciador 222 de nylon de la figura 22, necesariamente para sujetar una valva 210 del muslo, está equipado con dos roturas cuadradas, así como la guía, adecuadas para albergar dos tornillos 221, con cabeza coronada y sub-cabeza cuadrada, impidiendo su rotación. En el extremo opuesto, se coloca un

soporte 224 en contacto con el deslizador 201 de fémur y limitado axialmente por anillos 225 de Seeger. Finalmente, un anillo 226 de cubierta es insertado fuera del tornillo, obteniendo la configuración mostrada en la figura 23. Apretando el pomo 227, los elementos incluidos entre la cabeza del tornillo 221 y el soporte 224 son compactados, evitando su deslizamiento. La presencia de anillos Seeger es necesario dado que, si el pomo 227 se retira de forma errónea, los tornillos 221 permanecerán montados, evitando que el sistema sea descompensado.

En la pala del fémur hay una hendidura que la permite deslizar sin interferir con los tornillos de apriete, y que evita su desmontaje. Los tornillos además proporcionan un interruptor de límite para los extremos de tamaño de ajuste incluidos entre un 10% de percentil para mujeres y un 95% de percentil para hombres. Tanto en la guía 228 de fémur como en el soporte 224, se obtienen dos agujeros para colocar los cilindros 242 neumáticos necesarios para accionar la articulación de rodilla. Esta disposición es similar a la descrita para la cadera (figura 24), así como para la sujeción de una segunda valva 241 de muslo sobre el espaciador con remachado.

La articulación de rodilla es diferente con respecto a la articulación de cadera por ello sólo son mostrados dos componentes en la figura 25. De forma más precisa, la guía 228 de fémur reemplaza el deslizador 201 de fémur y la parte 145 de la figura 14, y el elemento 254 externo reemplaza el elemento previo (parte 141 de la figura 14) que funciona como guía también para el segmento de tibia. El elemento 254 está equipado con dos agujeros para colocar pasadores que soportan los vástagos de los cilindros 242, dispuestos girados 30° con respecto a un plano perpendicular a la vertical, para permitir sólo una flexión de 60° permitida para la articulación de rodilla. También hay un pomo 251 de ajuste con un soporte 252 relacionado conectado a una varilla 253 de ajuste.

Los dos cilindros 242 neumáticos tienen conexiones con cámaras cruzadas y funcionan de una manera de acción-reacción. La figura 28 y la figura 29 muestran la configuración de reposo (figura 28) con el segmento de fémur alineado con el segmento de tibia, y la condición de flexión (figura 29). Las flechas C designan el suministro de cilindros 242, mientras que las flechas D designan el escape.

El segmento de tibia (figura 26) es más simple con respecto al segmento de fémur, y está compuesto de la guía 261 de aluminio sobre la cual se solapa un elemento 262 hecho de turcica con una geometría similar a su asiento. La pala 265 de tibia hecha de acero armónico es colocada sobre la misma, y es capaz de deslizar si se deben realizar ajustes de la longitud de la tibia. El deslizamiento relativo entre los dos elementos es bloqueado por fricción con el apriete de tipo tornillo/tuerca. Están previstos dos tornillos 269, con cabeza coronada y sub-cabeza cuadrada, que también permiten la sugestión de la valva de tibia a la guía, interponiendo un espaciador 266 adecuado y utilizando dos pomos 264. Para garantizar una sujeción mejor entre la pala de tibia y su guía, también se inserta el tornillo 268 con un pomo 263.

Dado que en las etapas de rehabilitación posteriores, está previsto que un paciente 1' ande sobre el suelo, ha sido necesario prever la retirada del segmento de tibia y la articulación del tobillo relacionada. Para tal propósito, se realiza una ranura abierta hacia arriba en la pala de tibia, que permite evitar la interferencia con los tornillos y su retirada fácil.

En la parte inferior de la pala de tibia, tal y como se muestra en la figura 27, hay dos agujeros adaptados para sujetar un soporte 273 del cilindro 275 neumático para mover la articulación del tobillo. En este caso, se utiliza un solo actuador, que tiene dimensiones reducidas con respecto a los anteriores, debido a que las cargas que va a soportar son inferiores, y debido a problemas de impedimento. El actuador es soportado mediante un soporte 273, sujeto a la pala 265 de tibia con tornillos 274 con una cabeza cilíndrica y rebajes hexagonales y la tuerca correspondiente, y es colocado en la parte delantera de la estructura, a diferencia de los cilindros 275 predios que son colocados lateralmente. El actuador está sujeto al soporte por medio de dos tornillos 272 diametralmente opuestos.

La articulación de tobillo (figura 30) está compuesta de una placa 308 de aluminio que es el flanco del pie, y en cuyo extremo delantero se sujetará un pasador 309 para insertar el vástago 275 en el cilindro. El elemento 308 está equipado de un cubo, en el cual se coloca un anillo 305 antifricción, que, a su vez, soporta la pala 304 de tibia, un elemento 306 de calzo y, en los dos extremos, un anillo 303, 307 antifricción preferiblemente hecho de nylon, para evitar el contacto metal-metal. El cierre de la articulación se produce con una placa 302 externa pequeña y dos tornillos 301 con cabeza abocardada.

En la parte interna del soporte de flanco del pie, la valva 310 está sujeta para posicionar el pie del paciente 1'. Tal y como se muestra en las figuras 31 y 32, se disponen dos espaciadores 312 con espesores diferentes, para colocar después la valva 310 sujeta a la estructura con dos tornillos 311 con cabeza coronada y sub-cabeza cuadrada, y una tuerca. Este tipo de tornillos evita su giro y no es incómodo para el paciente 1'. En la parte opuesta, se coloca un pasador 313 roscado para albergar la rótula junto con el vástago del cilindro 275. El desplazamiento axial se evita mediante un anillo Seeger.

La excursión angular del tobillo se ha aumentado con respecto a la de una marcha fisiológica tras petición médica, por razones ligadas a la marcha en suspensión.

La figura 32 muestra, de izquierda a derecha, la configuración de reposo, las etapas de flexión plantar y de flexión dorsal. Las flechas E designan los cilindros de suministro mientras que las flechas F designan el escape.

Desde las primeras etapas de experimentación en pacientes sanos, se ha descubierto que el peso del cuerpo del paciente 1' hace contacto parcialmente en la valva del pie, generando una flexión descendente del mismo en su lado de la pierna interno.

5 Con el fin de resolver el problema, ha sido necesario utilizar medios de soporte suplementarios, tal como una varilla de conexión entre la valva de pie y la valva de tibia (figura 33).

10 Está compuesta de un sistema con tornillos 337, tuerca 335 de tornillo que permite el ajuste de longitud, y en cuyo extremo se conecta una rótula 333, 338 para evitar que la estructura sea hiperestática y reducir las dimensiones totales al mínimo. Son insertados en dos 331, 341 pasadores insertados en las valvas con una primera tuerca 332, 340 que evita que se desmonte un tornillo de la valva durante los ajustes, y una segunda tuerca 334, 339 más externa que mantiene todo el sistema en posición. Después del ajuste del segmento de tibia, se tendrá que cambiar también la longitud de la varilla de conexión de las valvas. Es suficiente con desatornillar la tuerca 334, retirar la articulación 333 del pasador 331, separar la tuerca 336 que actúa como un tope, desatornillar o atornillar, dependiendo de las necesidades, el sistema con el tornillo 337, la tuerca 335 de tornillo, retornar la tuerca 336 contra la tuerca de tornillo e insertar de nuevo la articulación 333 con la tuerca 336.

15 En lo que se refiere al manillar 92 trasero, se puede constituir de acuerdo con varios modos de realización, un primero de los cuales se mostró la figura 8. El manillar está compuesto de dos horquillas 81 colocadas en sus extremos, que permiten la sujeción del exoesqueleto a la altura de la articulación de la cadera. La anchura de la pelvis se puede ajustar (manualmente o a través de un motor eléctrico o neumático) deslizando dos elementos 82, 84 tubulares concéntricos. La presencia de una hendidura en el elemento 84 y un pasador sujeto dentro de la estructura de una placa, evita la rotación relativa entre los dos elementos.

20 La sección rectilínea por encima del pomo 83 es utilizada para sujetar la caja 22 que contiene el conjunto de válvula y la placa de distribución de aire comprimido. En lo que se refiere a la sujeción con un miembro, dentro de la horquilla 81, la placa 31' externa pequeña es colocada, para la articulación de la cadera, y una placa (no mostrada) necesaria para sujetar el corsé 210; todo es apretado con dos tornillos pasantes con tuercas antiaflojamiento. El corsé 210 es sujetado a la estructura mediante tres tornillos, con su cabeza orientada hacia su parte interna, y con tuercas de auto bloqueo en el extremo opuesto. Un separador de nylon también es insertado, para permitir el acoplamiento de la forma curvada del corsé 210 con la superficie del soporte plana.

25 De acuerdo con un modo de realización preferido, el manillar 92 trasero, como el mostrado en las figuras 9 a 12, primero de todo comprende dos manillares 91. La figura 9 muestra una vista global de este elemento. Con el fin de adaptarlo a un mayor número de pacientes, se impone una distancia de ajuste mínima, igual a 300 mm, con una distancia máxima de 650 mm. Está compuesto de un bloque 112 central conformado de forma adecuada, dentro del cual se coloca un motor 94 eléctrico y un reductor 95. El movimiento de rotación es transmitido a un tornillo sinfín con doble inclinación a través de una correa dentada o un par de ruedas dentadas. La figura 11 muestra esquemáticamente la cinemática con el motor 94, reductor 95 y el tornillo 96 sinfín.

30 En los extremos del bloque central, se colocan dos rodamientos para insertar en los mismos el tornillo 96 sinfín, junto con otros dos rodamientos colocados en los extremos del tornillo 96 sinfín y limitados en placas 103 para cerrar el manillar 92. En ambos casos, estos son rodamientos radiales, respectivamente designados con 101 y 102 en la figura 10. Entre las dos placas 103 extremas, se colocan dos guías 105, 106 de sección transversal circular y sujetas a la estructura, mientras que se colocan externamente dos placas 104 pequeñas conformadas de forma adecuada como protección.

35 Dependiendo de la dirección de rotación del motor, y por lo tanto del tornillo sinfín, se genera una traslación de dos bloques de tornillo-tuerca pequeños, en los cuales se colocarán las piernas, cuando se acercan y se alejan entre sí, cambiando la longitud de la pelvis dependiendo de las características del paciente 1' (figura 11). Los dos bloques 101 pequeños, adicionalmente a estar acoplados dentro del tornillo 113(96) sinfín, se mantienen en posición mediante dos guías 112, 114 y externamente en el armazón.

40 La figura 12 muestra más en detalle el bloque pequeño con la presencia de cuatro casquillos 121, dos en cada parte, para albergar las guías, mientras que en la parte delantera, se coloca un segmento 123 tubular, sujeto a través de dos tornillos 122 de presión con cabeza cilíndrica. Se obtiene una hendidura en el bloque pequeño para hacer más fácil insertar el contorno cilíndrico, mientras que se permite a los tornillos aproximarse a los dos bordes del bloque pequeño, generando un apriete.

45 Con el fin de garantizar una parada de motor correcta con un bloque de tornillo tuerca pequeño en el extremo de su carrera, se han colocado dos interruptores de límite en las cabezas extremas, que detienen el motor cuando se alcanza su apertura mínima o máxima.

50 La figura 13 muestra una serie de elementos que están conectados en el extremo opuesto del segmento 123 tubular. El primero de ellos es la horquilla 132, dentro de la cual se coloca la placa 133 externa pequeña de la articulación 31' de cadera, y a partir de la cual salen las piernas completas, y un soporte 134. Todo es apretado mediante dos tornillos con cabezas abocardadas y tuercas 139 de autobloqueo. Una cola de milano 135 hembra es sujeta al soporte 134 con otros dos tornillos con cabeza abocardada y tuercas 137, mientras que dentro de la misma se hace deslizar la

cola de milano 136 macho respectiva con una superficie inclinada de forma adecuada, dado que tendrá que seguir la geometría curvada del corsé 210 que lo soporta.

El elemento 136 está soportado en la parte inferior mediante una placa 138 sujeta a la cola de milano hembra con tres tornillos de presión.

- 5 Con este sistema, es posible ajustar la posición del corsé 210 dependiendo de las dimensiones antropométricas del paciente 1', haciendo deslizar la cola de milano macho en su asiento respectivo, y limitando la a través de un sistema de bloqueo colocado en el lado de la cola de milano hembra.

- 10 Lateralmente a la estructura, se colocan dos manillares, adecuados para elevar y mover el exoesqueleto 1, mientras que en la parte trasera, a través de dos soportes, la caja 22 será colocada, la cual contiene el conjunto de válvula, la placa de distribución para el aire comprimido y las tarjetas de control.

Uniando el manillar 92 trasero con las dos piernas, se obtiene el resultado mostrado en la figura 1.

Con el fin de permitir un ciclo de marcha en suspensión, es necesario elevar el sistema de acuerdo con la presente invención a través de un gancho colocado en el segmento 123 tubular del manillar 92 trasero.

Los fotogramas de un ciclo de marcha son mostrados en las figuras 37 a 39.

- 15 Resumiendo, la órtesis 1 activa de la presente invención es utilizada para la rehabilitación neurológica del movimiento de miembros inferiores, y está equipada con al menos cuatro, preferiblemente seis grados de libertad para un movimiento respectivamente de las dos caderas, las dos rodillas y opcionalmente los dos tobillos del paciente 1' sin tener que utilizar un soporte ni manejar cintas de correr; la órtesis 1 que comprende:

- una estructura 92 de soporte alargada;

- 20 - una primera estructura 201, 160 de soporte y de manejo en el plano sagital del fémur del paciente 1';

- una segunda estructura 228, 242, 261 de soporte y de manejo en el plano sagital de al menos una tibia, con respecto al fémur, del paciente 1';

- 25 - y una tercera estructura 265, 275 de soporte y de manejo en el plano sagital de al menos un pie, con respecto a la tibia del paciente 1', donde la tercera estructura 265, 275 de soporte y de manejo está adaptada para ser conectada y desconectada de forma operativa de la órtesis 1;

De acuerdo con la invención, la estructura 92 de soporte alargada es tan rígida como para permitir que la primera, segunda y tercera estructuras 201, 160; 228, 242, 261; 265, 275 de soporte y de manejo realicen movimientos mutuamente relacionados, siendo también ajustable la estructura 92 de soporte alargada para adecuarse a las dimensiones del paciente 1' cuando el paciente lleva y utiliza la órtesis 1.

- 30 Además, la órtesis 1 está adaptada para ser utilizada tanto en una condición suspendida, como en una condición en la que el peso del paciente 1' está parcialmente soportado, y sobre el suelo.

En particular, con el fin de obtener el objeto anterior, en la órtesis 1 inventiva, la primera estructura 201, 160 de soporte y de manejo puede comprender, para cada miembro inferior del paciente 1', primeros medios 201 de soporte acoplados de forma operativa con primeros medios 160 de manejo del fémur del paciente 1', donde los medios 201 de soporte están conectados de forma giratoria a la estructura 92 de soporte a través de al menos un elemento 31' de articulación; los primeros medios 201 de soporte están hechos de un material flexible a lo largo de un plano que pasa a través del eje del primer elemento 31' de articulación, los primeros medios (160) de manejo que son del tipo de acción/reacción y permiten un manejo del fémur exclusivamente en el plano sagital.

- 40 Aún en particular, con el fin de obtener el objeto anterior, en la órtesis 1 inventiva, la segunda estructura 228, 242, 261 de soporte y de manejo puede comprender, para cada miembro inferior del paciente 1', segundos medios 228 de soporte, segundos medios 242 de manejo y un tercer medio 261 de soporte, donde los segundos medios 228 de soporte están acoplados de forma operativa, de una manera deslizante y ajustable, con los primeros medios 201 de soporte, y están acoplados de forma operativa con los segundos medios 242 de manejo de al menos una tibia del paciente 1'; los segundos medios 228 de soporte están conectados de forma giratoria a los terceros medios 261 de soporte a través de al menos un segundo elemento 33' de articulación, los segundos medios 242 de manejo que son del tipo de acción/reacción y que permiten un manejo de la tibia exclusivamente en el plano sagital.

