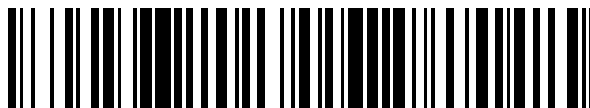


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 575 255**

21 Número de solicitud: 201431763

51 Int. Cl.:

B25J 9/00 (2006.01)

A61H 1/02 (2006.01)

A61F 5/01 (2006.01)

12

SOLICITUD DE PATENTE

A1

22 Fecha de presentación:

27.11.2014

43 Fecha de publicación de la solicitud:

27.06.2016

56 Se remite a la solicitud internacional:

PCT/ES2015/070855

71 Solicitantes:

**CONSEJO SUPERIOR DE INVESTIGACIONES
CIENTÍFICAS (CSIC) (42.5%)**

C/ Serrano, 117

28006 Madrid ES;

MARSI BIONICS, S.L. (15.0%) y

UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE MADRID (42.5%)

72 Inventor/es:

GARCÍA ARMADA, Elena;

CESTARI SOTO, Manuel Javier;

SANZ MERODIO, Daniel y

CARRILLO DE HIJES, Xavier

74 Agente/Representante:

DEL VALLE VALIENTE, Sonia

54 Título: **EXOESQUELETO PARA ASISTENCIA AL MOVIMIENTO HUMANO**

57 Resumen:

Exoesqueleto para asistencia al movimiento humano. La presente invención se refiere a un exoesqueleto para asistencia al movimiento humano ajustable al usuario en dimensiones, tensiones y rangos articulares, pudiendo ser este ajuste manual o automático, donde su colocación en el usuario puede ser en la dirección anteroposterior en el plano sagital, pudiendo colocarse desde tumbado o sentado sin necesidad de transferencia funcional, donde el exoesqueleto presenta un diseño modular, compatible con la biomecánica humana y que reproduce un movimiento natural y fisiológico en el usuario, con hasta 7 grados de movilidad actuados y controlados por extremidad, garantizando la estabilidad del equilibrio del usuario durante la locomoción.

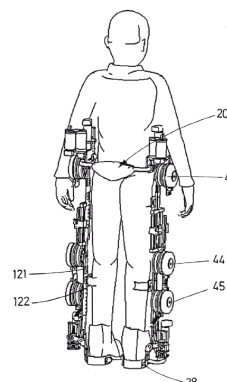


FIG.1C

EXOESQUELETO PARA ASISTENCIA AL MOVIMIENTO HUMANO

DESCRIPCIÓN

OBJETO DE LA INVENCION

La presente invención se refiere a un exoesqueleto para asistencia al movimiento humano ajustable al usuario en dimensiones, tensiones y rangos articulares, pudiendo ser este ajuste manual o automático, donde su colocación en el usuario puede ser desde adelante hacia atrás en la dirección antero-posterior en el plano sagital, pudiendo colocarse desde tumbado o sentado sin necesidad de transferencia funcional del usuario al exoesqueleto.

El objeto de la invención es un exoesqueleto para asistencia al movimiento humano que presenta un diseño modular, compatible con la biomecánica humana y que reproduce un movimiento natural y fisiológico en el usuario, con hasta 7 grados de movilidad actuados y controlados por extremidad, garantizando la estabilidad del equilibrio del usuario durante la locomoción sin hacer uso de elementos auxiliares de sustentación.

ANTECEDENTES DE LA INVENCION

Las personas con afecciones neurológicas discapacitantes, como lesiones medulares, enfermedades neuromusculares, parálisis cerebral, etc., sufren afectación parcial o total de la movilidad y en muchos casos tienen afectación sensorial. El trastorno en la movilidad afecta a la independencia funcional para realizar las actividades de la vida diaria, y afecta negativamente a diversas funciones fisiológicas básicas provocando, entre otras, incontinencia urinaria y fecal, disfunción sexual y problemas cardiovasculares. El impacto social conlleva muchas veces la pérdida del empleo, la separación de la pareja, entre otros. El conjunto repercute además en la autoestima de la persona y provoca severos problemas psicológicos.