- 45 También en particular, con el fin de obtener el objeto anterior, en la órtesis 1 inventiva, la tercera estructura 265, 275 de soporte y de manejo puede comprender, para cada miembro inferior del paciente 1', cuartos miembros 265 de soporte y terceros miembros 275 de manejo, los cuartos miembros 265 de soporte que están acoplados de forma operativa, de una manera deslizante y ajustable, con los terceros medios 261 de soporte, y que están acoplados de forma operativa con los terceros medios 275 de manejo en al menos un pie del paciente 1'; los cuartos miembros 265 de soporte están conectados de forma giratoria a medios 310 para hacer contacto y soportar el pie a través de al menos un tercer elemento 35 de articulación; y los cuartos miembros 265 de soporte están hechos de un material flexible a lo

50

largo de un plano que pasa a través del eje del segundo elemento 33' de articulación, los terceros medios 275 de manejo que son del tipo acción/reacción y que permiten un manejo del pie exclusivamente en el plano sagital, los cuartos medios 265 de soporte que están adaptados para ser conectados y desconectados de forma operativa de los terceros medios 261 de soporte.

- 5 En esta disposición, con el fin de obtener los efectos descritos, los primeros medios 201 de soporte y los cuartos medios 265 de soporte pueden ser deslizadores hechos de placas de acero armónico, mientras que los segundos medios 228 de soporte y los terceros medios 261 de soporte pueden ser guías metálicas.

- 10 Siempre en particular, con el fin de obtener el objeto anterior, en la órtesis 1 inventiva, la primera estructura 201, 160 de soporte y de manejo puede comprender, para cada miembro inferior del paciente 1', primeros medios 201 de soporte acoplados de forma operativa con primeros medios 160 de manejo de la tibia del paciente 1', los primeros medios 201 de soporte que están conectados de forma giratoria a la estructura 92 de soporte a través de al menos un primer elemento 31' de articulación; los primeros medios 201 de soporte son del tipo de acción/reacción y permiten un manejo de la tibia exclusivamente en el plano sagital.

- 15 También en particular, con el fin de obtener el objeto anterior, en la órtesis 1 inventiva, la segunda estructura 228, 242, 261 puede comprender, para cada miembro inferior del paciente 1', segundos medios 228 de soporte, segundos medios 242 de manejo y terceros medios 261 de soporte, los segundos medios 228 de soporte que están hechos de un material flexible en un plano que pasa a través del eje del primer elemento 31' de articulación, los segundos medios 228 de soporte que están acoplados de forma operativa, de una manera deslizante y ajustable, con los primeros medios 201 de soporte, y que están acoplados de forma operativa con los segundos medios 242 de manejo de al menos una tibia del paciente 1', los segundos medios 228 de soporte que están conectados de forma giratoria a los terceros medios 261 de soporte a través de al menos un segundo elemento 33' de articulación, los terceros medios 261 de soporte están hechos de un material flexible a lo largo de un plano que pasa a través del eje del segundo elemento 33' de articulación, los segundos medios 242 de manejo que son del tipo acción/reacción y que permiten un manejo de la tibia exclusivamente en el plano sagital.

- 25 Finalmente, también en particular, con el fin de obtener el objeto anterior, en la órtesis 1 inventiva, la tercera estructura 265, 275 de soporte y de manejo puede comprender, para cada miembro inferior del paciente 1', cuartos medios 265 de soporte y terceros medios 275 de manejo, los cuartos medios 265 de soporte están acoplados de forma operativa, de una manera deslizante y ajustable, con los terceros medios 261 de soporte, y que están acoplados de forma operativa con los terceros medios 275 de manejo de al menos un pie del paciente 1', los cuartos medios 265 de soporte que están conectados de forma giratoria a medios 310 para hacer contacto y soportar el pie a través de al menos un tercer elemento 35 de articulación, los terceros medios 275 de manejo que son del tipo acción/reacción y que permiten un manejo del pie exclusivamente en el plano sagital, los cuartos medios 265 de soporte que están adaptados para ser conectados y desconectados de forma operativa de los terceros medios 261 de soporte.

- 30 En esta disposición, con el fin de obtener los efectos descritos, los primeros medios 201 de soporte y los cuartos medios 265 de soporte pueden ser guías metálicas, mientras que los segundos medios 228 de soporte y los terceros medios 261 de soporte pueden ser deslizadores hechos de placas de acero armónico.

- 35 Los primeros y segundos medios 160, 242 de manejo están preferiblemente compuestos, en cada miembro inferior, de pares de cilindros neumáticos con cámaras cruzadas y los terceros medios 275 de manejo están compuestos, en cualquier miembro inferior, preferiblemente de un cilindro neumático, o los primeros, segundos y terceros medios 160, 242, 275 de manejo pueden estar compuestos de actuadores eléctricos o hidráulicos.

- 40 Adicionalmente a las dos configuraciones de ejemplo descritas anteriormente, obviamente, son posibles otras combinaciones, en las cuales, por ejemplo, los primeros medios 201 de soporte y los terceros medios 261 de soporte sean deslizadores hechos de placas de acero armónico, y los segundos medios 228 de soporte y los cuartos medios 265 de soporte sean guías metálicas; o en las cuales los segundos medios 228 de soporte y los cuartos medios 265 de soporte sean deslizadores hechos de placas de acero armónico, y los primeros medios 201 de soporte y los terceros medios 261 de soporte sean guías metálicas.

- 45 Puede por lo tanto apreciarse de lo anterior que la órtesis 1 de la invención, en su modo de realización preferido, está compuesta de cinco grupos principales: el primer grupo está compuesto de la estructura 92 de soporte y la primera y segunda estructuras 201, 160 de soporte y de manejo; el segundo y el tercer grupo están compuestos de la segunda estructura 228, 242, 261 de soporte y de manejo, una para cada uno de los miembros inferiores del paciente 1'; y el cuarto y el quinto grupo están compuestos de la tercera estructura 265, 205 de soporte y de manejo, una para cada uno de los miembros del paciente 1'. Esta configuración con cinco grupos podría obviamente reducirse a una configuración con menos de cinco grupos, desconectando de forma operativa y/o física estos grupos que actualmente no son útiles para el paciente y/o para la terapia realmente afectada.

- 50 La órtesis 1 activa consiste en una estructura de soporte modular, con cuatro o seis grados de libertad, ajustable, por ejemplo, desde un 10% de percentil de mujeres hasta un 95% de percentil de hombres, de acuerdo con las dimensiones antropométricas del paciente 1', de forma preferible con un accionamiento neumático (el accionamiento podría también ser eléctrico o hidráulico), cerrado en cárteres de seguridad adecuados y limitado a la estructura básica.

Está a su vez compuesta de módulos destinados a la pelvis, al segmento de fémur y al segmento de tibia, mutuamente conectados mediante articulaciones de baja fricción o mediante placas de acero armónico.

De esta manera, se ha obtenido un sistema original (alternativamente también denominado máquina en el presente documento a continuación), no solo capaz de adaptarse a diferentes formas fisiológicas, sino por encima de todo una máquina que permite, cuando se camina sobre el suelo, una cierta movilidad de la pelvis incluso fuera del plano sagital. De esta manera, el trayecto impuesto al paciente 1' durante su sesión terapéutica es más natural y se mejora la eficiencia del tratamiento.

Hay, en el sistema de acuerdo con la presente invención, una activación tanto de la articulación de cadera, como de la articulación de rodilla, como de la articulación de tobillo, una peculiaridad del sistema. De hecho, el sistema de acuerdo con la presente invención puede hacerse funcionar tanto en suspensión, como sobre el suelo, con una carga parcial o total, o no, del peso del paciente 1', de acuerdo a las necesidades terapéuticas. Durante ambos tratamientos, es muy importante activar la articulación tibio-tarsiana, dado que permite activaciones neuronales importantes para una recuperación completa del paciente 1'. En ambos casos, se proporciona para usar con un soporte de peso corporal (BWS) capaz de descargar siempre el peso de la órtesis 1, adicionalmente al peso del paciente 1', si se requiere.

Debe constatar que la activación del tobillo en la órtesis 1 examinada también puede ser retirada, dejando al paciente 1' libre de mover de forma autónoma su pie cuando camina sobre el suelo, si se requiere.

Además, se ha preferido caminar sobre el suelo al a lo que se puede obtener con una estación fija con el uso de una cinta de correr, dado que el avance dentro del espacio proporciona al paciente 1' sensaciones y percepciones de una naturaleza diferente, muy importantes para las diversas etapas de rehabilitación; en cualquier caso, si se requiere, es imposible utilizar una cinta de correr.

La anchura de la pelvis, equipada con un corsé 210 limitado a la parte posterior del paciente 1', debido a bandas de velcro® de sujeción, se puede modificar debido al deslizamiento y al manillar 92 trasero automatizado al cual está sujeto el corsé 210. El propósito del manillar 92 es también mantener unidas las dos piernas de la órtesis 1, haciendo que sea más fácil de llevar para el paciente 1'.

A lo largo de los segmentos de fémur y de tibia, cuya longitud se puede ajustar debido al acoplamiento prismático, la interfaz con el paciente 1' se obtiene a través de miembros de muslo y valvas cerradas con bandas de Velcro® o elementos textiles.

Los conjuntos que accionamiento de fémur y tibia consisten en pares de cilindros neumáticos con cámaras cruzadas, que funcionan simulando el principio de un músculo de acción y reacción, no remarcado en otras patentes. Dichos conjuntos permiten utilizar dos actuadores con dimensiones más pequeñas con respecto a las soluciones con un solo motor. Los cilindros del sistema de acuerdo con la presente invención son sujetos a la parte del deslizador que es integral con la articulación, y están cubiertos por cárteres protectores con el fin de cerrar cada parte móvil: de estas, solo los pomos sobresalen los cuales son necesarios para el ajuste antropométrico.

Cada pierna de la órtesis 1 está equipada con sensores de presión para detectar la presión en las cámaras de cilindro y con sensores de posición, para detectar el movimiento de las diversas articulaciones y utilizarlas como realimentación en el control que gestiona el sistema.

La órtesis 1 está entonces equipada con una caja 22 de control, colocada por detrás de la espalda del paciente, donde se colocan las válvulas de solenoide de control y las tarjetas electrónicas, que son capaces de realizar, a bordo de la máquina, un chequeo en tiempo real, mandando los datos adquiridos a un PC a través de un cable para transmitir señales codificadas, o con cables de polo múltiple o con conexiones inalámbricas.

El Rango de Movimiento (ROM) se ha aumentado a propósito, en el caso del tobillo, con respecto a los movimientos fisiológicos, para incrementar la activación de los circuitos de movimiento del paciente 1'. Los ROM del sistema de acuerdo con la presente invención son incluidos en la tabla 1, no exclusivamente.

Tabla 1: ROM de las diversas articulaciones del sistema de acuerdo con la presente invención

| Articulación | Extensión Max. [°] | Flexión Max. [°] | R.O.M. [°] |
|--------------|--------------------|------------------|------------|
| Cadera       | 20                 | 20               | 40         |
| Rodilla      | 0                  | 60               | 60         |
| Tobillo      | 25                 | 15               | 40         |

Los ajustes antropométricos permitidos en la órtesis 1 examinada son amplios y son incluidos en la tabla 2, no exclusivamente.

Tabla 2: Ajustes antropométricos permitidos en el sistema de acuerdo con la presente invención

|                    | 10% percentil mujeres [mm] | 95% percentil hombres [mm] | Rango de ajuste [mm] |
|--------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------|
| Longitud de pelvis | 300                        | 650                        | 350                  |
| Longitud de fémur  | 370                        | 500                        | 130                  |
| Longitud de tibia  | 360                        | 500                        | 140                  |

- 5 El sistema 5 de gestión del suelo comprende: al menos una tarjeta para gestionar la órtesis, conexiones de PC; un circuito de control electro-neumático; sistemas de emergencia: un modo de realización preferido de dichos componentes es mostrado en la figura 34.
- En lo que se refiere a emergencias, hay tres tipos en el sistema: una emergencia para el paciente 1', que por lo tanto, si es capaz, puede detener la sesión en caso de necesidad; una emergencia manual y una emergencia del software para el operario. Todas estas acciones fuerzan a salir del software y comenzar de nuevo la sesión, guardándola o no.
- 10 Una peculiaridad del sistema es entonces la presencia, en la caja 26 de control, de dos reguladores de presión electrónicos, que permiten ajustando de forma independiente el software, la presión en las piernas de la órtesis 1. Este aspecto innovativo es extremadamente útil en caso de tratamientos de hemiplejía, tetraparesia, hemiparesia, ya que puede ser necesario aplicar diferentes fuerzas de activación en las dos piernas.
- 15 La regulación de presión en los actuadores además permite cambiar la fuerza que la órtesis 1 ejerce en las piernas del paciente 1', por lo tanto variando la interacción hombre-máquina, dado que cuanto más se reduce la presión, mayor es el empuje a la parte inferior de las piernas y el paciente 1' debe demostrar ser capaz de trabajar de forma autónoma.
- Esto permite varias evaluaciones sobre el estado de aprendizaje del movimiento y las mejoras de realización del mismo, evaluados durante la sesión a través de la realimentación biológica presente en el sistema.
- 20 El ordenador 28, en cambio, comprende el software de gestión y está conectado a dos monitores.
- De los dos monitores, uno está dedicado al operario, el otro a la realimentación biológica. En este caso, por lo tanto, las curvas de entrada con la realimentación del paciente son mostradas y comparadas en tiempo real en el monitor, para cada articulación.
- 25 El software de gestión, en cambio, permite controlar la posición del movimiento impuesto, utilizando como entrada los comportamientos (fisiológicos o no, incluso asimétricos de las dos piernas, de acuerdo a las necesidades, de los ángulos de las diversas articulaciones, dependiendo del ciclo de marcha, de acuerdo con una lógica de seguimiento.
- El sistema está equipado con una interfaz gráfica adecuada, que permite al operario utilizar de forma rápida y de forma flexible el dispositivo, adicionalmente al análisis y el almacenamiento de datos para cada sesión.
- 30 La originalidad del sistema descrito en el presente documento con respecto a lo que se puede encontrar en la técnica anterior, se puede resumir por lo tanto en los siguientes puntos:
- 1) la adición de la articulación del tobillo se ha realizado dependiendo de indicaciones médicas específicas, que apuntan a la posibilidad de una recuperación del movimiento rápido y funcional en el caso de caminar sobre el suelo con un peso que está presente o parcialmente descargado. La articulación también es desmontable, si así lo requieren las necesidades médicas.
- 35 2) el rendimiento de la estructura permite tener una cierta movilidad de la pelvis incluso fuera del plano sagital, para obtener una marcha más fisiológica. Esta característica es obtenida utilizando placas de acero armónico, en lugar de materiales más rígidos, como sucede a menudo en otros exoesqueletos.
- 40 3) la ausencia de cinta de correr permite moverse en trayectos variables y preestablecidos dependiendo de las necesidades del paciente, con dicha marcha sobre el suelo para permitir movimientos de pelvis y de tronco, fundamentales para restablecer una marcha autónoma correcta. En caso de necesidad, sin embargo, la máquina también puede funcionar con una cinta de correr.
- 4) las potencialidades del movimiento permitidas por el sistema de acuerdo con la presente invención son por lo tanto: tratamientos en suspensión con el uso de un Soporte de Peso Corporal (BWS); la marcha en suelo en trayectos

variables, con descarga parcial o total, o no, del peso del paciente a través de BWS; la marcha asociada con una cinta de correr, si es requerida por el tratamiento; la marcha en el suelo con soporte de fijaciones paralelas o canadienses, utilizando comandos con una marcha única de acuerdo con una técnica conocida (comando de voz, llave accionada por una mano, comando láser desde el sombrero, etcétera).

- 5 5) el sistema permite atender diferentes patologías. Para dicho propósito, su software proporciona una serie completa de variaciones de sesión, que comprenden:
  - un ciclo de marcha, obtenido imponiendo o no curvas fisiológicas a las piernas, incluso en modo asimétrico si es requerido, con un periodo de ciclo que puede ser configurado por PC;
- 10 - evaluaciones de aprendizaje del conocimiento del paciente 1', con posibilidad de bloquear el sistema en una posición de ciclo aleatoria, para solicitar al paciente 1' que lo describa y así entender su estado de aprendizaje de conocimiento.
  - Interrupción final o temporal de la sesión, tanto para permitir que el paciente 1' descanse como para permitir aplicar protocolos clínicos adecuados adaptados para evaluar el movimiento y el conocimiento de la mejora de rehabilitación del paciente 1';
  - registro de los tiempos parciales y totales de cada sesión.
- 15 6) el peso de la órtesis 1 completa es de alrededor de 22 kilos. Con respecto a muchos otros dispositivos en la técnica, por lo tanto, es más versátil y capaz de ser manejada.
  - 7) el mero coste construcción de las piezas de prototipo es en sí mismo bajo y por lo tanto, en perspectiva, el coste de la órtesis 1 es también económicamente competitivo con respecto a la técnica anterior conocida.
- 20 8) el accionamiento neumático es en sí mismo muy seguro y fiable, y muestra las siguientes ventajas: permitir el uso de la máquina incluso con una graduación de la fuerza impuesta a la pierna(s) del paciente, actuar en la presión del cilindro, permitiendo varios tipos de evaluaciones durante la sesión con respecto a las mejoras y autonomía del paciente; garantiza más comodidad y seguridad en el movimiento impuesto a las miembros, debido a la capacidad del aire comprimido; reduce los costes de actuador.
- 25 9) el sistema examinado, con su versatilidad y con sus potencialidades, también permite realizar métodos terapéuticos originales e innovativos, a menudo asociados con estudios de Resonancia Magnética Funcional (fMRI) en el cerebro. El estudio de fMRI, de hecho, permite una evaluación de forma rápida de la activación real de los circuitos de movimiento siguiendo uno o más tratamientos con el sistema de acuerdo con la presente invención. Esto ya ha sido probado mediante los estudios de aprendizaje motor, realizados en individuos sanos.
- 30 Dadas sus amplias potencialidades en el tratamiento de diferentes patologías tales como ictus, isquemia, hemorragia cerebral, lesiones parciales de la médula espinal, con extensión, en algunos casos, a la distrofia muscular y patologías degenerativas del movimiento, además de estudios de aprendizaje motor tanto en personas sanas como discapacitadas, el sistema inventivo tiene muchas características técnicas innovadoras.

Se pueden resumir como sigue:

  - peso reducido;
- 35 - accionamiento electro-neumático, que puede ser reemplazado, si se requiere, también con actuadores eléctricos o hidráulicos;
  - actuadores montados con cámaras cruzadas, de acuerdo con el principio de acción y reacción del músculo, por lo tanto permitiendo reducir el peso y dimensiones totales, y con la posibilidad de reemplazar cilindros actuales con músculos neumáticos;
- 40 - posibilidad de realizar tanto ejercicio de suspensión como marcha en suelo, descargando el peso de la órtesis y con una descarga parcial o total del peso del paciente a través de BWS;
  - posibilidad de utilizar una cinta de correr, si se requiere;
  - posibilidad de una marcha en suelo con fijaciones paralelas o canadienses, con un comando de marcha único;
- 45 - presencia de una articulación del tobillo activa, para incrementar y mejorar la activación de los circuitos de movimiento del paciente 1'. Se puede retirar, si es necesario, la activación del tobillo;
  - construcción de los elementos de la estructura de la órtesis de acero armónico, para permitir al sistema que se ha utilizado en gente con diferentes dimensiones, para obtener una mejor comodidad, para permitir a una persona, cuando camina sobre el suelo, tener movimientos de pelvis incluso fuera del plano sagital, de acuerdo con un criterio de marcha fisiológico humano;
- 50 - campos de movimiento amplios y regulaciones antropométricas;

- regulación antropométrica de la pelvis motorizada;
- posibilidad de configurar diferentes presiones en las dos piernas, con el fin de tratar diferentes patologías y ocuparse de diversos protocolos clínicos;
- 5 - posibilidad de configurar diferentes curvas de entrada, incluso asimétricas, con el fin de ser capaz de realizar diversos ejercicios terapéuticos de movimiento;
- posibilidad de monitorización, análisis y ahorro de cada parámetro de ensayo (presiones y posiciones de articulación);
- presencia de un control en tiempo real a bordo de la máquina;
- presencia de tres tipos de emergencias, con efectos neumáticos-eléctricos;
- gestión, a través de software, de series completas de variaciones de sesión, que comprenden:
- 10 • configurar parámetros de sesión (datos del paciente; patología, datos de marcha; curvas de entrada; etcétera);
- guardar datos y gráficos adquiridos de paciente/sesión;
- ciclo de marcha, obtenido mediante curvas impuestas, fisiológicas y no, a las piernas, incluso de forma asimétrica si se requiere, con un periodo de ciclo que puede configurarse mediante PC;
- 15 • evaluaciones de aprendizaje de conocimiento para el paciente 1', con un posible bloqueo del sistema en una posición de ciclo aleatorio, para pedir al paciente 1' que lo describa y por lo tanto entender su estado de aprendizaje del movimiento;
- interrupción final o temporal de la sesión, tanto para hacer que el paciente 1' descanse, como para permitir aplicar protocolos clínicos adecuados adaptados para evaluar el movimiento y el conocimiento del estado de rehabilitación del paciente 1';
- 20 • registrar los tiempos parciales y totales de cada sesión;
- dicha versatilidad y potencialidad para permitir también realizar métodos terapéuticos originales e innovativos, a menudo asociados con estudios fMRI para evaluar la activación de circuitos de movimiento que siguen el tratamiento con un sistema de acuerdo con la presente invención.

## REIVINDICACIONES

1. Órtesis (1) activa para la rehabilitación neurológica del movimiento de miembros inferiores, la órtesis (1) que está equipada con al menos cuatro, preferiblemente seis, grados de libertad para movimiento respectivamente de las dos caderas, las dos rodillas, y opcionalmente los dos tobillos de un paciente (1') sin tener que utilizar cintas de correr de soporte y de manejo, la órtesis (1) que comprende:
- 5 - una estructura (92) de soporte alargada;
- una primera estructura (201, 160) de soporte y de manejo en el plano sagital del fémur del paciente (1'); y
- una segunda estructura (228, 242, 261) de soporte y de manejo en el plano sagital de al menos una tibia, con respecto al fémur, del paciente (1'); y
- 10 - una tercera estructura (265, 275) de soporte y de manejo en el plano sagital de al menos un pie, con respecto a la tibia, del paciente (1'), la tercera estructura (265, 275) de soporte y de manejo que está adaptada para ser conectada y desconectada de forma operativa de la órtesis (1);
- caracterizada porque:
- 15 - la estructura (92) de soporte alargada es tan rígida para permitir que la primera, segunda y tercera estructuras (201, 160; 228, 242, 261; 265, 275) de soporte y de manejo realicen movimientos relacionados mutuamente, la estructura (92) de soporte alargada que es también ajustable para adaptarse a las dimensiones del paciente (1') cuando el paciente (1') lleva y usa la órtesis (1), la estructura (92) de soporte alargada que comprende:
- \* un bloque central, dentro del cual se coloca un motor (94) eléctrico, un reductor (95), y un tornillo (96) sinfín, un movimiento de rotación del motor (94) eléctrico que es transmitido al tornillo (96, 113) sinfín;
- 20 \* dos guías (112, 114) que contienen dos bloques (111) de tornillo tuerca pequeños, cada uno a su vez conectado a un segmento (123) tubular conectado de forma operativa y que soporta a la primera estructura (201, 160) de soporte y de manejo, dependiendo de la dirección de giro del motor (94), y por lo tanto del tornillo (96, 113) sinfín, una traslación que es generada por los dos bloques (111) de tornillo tuerca pequeños, cuando se acercan y se alejan entre sí, cambiando la longitud de la pelvis dependiendo de las características del paciente (1'), los dos bloques (111)
- 25 pequeños, adicionalmente para ser acoplados con el tornillo (96, 113) sinfín, manteniéndose en posición mediante las dos guías (105, 106);
- la primera estructura (201, 160) de soporte y de manejo que comprende, para cada miembro inferior del paciente (1'), primeros medios (201) de soporte, acoplados de forma operativa con primeros medios (160) de manejo del fémur del paciente (1'), los primeros medios (201) de soporte que están conectados de forma giratoria a la estructura (92) de soporte a través de al menos un primer elemento (31') de articulación, los primeros medios (201) de soporte están hechos de un material flexible a lo largo de un plano que pasa a través del eje del primer elemento (31') de articulación, los primeros medios (160) de manejo que son del tipo de acción/reacción y que permiten un manejo del fémur exclusivamente en el plano sagital, los primeros medios (201) de soporte que son deslizadores hechos de placas de acero armónico; y
- 30 - la órtesis (1) está adaptada para ser utilizada tanto en una condición suspendida, como en una condición en la que el peso del paciente (1') es parcialmente soportado, y sobre el suelo.
2. Órtesis (1) de acuerdo con la reivindicación 1, caracterizada porque la segunda estructura (228, 242, 261) de soporte y de manejo comprende, para cada miembro inferior del paciente (1'), segundos medios (228) de soporte, segundos medios (242) de manejo y terceros medios (261) de soporte, los segundos medios (228) de soporte que están acoplados de forma operativa, de una manera deslizante y ajustable, con los primeros medios (201) de soporte, y que están acoplados de forma operativa con los segundos medios (242) de manejo de al menos una tibia del paciente (1'), los segundos medios (228) de soporte que están conectados de forma giratoria a los terceros medios (261) de soporte a través de al menos un segundo elemento (33') de articulación, los segundos medios (242) de manejo que son del tipo acción/reacción y que permiten un manejo de la tibia exclusivamente en el plano sagital.
- 40 3. Órtesis (1) de acuerdo con la reivindicación 2, caracterizada porque la tercera estructura (265, 275) comprende, para cada miembro inferior del paciente (1'), cuartos medios (265) de soporte, y terceros medios (275) de manejo, los cuartos medios (265) de soporte que están acoplados de forma operativa de una manera deslizante y ajustable, con los terceros medios (261) de soporte, y que están acoplados de forma operativa con los terceros medios (275) de manejo de al menos un pie del paciente (1'), los cuartos medios (265) de soporte que están conectado de forma giratoria a los medios (310) para hacer contacto y soportar el pie a través de al menos un tercer elemento (35) de articulación, los cuartos medios (265) de soporte que están hechos de un material flexible a lo largo de un plano que pasa a través del eje del segundo elemento (33') de articulación, los terceros medios (275) de manejo que son del tipo acción/reacción y que permiten un manejo del pie exclusivamente en el plano sagital, los cuartos medios (265) de soporte que están adaptados para ser conectados y desconectados de forma operativa de los terceros medios (261) de soporte.
- 55

4. Órtesis (1) de acuerdo con la reivindicación 1, 2 o 3, caracterizada porque los cuartos medios (265) de soporte son deslizadores hechos de placas de acero armónico, mientras que los segundos medios (228) de soporte y los terceros medios (261) de soporte son guías metálicas.
5. Órtesis (1) de acuerdo con la reivindicación 1, caracterizada porque la primera estructura (201, 160) de soporte y de manejo comprende, para cada miembro inferior del paciente (1'), primeros medios (201) de soporte acoplados de forma operativa con primeros medios (160) de manejo del fémur del paciente (1'), los primeros medios (201) de soporte que están conectados de forma giratoria a la estructura (92) de soporte a través de al menos un primer elemento (31') de articulación, los primeros medios (160) de manejo que son del tipo acción/reacción y que permiten un manejo del fémur exclusivamente en el plano sagital.
10. 6. Órtesis (1) de acuerdo con la reivindicación 5, caracterizada porque la segunda estructura (228, 242, 261) de soporte y de manejo comprende, para cada miembro inferior del paciente (1'), segundos medios (228) de soporte, segundos medios (242) de manejo, y terceros medios (261) de soporte, los segundos medios (228) de soporte que están hechos de un material flexible en un plano que pasa a través del eje del primer elemento (31') de articulación, los segundos medios (228) de soporte que están acoplados de forma operativa, de una manera deslizante y ajustable, con los  
15 primeros medios (201) de soporte, y que están acoplados de forma operativa con los segundos medios (242) de manejo de al menos una tibia del paciente (1'), los segundos medios (228) de soporte que están conectados de forma giratoria a los terceros medios (261) de soporte a través de al menos un segundo elemento (33') de articulación, los terceros medios (261) de soporte que están hechos de un material flexible a lo largo de un plano que pasa a través del eje del segundo elemento (33') de articulación, los segundos medios (242) de manejo que son del tipo de  
20 acción/reacción y que permiten un manejo de la tibia exclusivamente en el plano sagital.
25. 7. Órtesis (1) de acuerdo con la reivindicación 6, caracterizada porque la tercera estructura (265, 275) de soporte y de manejo comprende, para cada miembro inferior del paciente (1'), cuartos medios (265) de soporte y terceros medios (275) de manejo, los cuartos medios (265) de soporte que están acoplados de forma operativa, de una manera deslizante y ajustable, con los terceros medios (261) de soporte y que están acoplados de forma operativa con los  
30 terceros medios (275) de manejo de al menos un pie del paciente (1'), los cuartos medios (265) de soporte que están conectados de forma giratoria a medios (310) para hacer contacto y soportar el pie a través de al menos un tercer elemento (35) de articulación, los terceros medios (275) de manejo que son del tipo de acción/reacción y que permiten un manejo del pie exclusivamente en el plano sagital, los cuartos medios (265) de soporte que están adaptados para ser conectados y desconectados de forma operativa de los terceros medios (261) de soporte.
30. 8. Órtesis (1) de acuerdo con la reivindicación 5, 6 o 7, caracterizada porque los primeros medios (201) de soporte y los cuartos medios (265) de soporte son guías metálicas, mientras que los segundos medios (228) de soporte y los terceros medios (261) de soporte son deslizadores hechos de placas de acero armónico.
35. 9. Órtesis (1) de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8, caracterizada porque los primeros y segundos medios (160, 242) de manejo están compuestos, en cada miembro inferior, de pares de cilindros neumáticos con cámaras cruzadas y los terceros miembros (275) de manejo están compuestos, en cada miembro inferior, de un cilindro neumático con cámaras cruzadas.
40. 10. Órtesis (1) de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8, caracterizada porque los primeros, segundos y terceros medios (160, 242, 275) están compuestos de actuadores eléctricos o hidráulicos.
40. 11. Órtesis (1) de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizada porque cada pierna de la órtesis (1) está equipada con sensores de presión para detectar la presión en las cámaras del cilindro y con sensores de posición, para detectar un movimiento de las diversas articulaciones y utilizarlo como realimentación en el control de gestión de la órtesis (1).
45. 12. Órtesis (1) de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizada porque está además equipada con al menos una caja (22) de control y de interfaz, en la cual se colocan válvulas de solenoide de control y tarjetas electrónicas, que son capaces de realizar chequeos en tiempo real a bordo de la órtesis (1), enviando todos los datos adquiridos a un ordenador de gestión.
50. 13. Sistema (3) para la rehabilitación neurológica del movimiento de miembros inferiores, que comprende:
  - al menos una órtesis (1) de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores; y
  - al menos un sistema (5) de gestión de tipo suelo, que contiene al menos un ordenador (28) para adquirir y procesar datos, y para gestionar una sesión de rehabilitación neurológica del movimiento mediante un operario.
14. Sistema (3) de acuerdo con la reivindicación 13, caracterizado porque:
  - la caja (22) de control y de interfaz está equipada con al menos un conducto (23) de suministro de aire comprimido y al menos un cable (25) de conexión eléctrica, el suministro de aire comprimido que viene desde al menos un compresor (24) o una red de distribución;

- dentro de la caja (22) de control y de interfaz, también hay posibles placas de control, conectadas a controladores de interfaz electrónicos colocados en una caja (26) de control, del sistema (5) de gestión de tipo suelo también que contiene las placas de adquisición, por lo tanto intercambiando señales de realimentación y comandos para las válvulas de solenoide y el suministro eléctrico entre la órtesis (1) y el sistema (5) de gestión de tipo suelo; y
- 5    - el ordenador (28) está conectado a la caja (26) de control, y contiene un software de control, que puede ser utilizado mediante un usuario a través de una interfaz gráfica adecuada, el ordenador (28) que está normalmente equipado con dos monitores, un primer monitor (31) dedicado a las necesidades del usuario, y un segundo monitor (32) que muestra la realimentación biológica del sistema, útil tanto para el operario, como para el paciente, para una acción auto-diagnóstica durante la sesión de rehabilitación.
- 10    15. Sistema (3) de acuerdo con la reivindicación 13 o 14, caracterizado porque está equipado con tres tipos de emergencias: una emergencia que permite al paciente (1') de tener una sesión en caso de necesidad, una emergencia manual y una emergencia de software para un operario, estas tres emergencias estando adaptadas para detener una ejecución del software de gestión y después de ello reiniciar la ejecución, guardando la sesión o no.
- 15    16. Sistema (3) de acuerdo con la reivindicación 13, 14 o 15, caracterizado porque comprende, en el sistema (5) de control de tipo suelo, al menos dos reguladores de presión electrónicos, adaptados para permitir un ajuste independiente de la presión en las piernas de la órtesis (1), esto permitiendo aplicar diferentes fuerzas de activación a las dos piernas, permitiendo el ajuste de presión en los actuadores adicionalmente cambiar la fuerza que la órtesis (1) ejerce en las piernas del paciente (1'), por lo tanto cambiando la interacción hombre-máquina, dado que cuanto más presión se reduce, menor es el empuje a las piernas, y el paciente (1') tiene que demostrar que es capaz de
- 20    trabajar de forma autónoma.