La rehabilitación neurológica persigue la reeducación muscular y el entrenamiento para la marcha, haciendo uso de ortesis, bastones, muletas, andadores y otros dispositivos ortopédicos. Los métodos de rehabilitación pueden mejorarse haciendo uso de dispositivos ortésicos activos, basados en la robotización de las ortesis pasivas mediante la actuación de sus articulaciones con motores controlados para generar el movimiento natural de la marcha

humana. Estos dispositivos pueden estar limitados al movimiento sobre una cinta móvil, como parte de la maquinaria de rehabilitación de un centro hospitalario, o pueden ser portables, permitiendo en este último caso la rehabilitación diaria en el domicilio, e incluso idealmente podría sustituir a la silla de ruedas en la vida diaria, permitiendo recuperar funciones fisiológicas básicas, e incluso facilitando la reinserción laboral y social del paciente.

Estos últimos dispositivos, ortesis activas portables, o también denominados exoesqueletos vestibles (del inglés *Wearable Exoskeleton*), son dispositivos mecánicos, formados por segmentos rígidos unidos entre sí mediante articulaciones motorizadas que se acoplan a las extremidades de un usuario mediante abrazaderas posteriores generalmente rígidas, fabricadas a medida del paciente, y sujetas a las extremidades del usuario mediante cintas con velcro o hebillas. La estructura mecánica suele fabricarse a la medida de un paciente y carece de flexibilidad para el uso en otros pacientes o incluso en el mismo usuario cuando la enfermedad haya evolucionado significativamente. Son por lo tanto dispositivos intransferibles y de corto plazo de uso. Utilizando técnicas de control automático de motores, estos exoesqueletos se controlan para generar un movimiento articular equivalente al de una persona sana, y transmitir dicho movimiento a la extremidad a la que están acoplados. La fuente de energía necesaria para alimentar los motores y la electrónica deben incluirse a bordo y generalmente se sitúan en la espalda del dispositivo, lo que suele ser un obstáculo para sentarse o tumbarse con el exoesqueleto, aparte de dificultar significativamente la recarga o reemplazo de las baterías.

Uno de los principales retos tecnológicos a los que se enfrentan los exoesqueletos vestibles es encontrar el compromiso entre una estructura ligera y poco voluminosa que facilite el manejo por parte de un usuario, que generalmente presenta debilidad muscular, y por el otro lado un sistema robótico que implemente un modelo biomecánico completo fisiológicamente. Lo segundo se consigue aumentando el número de grados de movilidad de la estructura robótica, para asemejarla al modelo biomecánico humano, pero el peso y volumen que los actuadores y sistemas de transmisión van imprimiendo a la estructura se multiplica con el número de articulaciones activas y el resultado es una estructura mecánica demasiado pesada para ser funcional. La cuestión es, mientras no se desarrollen actuadores con la relación potencia/peso elevada que se requiere para conseguir este doble objetivo, cuál de ellos debe primar. Evidentemente, si se trata de desarrollar dispositivos que permitan la rehabilitación neuromuscular de las extremidades de un paciente, el movimiento que

rehabilite el dispositivo debe ser compatible con la biomecánica humana. Generar otro tipo de movimientos puede ser a la larga perjudicial para el sistema neuromuscular. La biomecánica indica que la pierna de un humano puede modelarse con 7 grados de movilidad, sin embargo en el estudio de la locomoción, aparece un grado de libertad adicional: la rotación de rodilla al finalizar la fase de apoyo. Así pues, un modelo de 8 grados de libertad se ajusta de forma óptima a la biomecánica humana.

1. Flexión/extensión de cadera
2. Abducción/aducción de cadera
3. Rotación de cadera
4. Flexión/extensión de rodilla
5. Rotación de rodilla
6. Flexión/extensión del tobillo
7. Eversión/inversión de tobillo
8. Rotación de tobillo

Es evidente que cuanto más se aproxime el modelo mecánico del exoesqueleto a estos grados de libertad o movilidad, más natural y fisiológicamente sana será la marcha imprimida en el paciente. Pero además hay que destacar que algunos de estos grados de libertad tienen un papel fundamental en el movimiento humano. El movimiento sincronizado de flexión/extensión de las tres articulaciones en el plano sagital genera la marcha en este plano. Quizá el más significativo sea el papel de dos de los grados de libertad del tobillo:

En el movimiento de flexión plantar o flexión del tobillo intervienen 7 músculos: soleo, gastrocnemio, peroneo lateral corto y largo, tibial posterior y flexores largos de los dedos, que junto con el tendón de Aquiles son capaces de imprimir una potencia de unos 500 W (para un varón de 70 kg de peso) en el momento de despegue del pie del suelo. Esta energía la utiliza el cuerpo no solo para despegar el pie del suelo e impedir cualquier choque durante la fase de transferencia del pie hacia adelante, sino que esa energía propulsa a todo el centro de masas hacia adelante. Sin ella la marcha pierde su balance energético natural y también la capacidad de mantener el equilibrio antero-posterior del cuerpo.

Los movimientos en el plano transversal, aunque no tienen una amplitud tan notable como los movimientos en el plano sagital, también cobran una función relevante. El movimiento de abducción/aducción de la cadera permite balancear el peso del cuerpo de una pierna a la

otra durante la fase de doble apoyo, al tiempo que permite el cambio de dirección durante la marcha. El movimiento de eversión/inversión del tobillo permite el equilibrio del cuerpo en el plano lateral.

La mayoría de los exoesqueletos conocidos sacrifican la función locomotriz en favor de un diseño de baja complejidad y coste. El documento US7153242B2 describe un exoesqueleto de miembro inferior realizado en base a segmentos rígidos y abrazaderas, unidos por dos articulaciones rotacionales en cada pierna, una en cadera y otra en rodilla, que se comandan mediante actuadores lineales o rotacionales, generando movimiento únicamente en el plano sagital y confiriendo una movilidad de dos grados de libertad por cada pierna, lo que no permite movimientos laterales ni estabilización del equilibrio del usuario durante de la marcha. El exoesqueleto incorpora una articulación pasiva de tobillo, con un muelle para realizar la dorsiflexión durante la fase de transferencia del pie y evitar el choque contra el suelo. La opción de accionar pasivamente el tobillo tiene efectos negativos en la generación de la marcha, ya que impide cualquier capacidad motora en el tobillo en el impulso previo a la fase de transferencia del pie.

Este exoesqueleto requiere el uso de muletas para mantener la estabilidad o equilibrio del paciente en la locomoción, y deja a cargo del usuario cualquier movimiento en el plano lateral, como los cambios de dirección o incluso la distribución del peso de una pierna a la otra en el cambio de apoyo. Esto restringe su uso a pacientes con fuerza muscular en los brazos y movilidad lateral en el tronco. El movimiento se comanda mediante movimientos torácicos en el plano sagital del usuario, por lo que también se limita su uso a pacientes con esta capacidad de movimiento. Se trata, por tanto de un dispositivo exclusivamente para uso en lesionados medulares por debajo de la sexta dorsal (T6), con paraplejia. La fuente de energía se sitúa en la parte posterior del dispositivo, quedando en la espalda del paciente, mientras que las unidades electrónicas se sitúan en la parte frontal. El dispositivo puede generar diversos patrones de movimiento: marcha en suelo llano y línea recta, subir o bajar escaleras, y transiciones de sentado a de pie y viceversa, pero todos los programas de marcha se graban para un paciente en particular y se reproducen en los actuadores, impidiendo cualquier capacidad de adaptación del paso diferente a lo pre-establecido. Posteriores mejoras de esta invención, descritas en los documentos US2012/0101415A1 y US8096965B2 añaden el posible uso combinado con Estimulación Funcional Eléctrica (FES por sus siglas en inglés) y un módulo de seguridad que revisa el estado de todos los componentes electrónicos para prevenir cualquier fallo de funcionamiento.