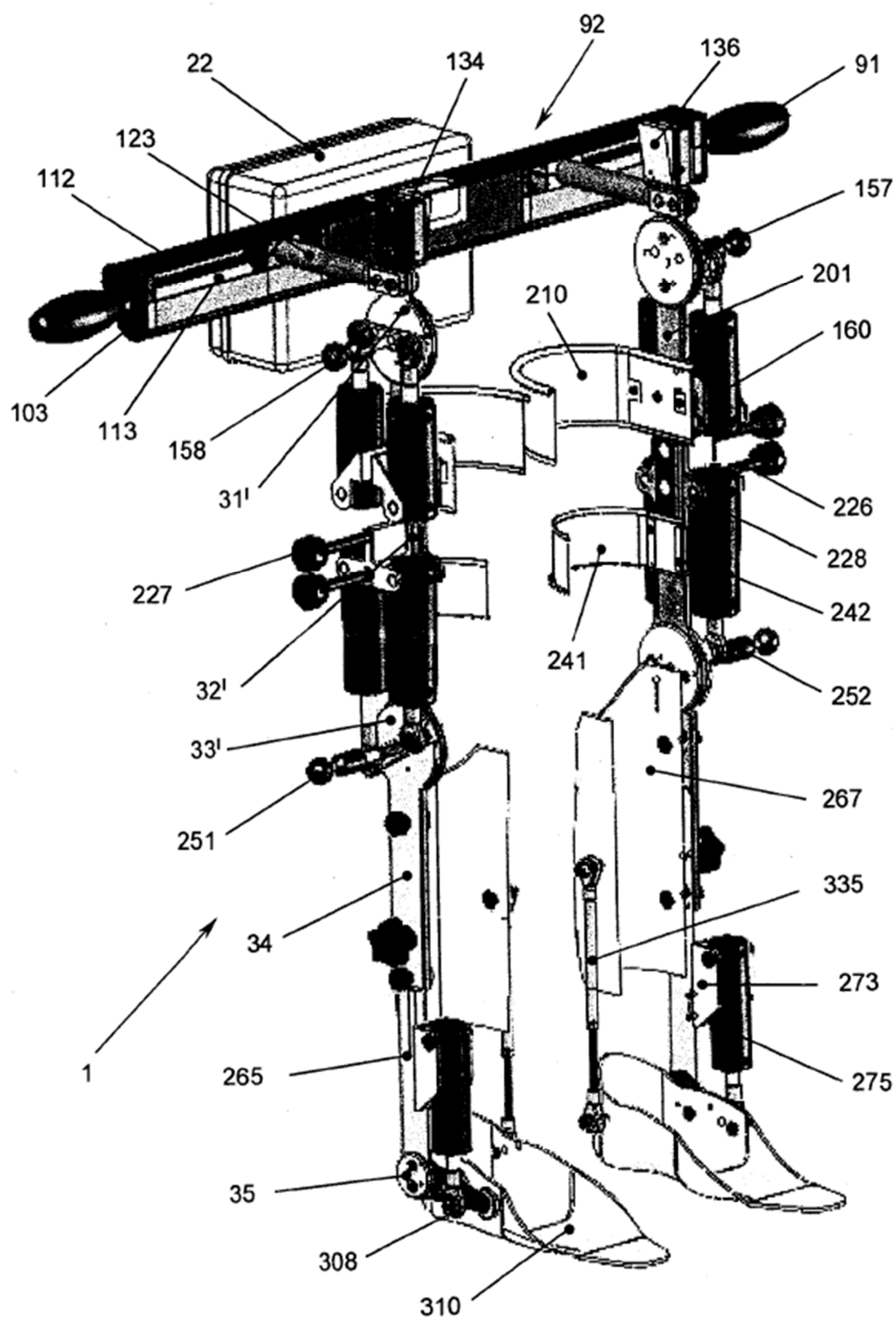


FIG. 1

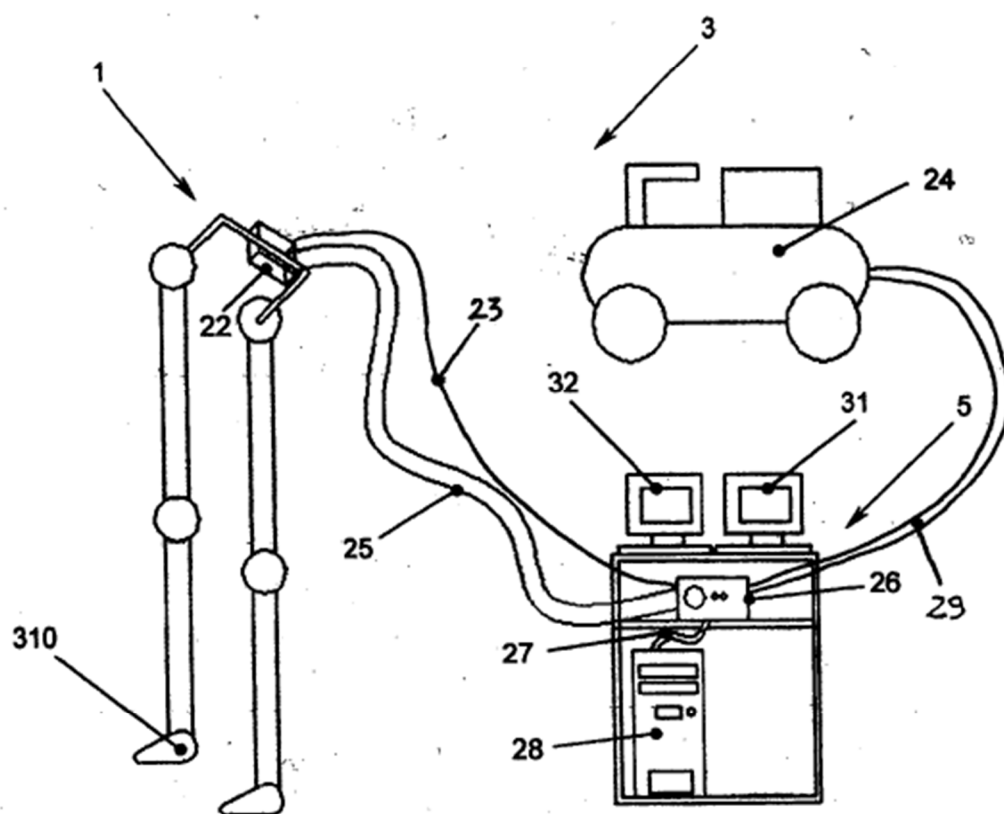


FIG. 2

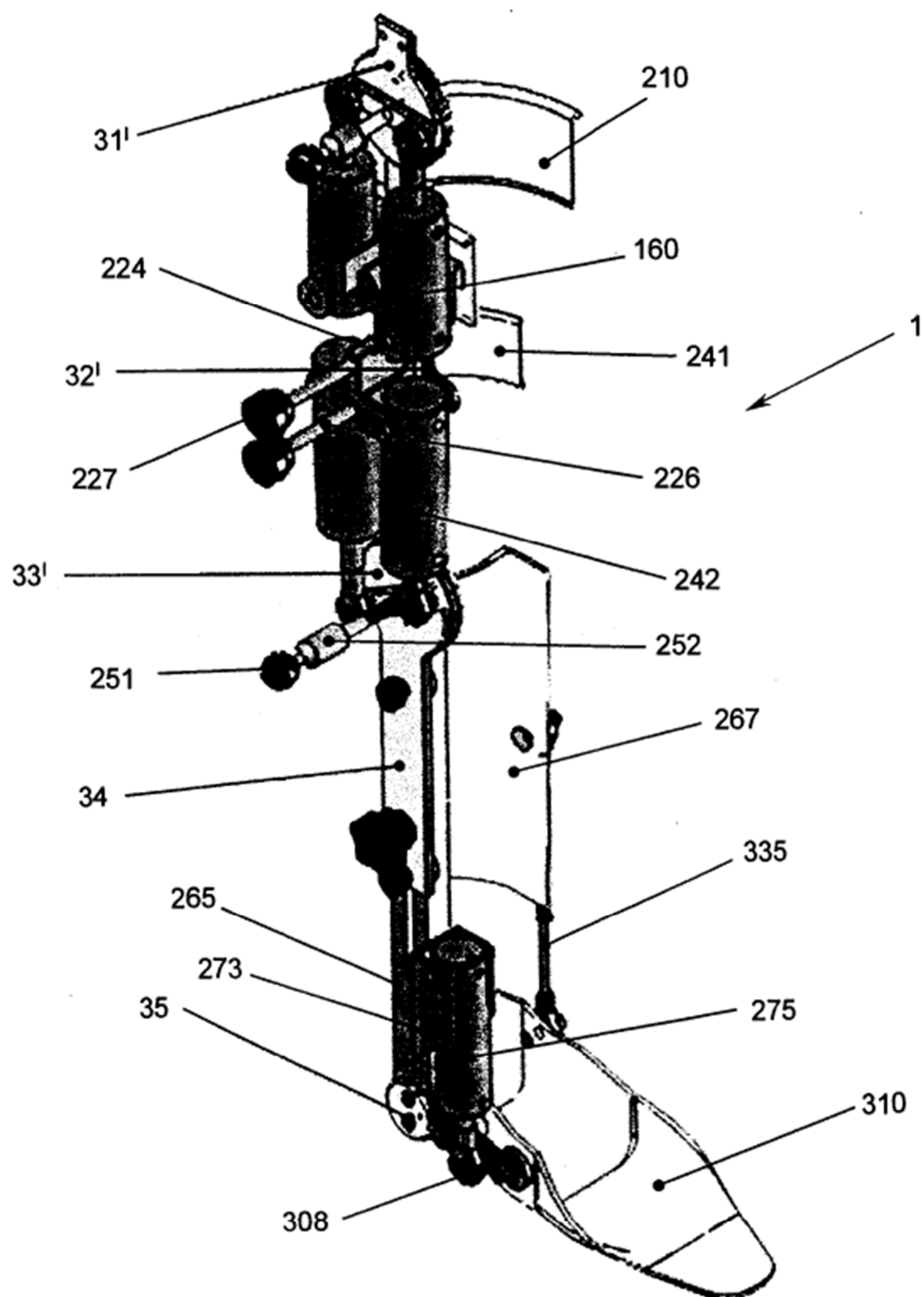


FIG. 3

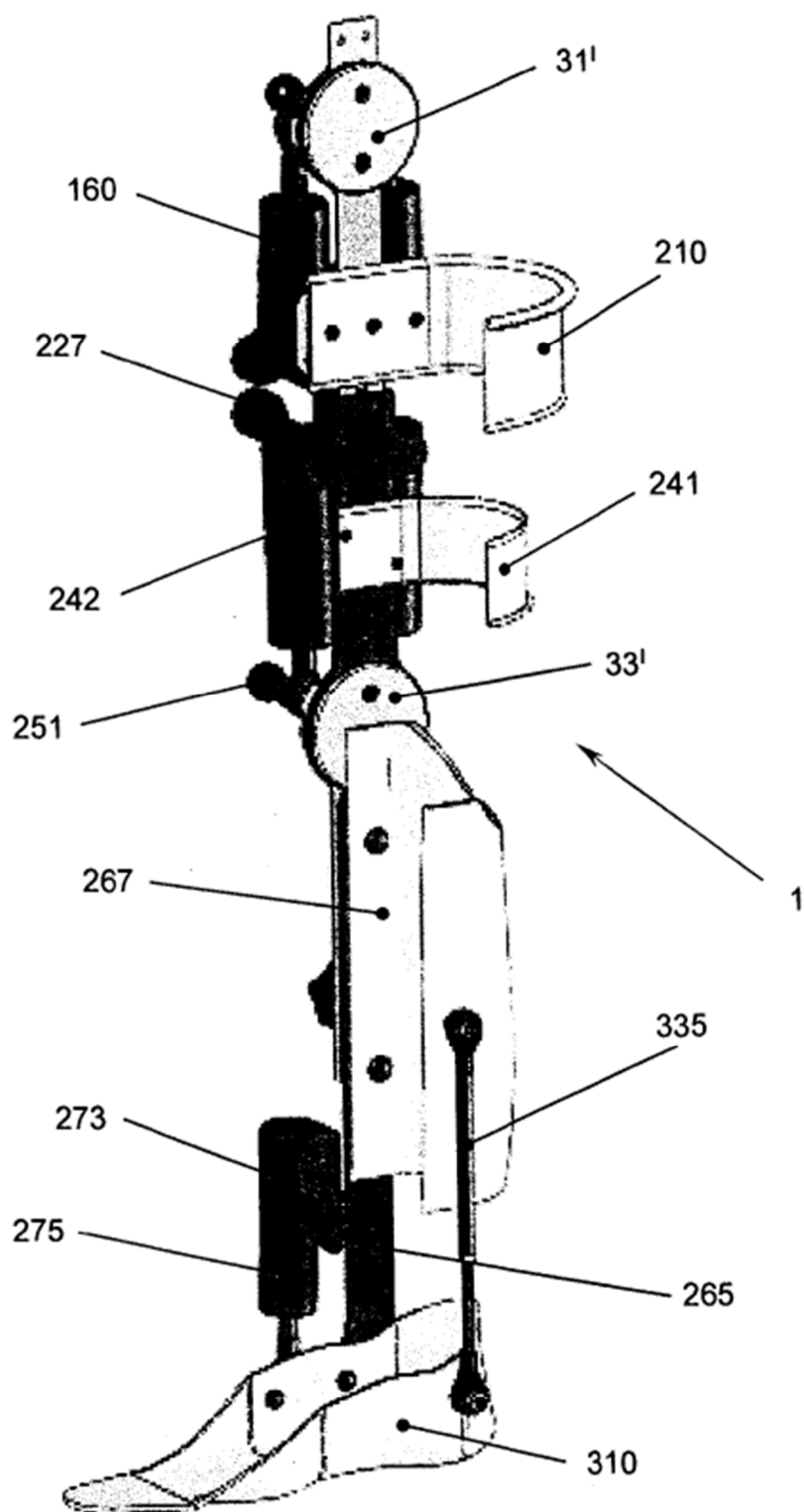