Los documentos US7947004B2 y US8057410B2 describen un exoesqueleto muy similar, aunque incorpora algunas mejoras importantes. Aunque también tiene únicamente dos grados de libertad actuados por pierna en el plano sagital, este exoesqueleto incorpora articulaciones pasivas en cadera y tobillo en el plano lateral, que permiten un leve movimiento de abducción y aducción, e incorpora un muelle torsional en el segmento superior de la pierna, permitiendo una leve rotación de cadera, lo que a su vez repercute en una mayor comodidad del usuario durante la marcha y mejor adecuación de la ortesis a las características físicas del paciente. Aun así, la falta de grados de libertad actuados repercute en una marcha insuficiente desde el punto de vista médico, ya que restringe el movimiento controlado al plano sagital, impide el control del equilibrio, por lo que requiere de elementos adicionales de sustentación como bastones, y anula el aporte energético de la articulación del tobillo en el impulso previo a la fase de transferencia del pie. Este exoesqueleto se puede acoplar al zapato del usuario, bien por el exterior, bien por el interior a modo de plantilla que se introduce en el zapato aunque esto suele requerir la modificación del calzado. La marcha se controla de forma articular en base a patrones pregrabados, y las fases del ciclo de locomoción se distinguen mediante sensores bajo los pies que determinan la fuerza de reacción del suelo.

La articulación de la rodilla se modela en biomecánica como una única rotación en el plano sagital. Sin embargo esta es una simplificación que elimina algunas de las funciones de esta articulación que es una de las más complejas del cuerpo humano, siendo realmente una cápsula compuesta por tres articulaciones: articulación femurotibial (entre los cóndilos del fémur y la tibia), articulación femurotutiana (entre la tróclea del fémur y la cara articular de la rótula) y la articulación tibioperonea proximal. Aunque el principal movimiento de la rodilla es la flexión-extensión en el plano sagital, las dos últimas articulaciones de la rodilla permiten que la rótula se deslice ligeramente arriba o abajo y de interior a exterior. Para incorporar estos movimientos, algunos modelos biomecánicos más realistas incorporan un eje policéntrico en el plano sagital que se desplaza mediante un mecanismo de cuatro barras.

La articulación del tobillo en el plano sagital tiene un papel fundamental en la marcha humana. Es la que proporciona la mayor potencia instantánea al cuerpo humano durante la fase de impulso al despegarse el pie del suelo y proceder a la fase de transferencia de la pierna hacia adelante. Los dispositivos conocidos incorporan un sistema elástico que únicamente flexiona el tobillo para despejar el pie del suelo y evitar que choque con el mismo durante la transferencia. Pero esto elimina el aporte energético que el cuerpo

necesita para mantener la locomoción de forma energéticamente eficiente.

La solicitud internacional WO2012/027336A1 incluye funciones operacionales de levantarse y sentarse, además de una máquina de estados para el control de la transición entre estas funciones y el modo de caminar, y completa el dispositivo con un elemento de soporte auxiliar (andador o muletas) para proporcionar la estabilidad lateral que el exoesqueleto no proporciona. Incorpora en estos dispositivos auxiliares unos mandos o joysticks que permiten comandar la velocidad del exoesqueleto. La comunicación entre el exoesqueleto y el dispositivo auxiliar es inalámbrica. Finalmente, contempla la incorporación de interfaz cerebral para el comando del exoesqueleto, y un sistema de reconocimiento de voz.

El documento US2011/0066088A1 describe un exoesqueleto de miembro inferior con cinco grados de libertad por pierna, incluyendo actuación sagital y lateral en el tobillo y en la abducción/aducción de la cadera, lo que permite el movimiento del paciente tanto en el plano sagital como en el lateral, y además permite controlar y mantener la estabilidad del paciente sin necesidad de usar dispositivos auxiliares como muletas o andadores. La estructura mecánica es extensible para ajustarse a la talla del usuario. Las baterías se colocan en la parte posterior del exoesqueleto, quedando a la altura de los riñones, lo que, aun siendo reemplazables, dificulta esta operación por el propio usuario. Este dispositivo incorpora un arnés pélvico que soporta el peso del paciente, abriendo su uso a pacientes con debilidad ósea. El uso de este arnés tiene el inconveniente de inducir una rotación externa de las caderas, que seguidamente se corrige a la fuerza con los agarres del exoesqueleto en fémur y tibia, lo que provoca esfuerzos articulares patológicos. Los arneses pélvicos están desaconsejados para la marcha. Como elemento biomecánicamente acertado tiene una rodilla de tipo policéntrico, más similar a la rodilla humana (muy utilizada en prótesis de rodilla). A pesar de esta característica, a este diseño le falta la rotación de la cadera, fundamental para imprimir la trayectoria del centro de presión en la planta del pie correspondiente a una marcha sana.