FIG. 4

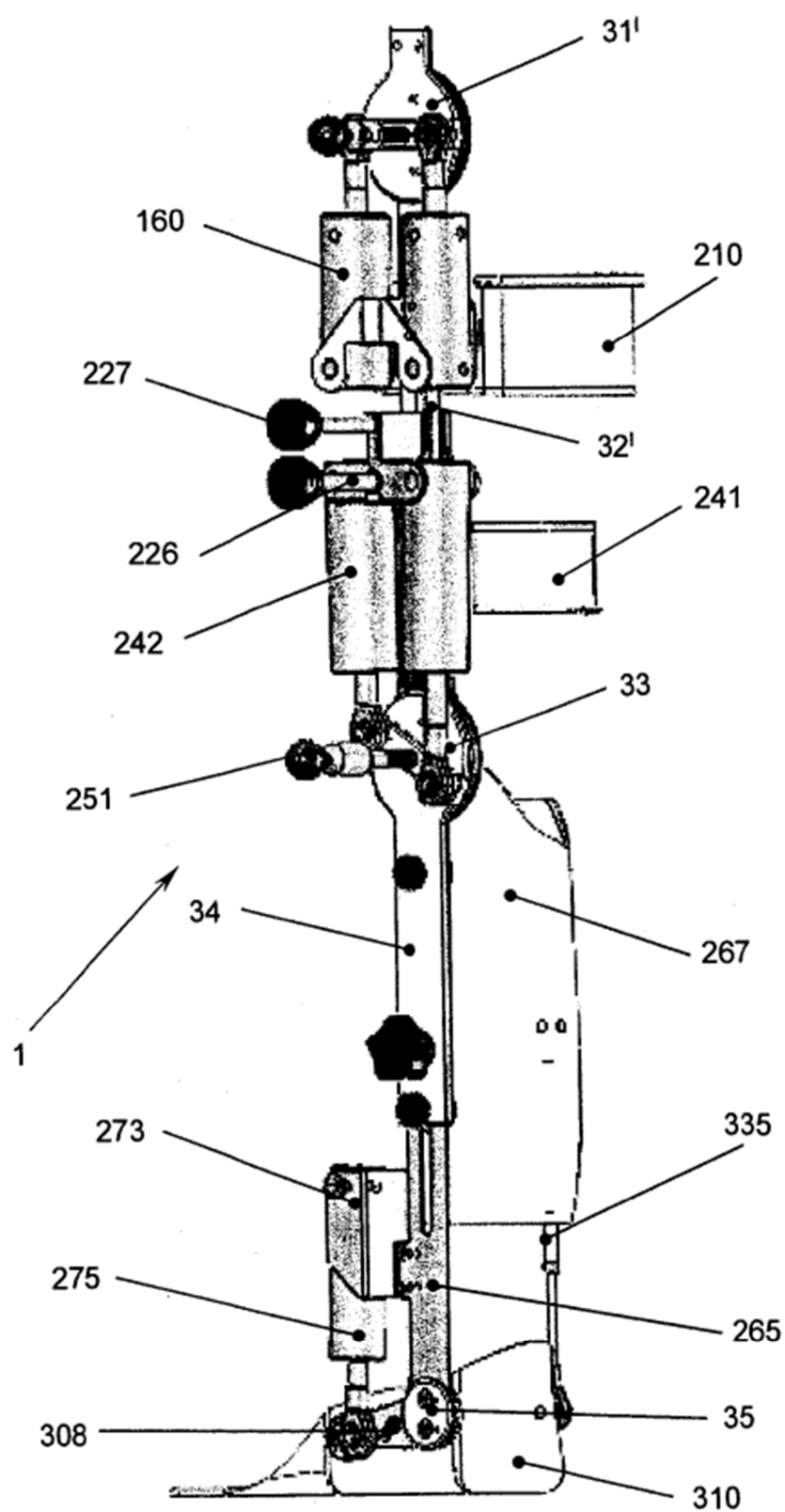


FIG. 5

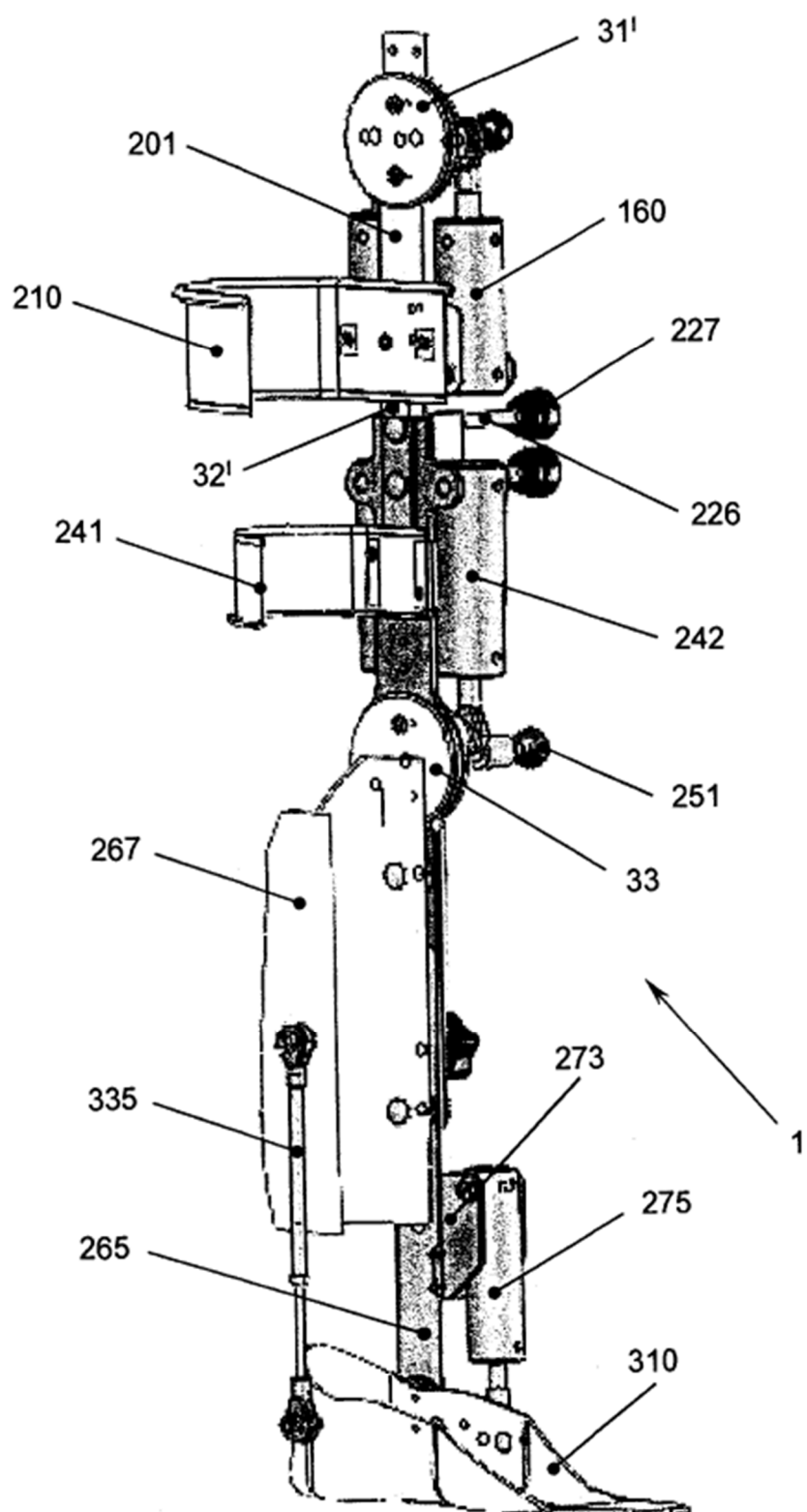
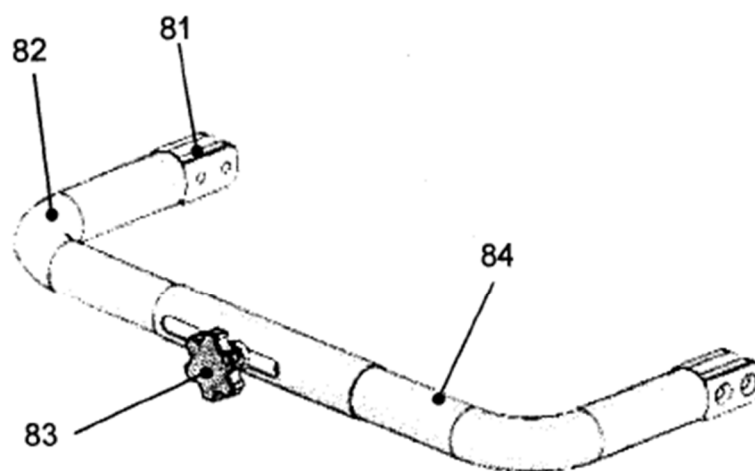
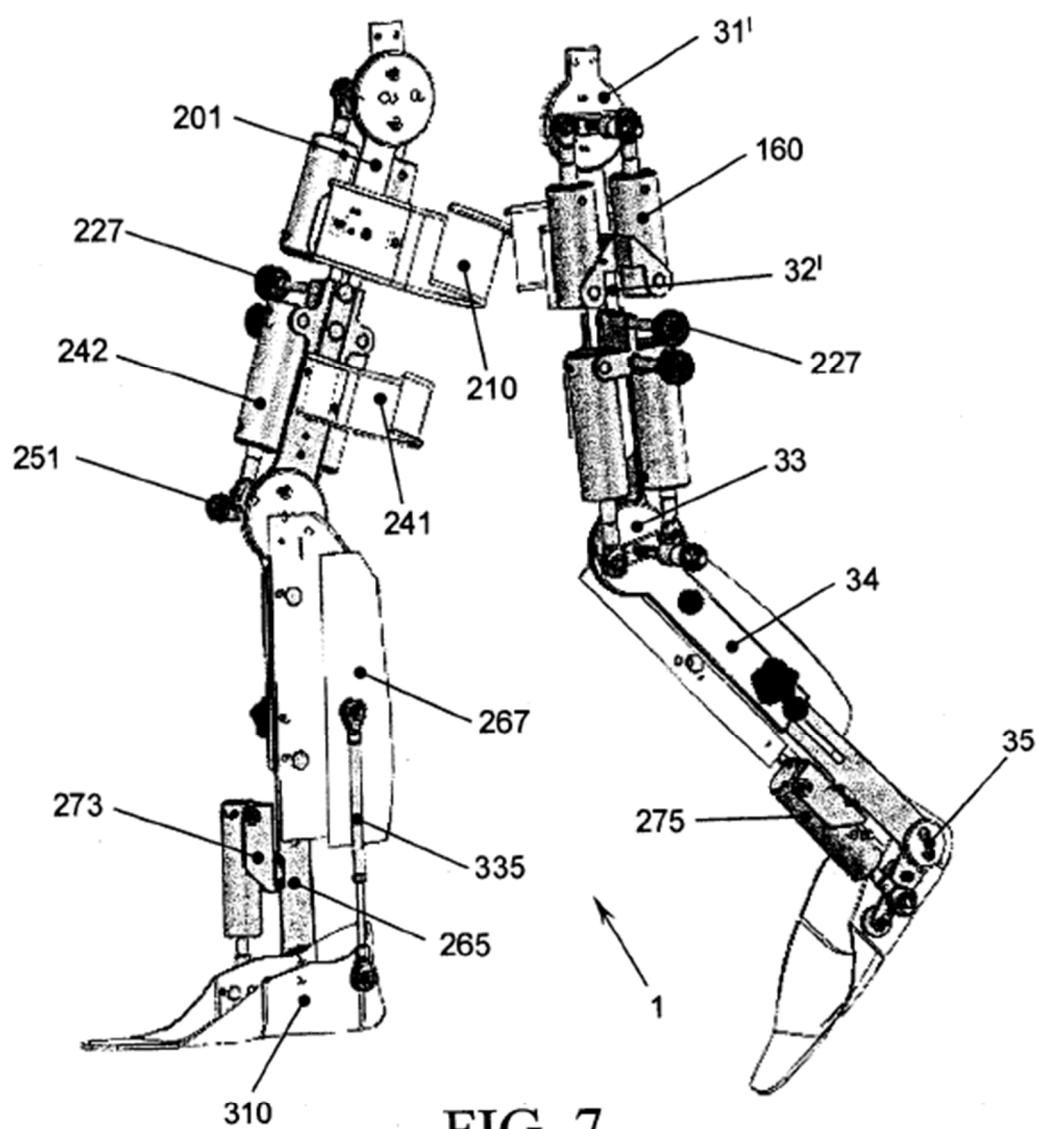


FIG. 6



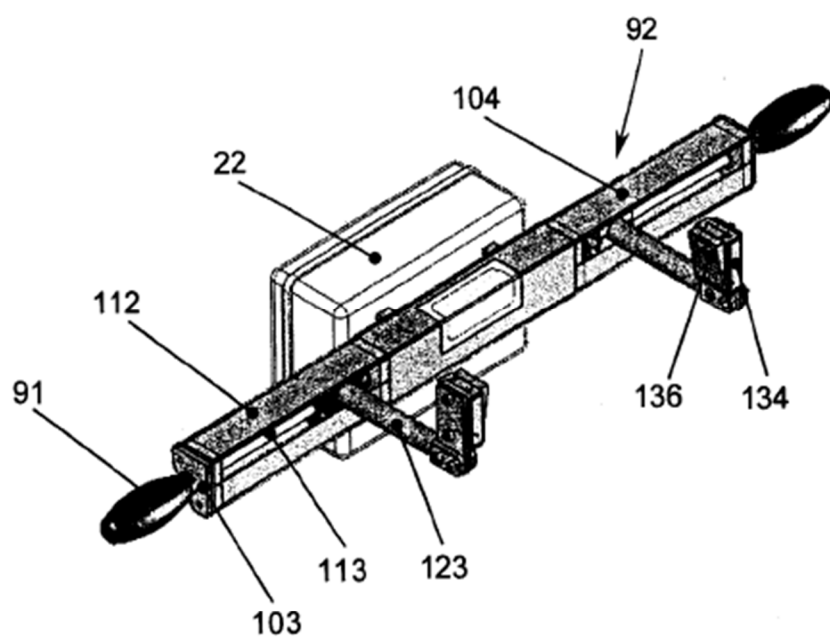


FIG. 9

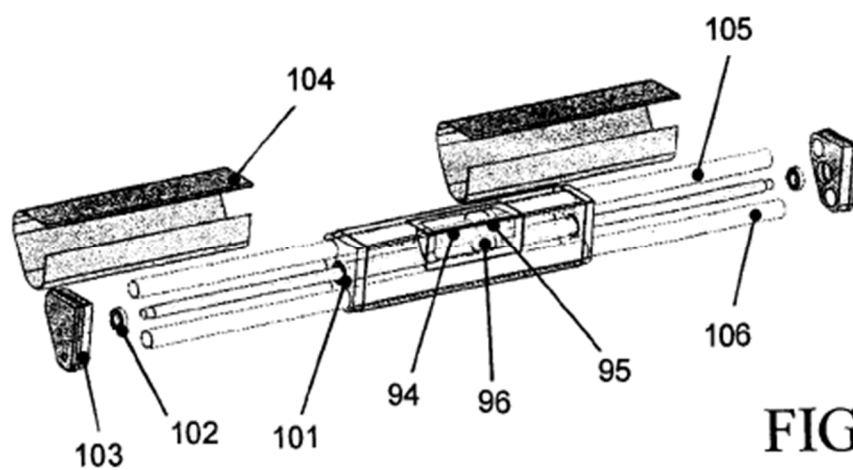


FIG. 10

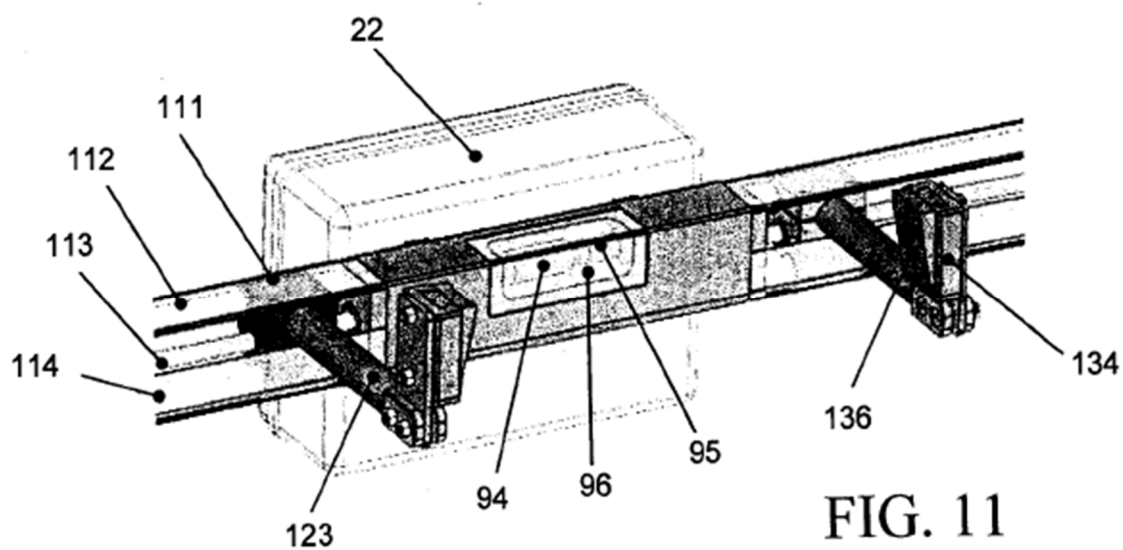


FIG. 11

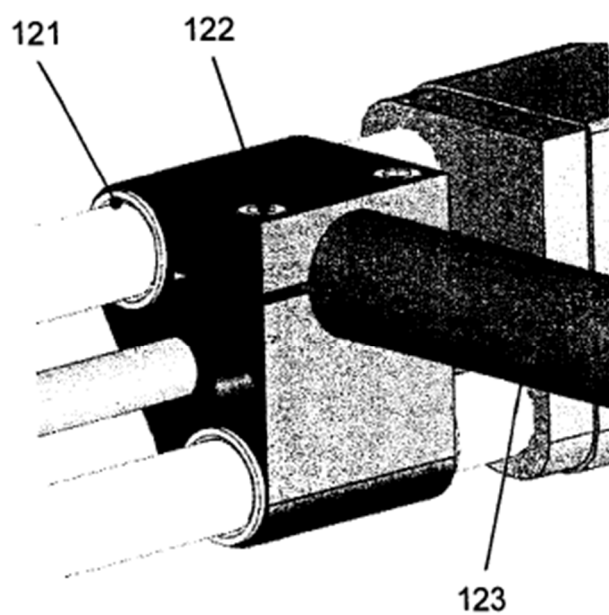


FIG. 12

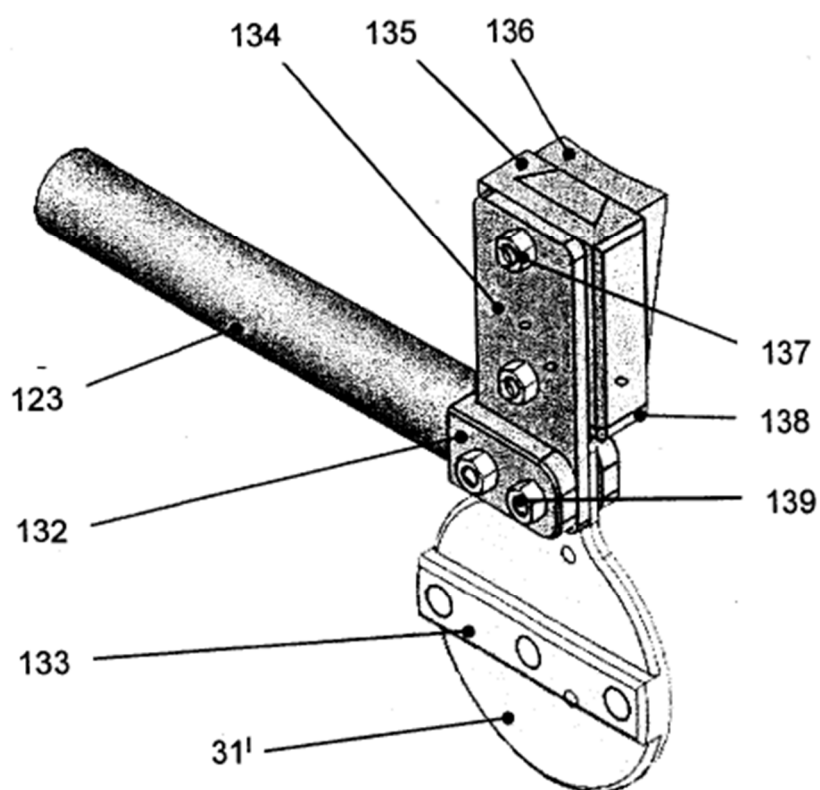


FIG. 13

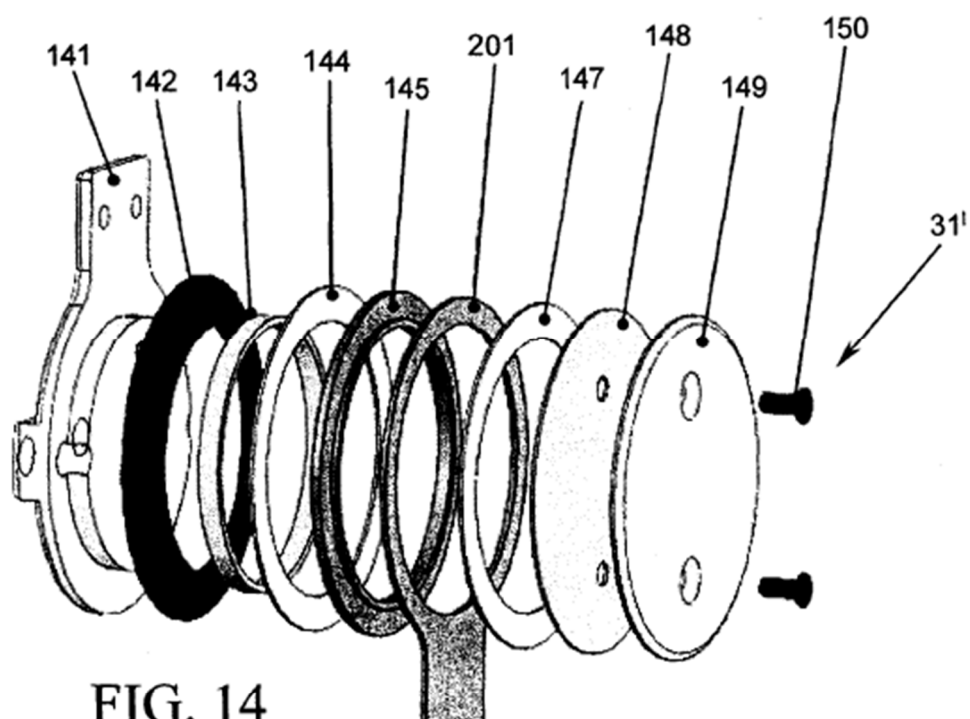


FIG. 14

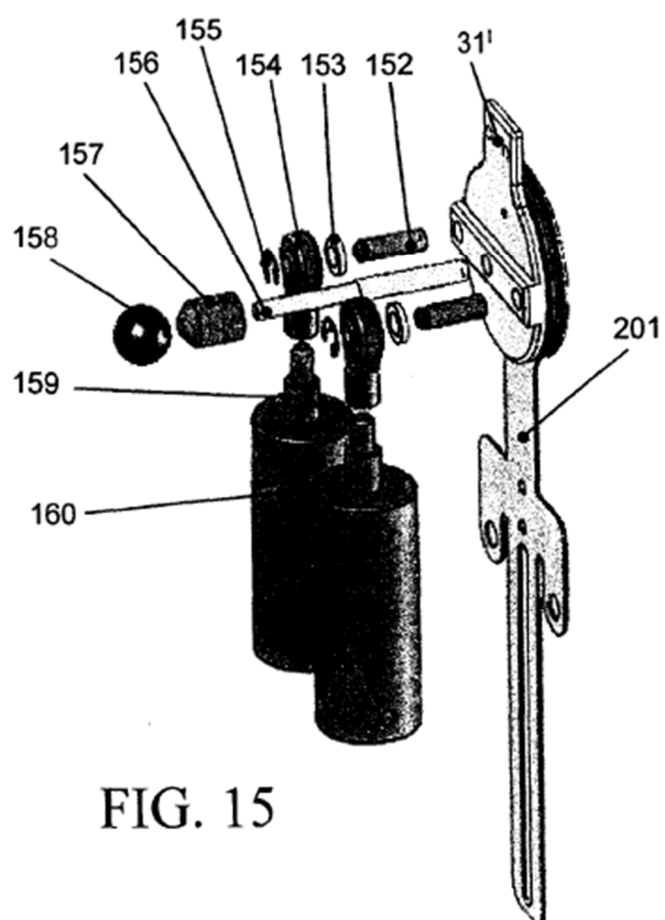


FIG. 15

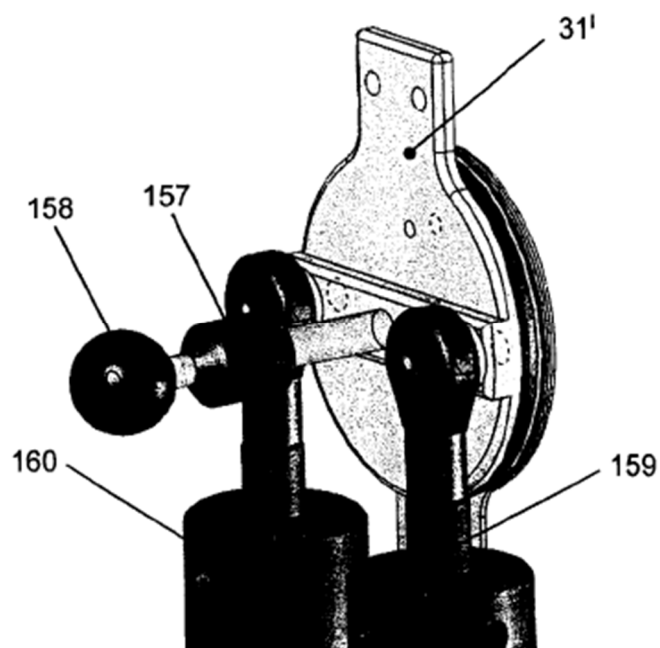


FIG. 16

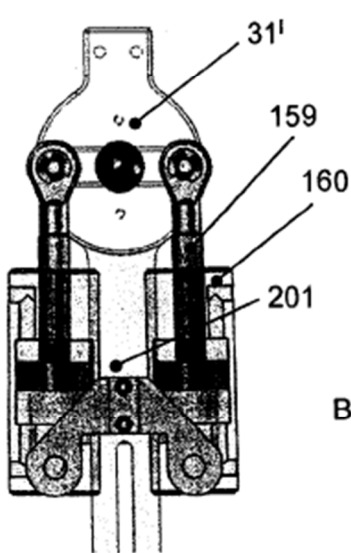


FIG. 17

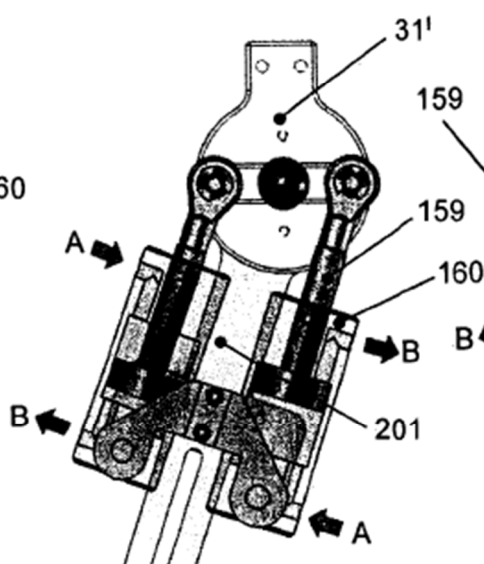


FIG. 18

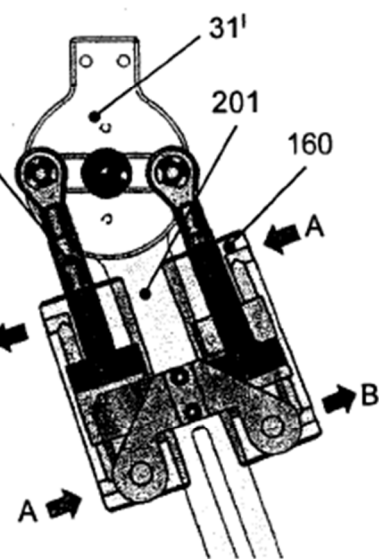
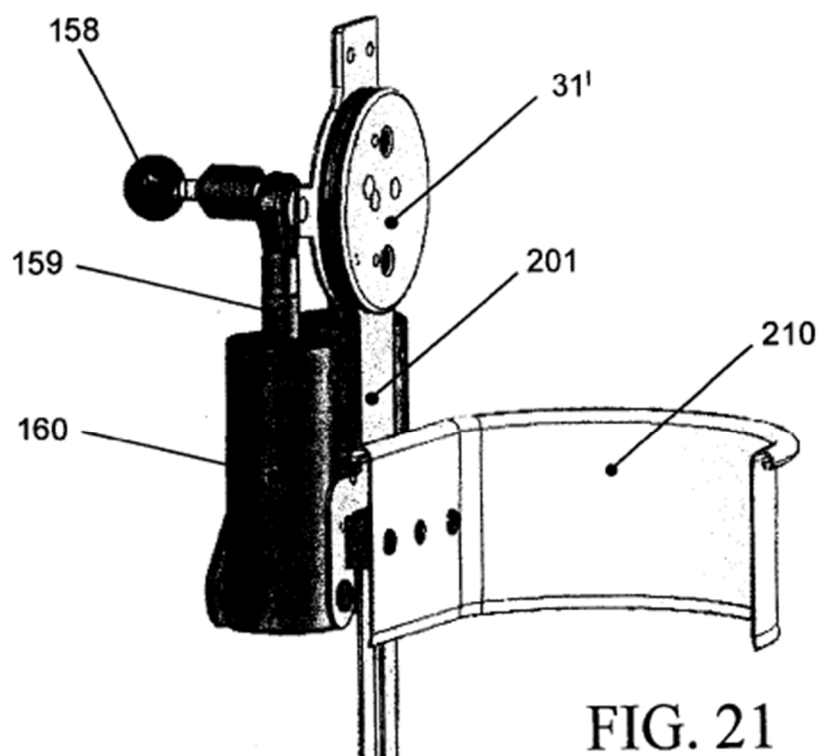
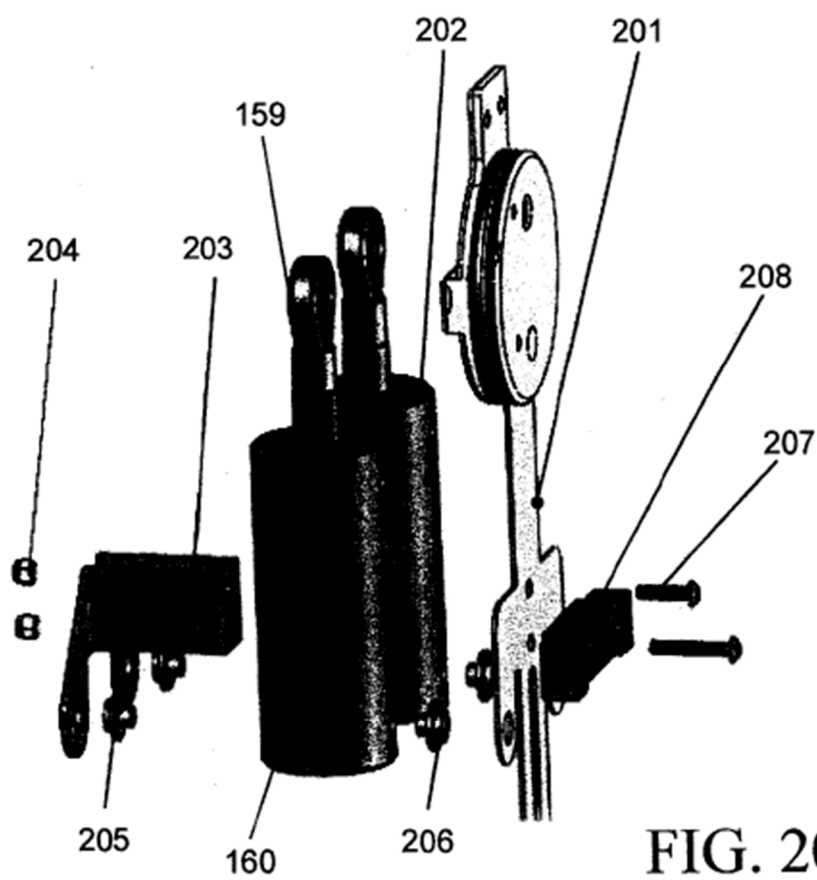
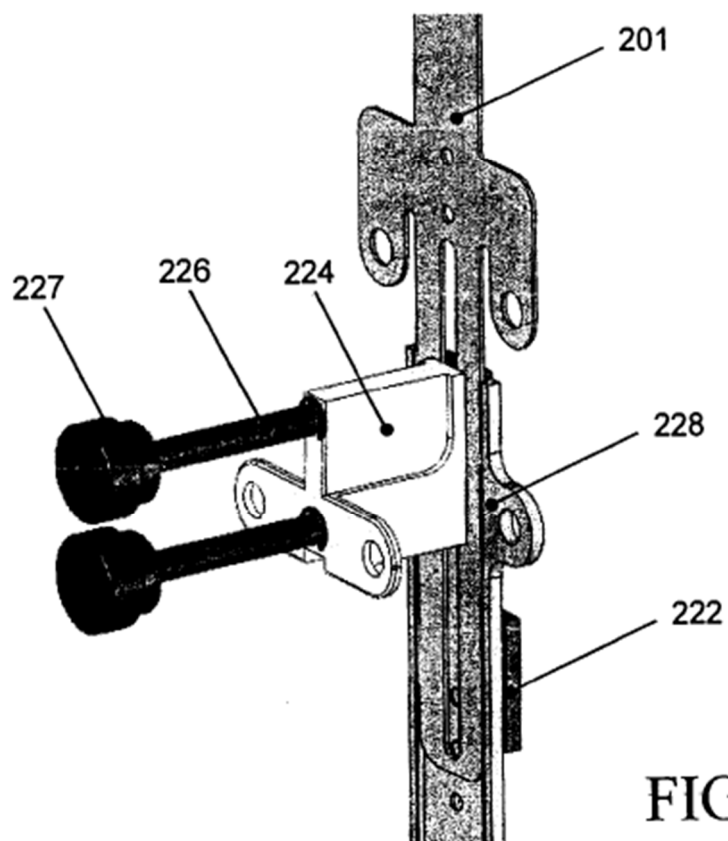
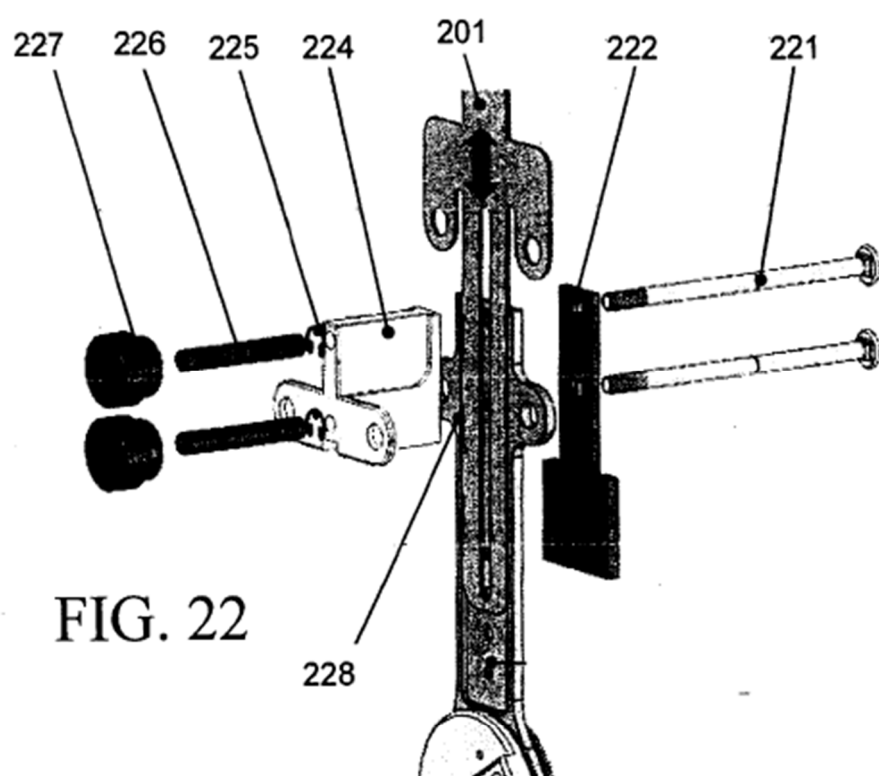
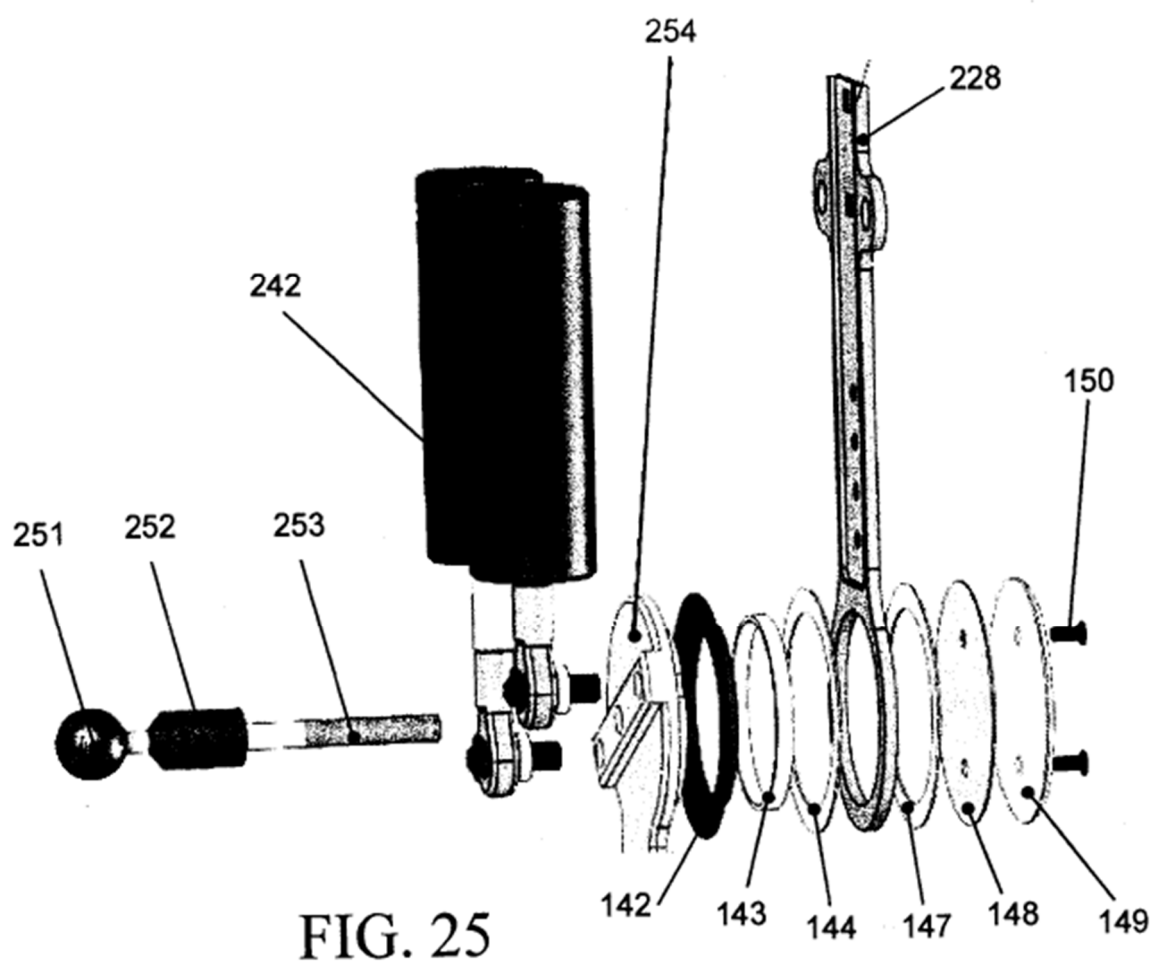
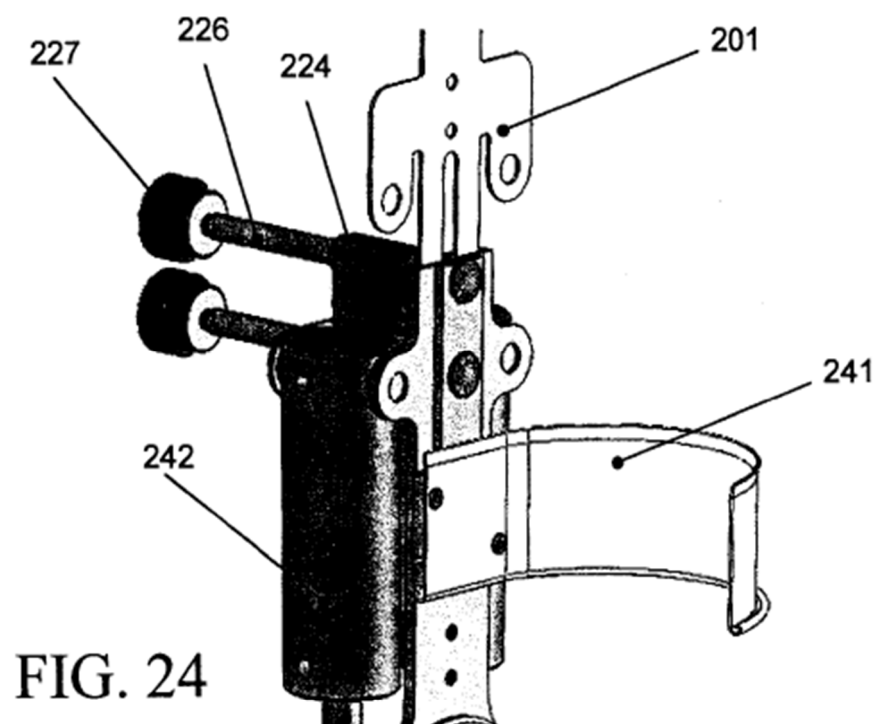


FIG. 19







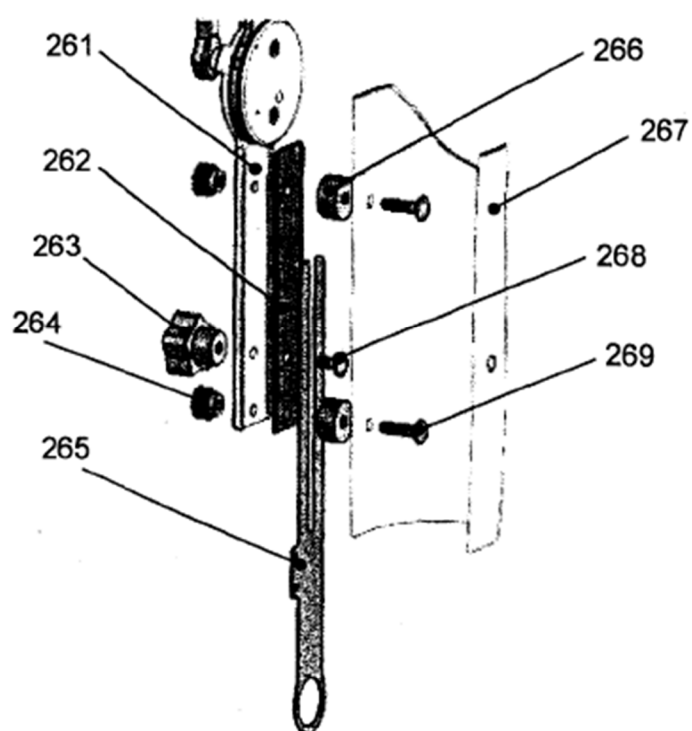


FIG. 26

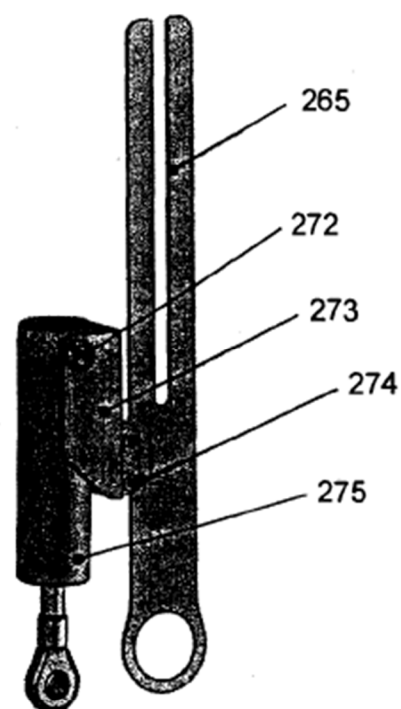


FIG. 27

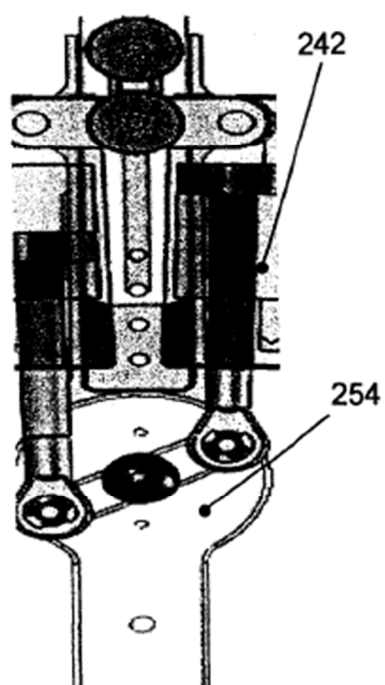


FIG. 28

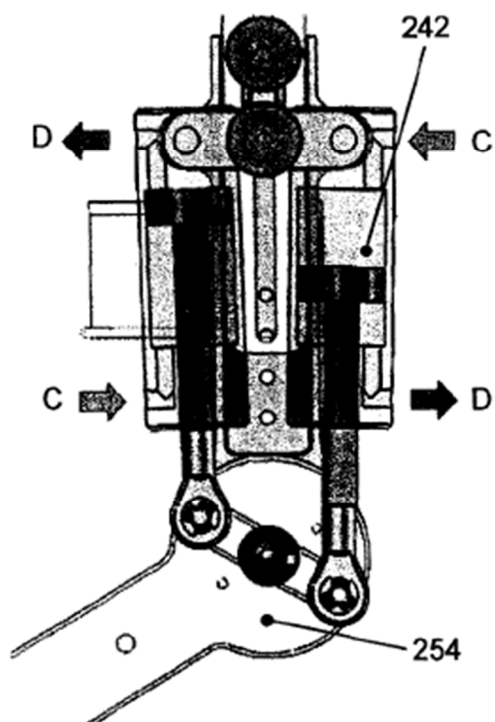


FIG. 29

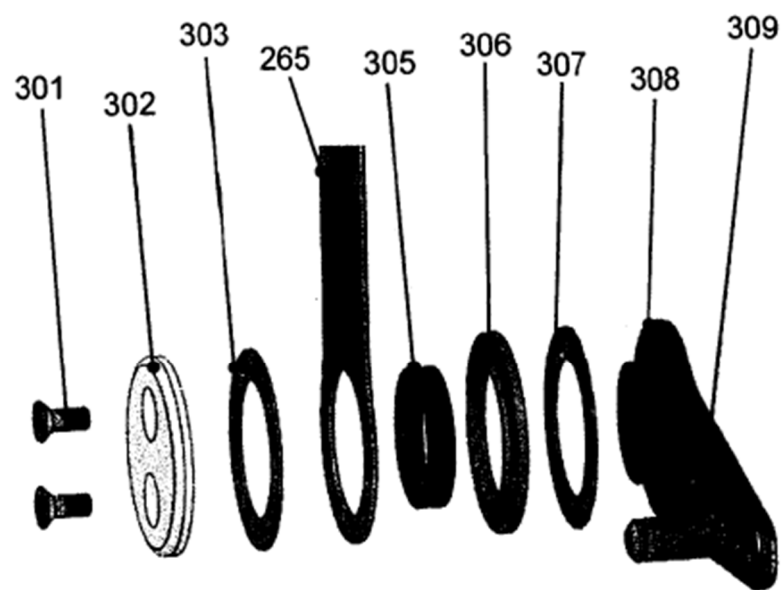


FIG. 30

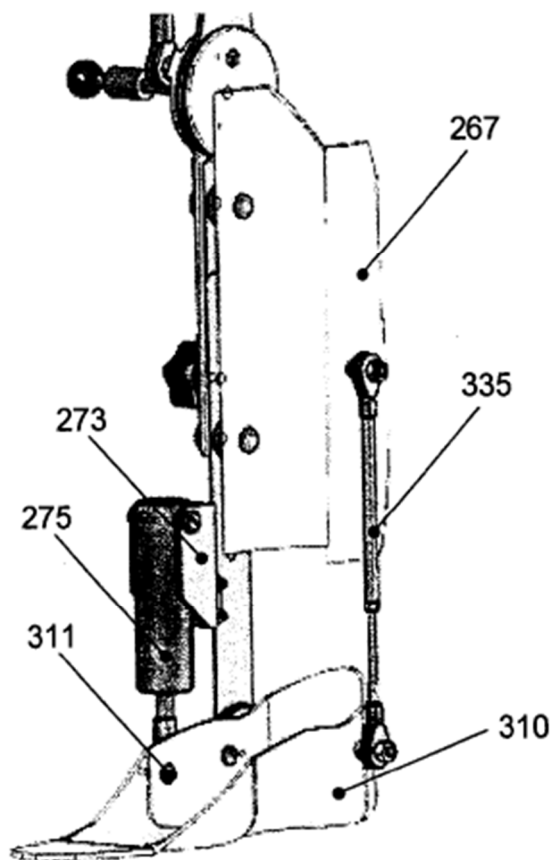


FIG. 31

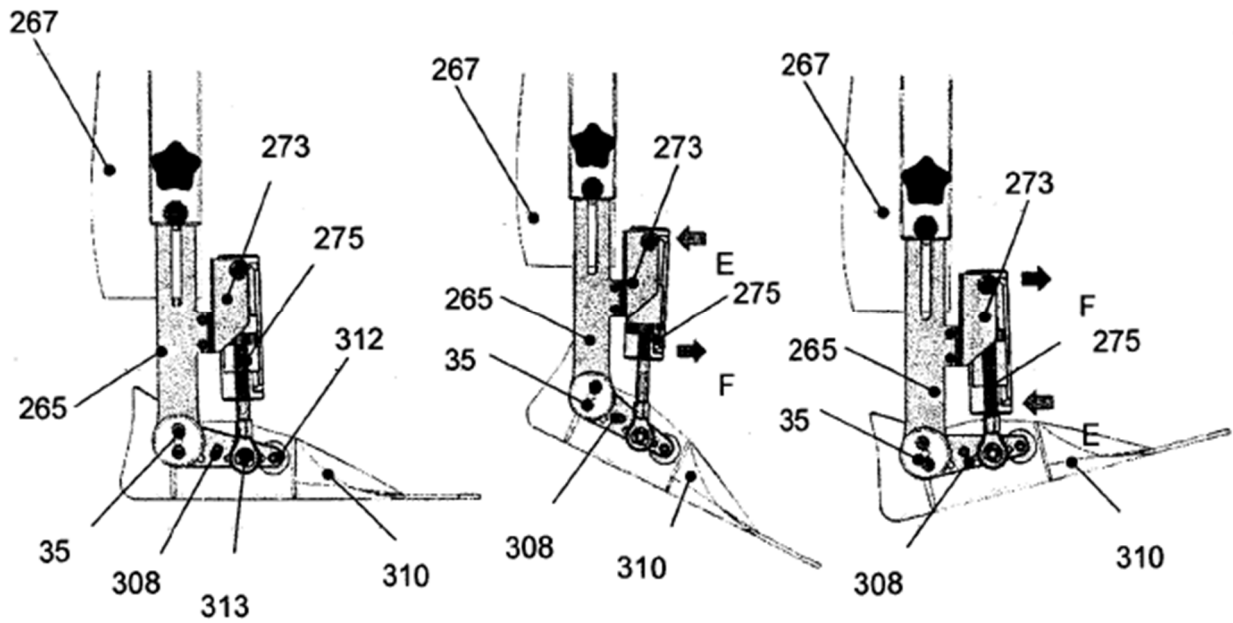


FIG. 32

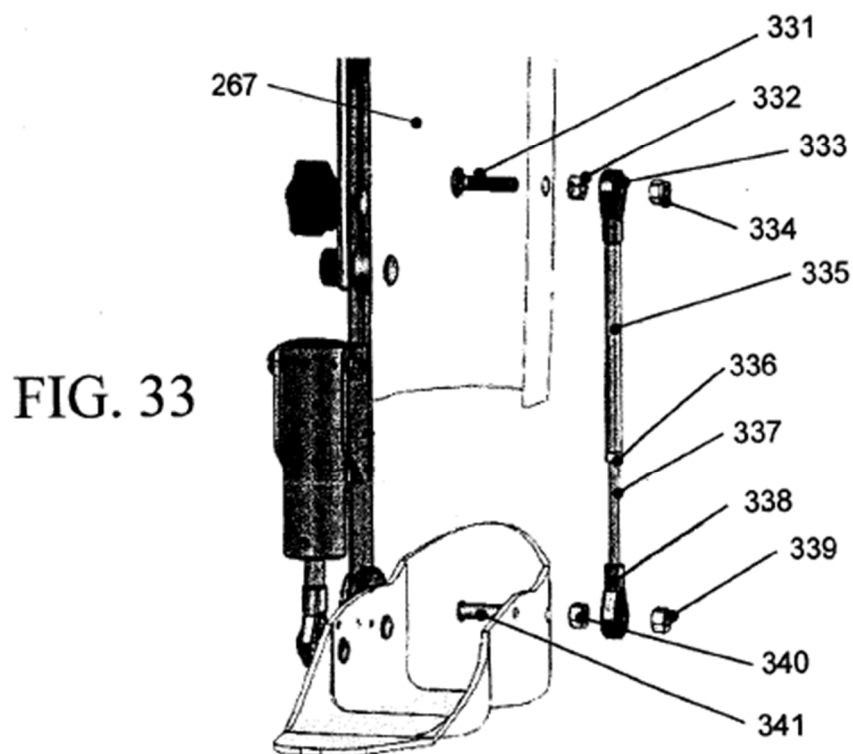


FIG. 33

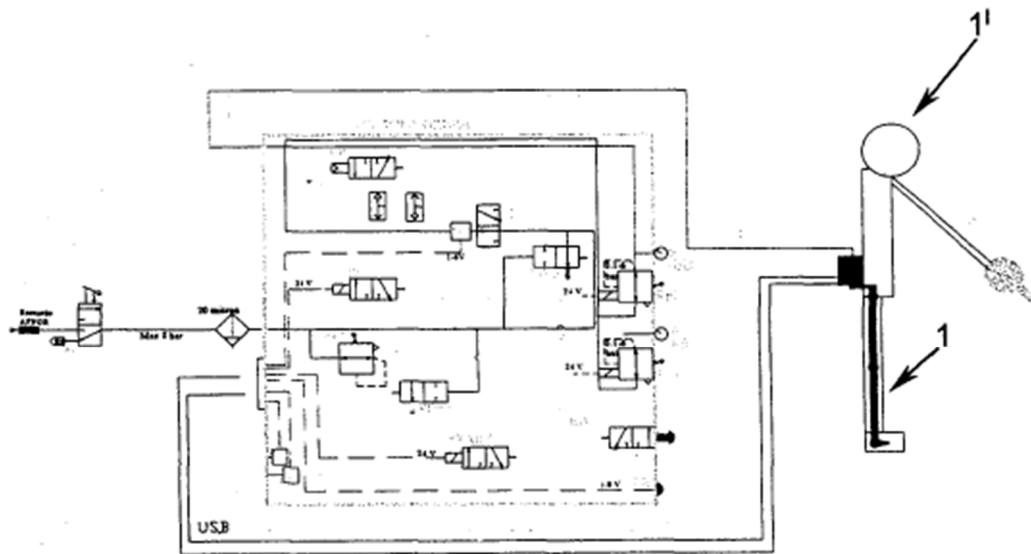
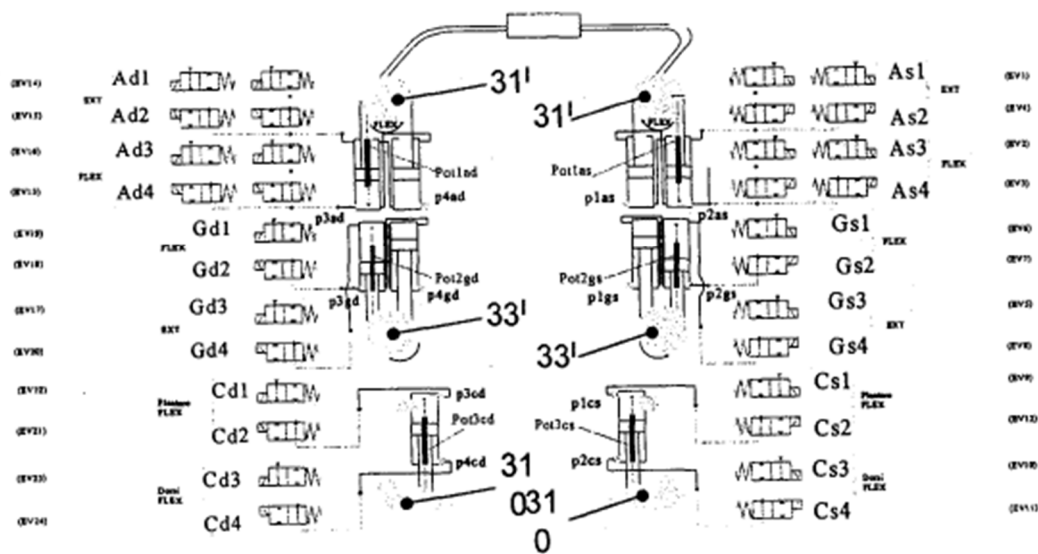


FIG. 34



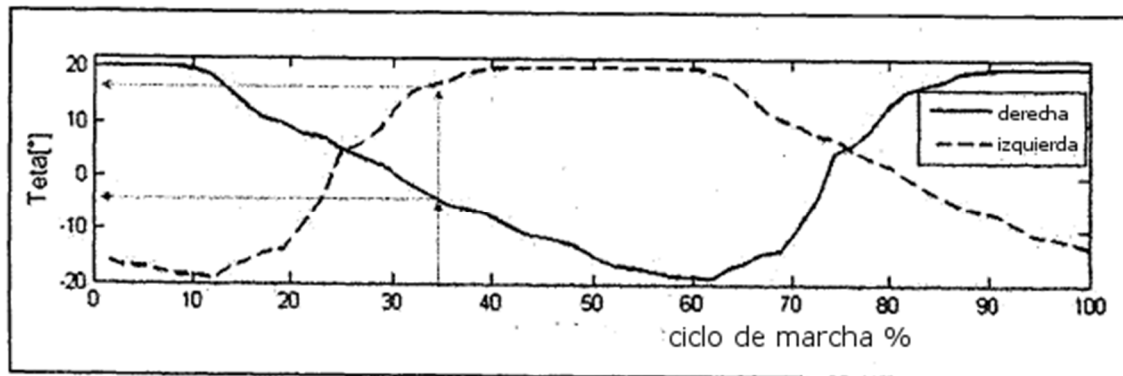


FIG. 36

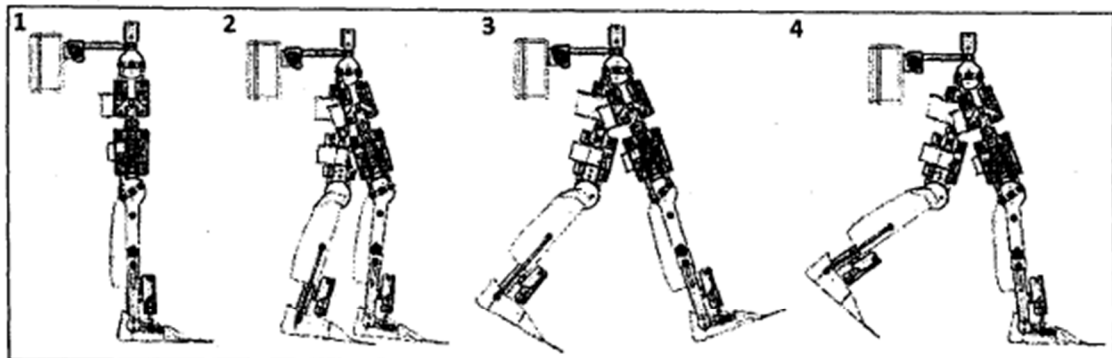


FIG. 37

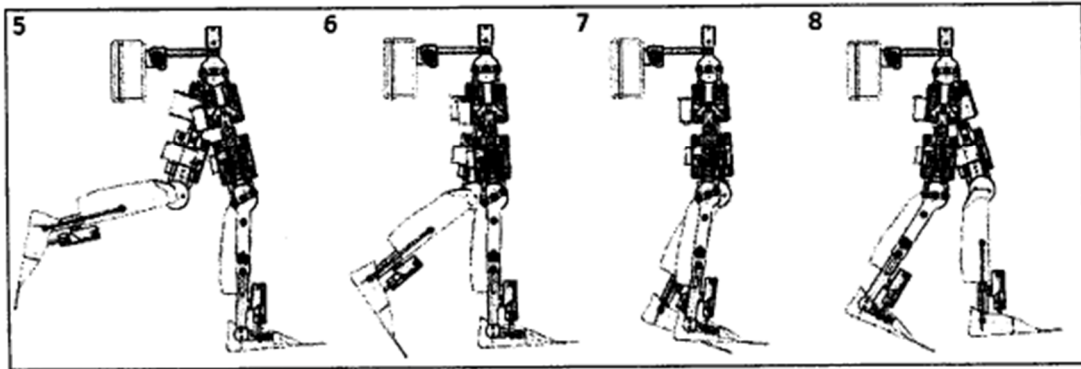


FIG. 38

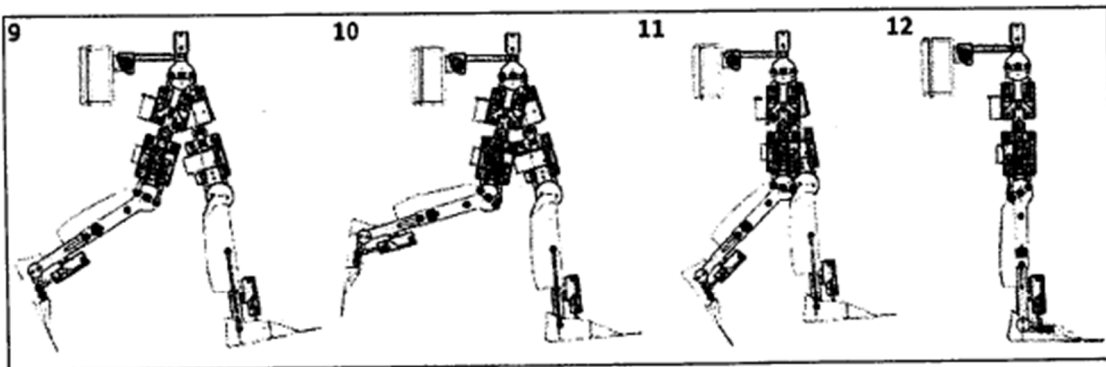


FIG. 39