La estructura de este dispositivo incorpora protección al agua y al polvo. Su sistema sensorial incluye unidades inerciales, medidores ópticos incrementales para la posición articular y sensores de presión en la planta de los pies. Un láser o sensor de distancia permite determinar el perfil del suelo para generar modos de caminar adecuados. Aun siendo el único exoesqueleto con capacidad de controlar la estabilidad o equilibrio del paciente, el inconveniente de este exoesqueleto es su baja velocidad, no pudiendo alcanzar

velocidades de marcha superiores a 0.05 m/s, lo que lo hace poco útil. Esto se debe a la necesidad de generar pares articulares muy elevados para garantizar la estabilidad del sistema, lo que reduce de forma proporcional la velocidad articular en base a una relación de transmisión, necesaria dado el límite de potencia de los actuadores.

5

El documento WO2013/019749A1 describe un exoesqueleto muy genérico, de prestaciones muy similares a los anteriormente mencionados, aunque no contempla el control de la estabilidad del conjunto exoesqueleto-usuario entendida como control del equilibrio postural durante la locomoción. La referencia que en el documento se hace al control de estabilidad se refiere a la capacidad del dispositivo para sostener a la persona de pie de forma estática o bipedestación, en lo que a las fuerzas requeridas se refiere. Este documento describe además el sistema de interfaz entre el usuario y el exoesqueleto, pudiendo realizarse mediante cualquier sistema capaz de adquirir comandos provenientes del usuario.

10

15

El documento US2007/0123997A1 describe un diseño de exoesqueleto de miembro inferior buscando el ahorro energético durante la locomoción. El exoesqueleto se diseña con tres grados de libertad por pierna, por lo tanto genera movimiento sólo en el plano sagital, pero únicamente utiliza un actuador en la articulación de la cadera. Basándose en estudios de biomecánica se propone en este documento un elemento disipador de energía de tipo amortiguador controlable en la rodilla, y un elemento elástico para actuar el tobillo. La combinación de estos tres elementos: motor, amortiguador y muelle genera un patrón de marcha muy similar al biológico, con un consumo energético mínimo. Otra novedad es la incorporación de un arnés pélvico rígido, similar a un sillín de bicicleta, para sustentar el peso del usuario. Esta solución mejora el problema del arnés pélvico convencional.

20

25

Existen además ejemplos de exoesqueletos portables de asistencia a la locomoción que se componen por una o varias cadenas cinemáticas de segmentos y articulaciones de cualquier número de grados de libertad, la dimensión de cuyos segmentos puede ser regulable en longitud, y que se acopla al cuerpo humano y a sus extremidades (piernas, brazos, o segmentos) mediante un sistema de sujeción basado en abrazaderas rígidas o semi-rígidas posteriores, correas, cinchas, cierres de velcro, hebillas, etc y pudiendo incluir un cinturón o arnés pélvico o torácico.

30

Todos estos dispositivos requieren un excesivo ajuste previo por parte de personal especializado, tanto de la estructura mecánica que debe acoplarse perfectamente al usuario,

35

como de los métodos de control del movimiento, que se basan en el seguimiento de patrones de referencia específicos para un paciente. Esta carencia de flexibilidad en los diseños y los métodos de control del movimiento dificulta en gran medida el uso extendido de los exoesqueletos. Por un lado, la fabricación a la medida del usuario imposibilita una
5 fabricación en serie y el consecuente abaratamiento del producto final para poder llegar al usuario. Por otro lado, es importante tener en consideración la variabilidad de los síntomas en un mismo usuario a lo largo de su vida, y a lo largo de cada jornada. Por ejemplo, un paciente que sufre de espasticidad (rigidez articular) verá reducido progresivamente su grado de espasticidad con la rehabilitación diaria, por lo que tendría que cambiar de
10 dispositivo o bien ajustarlo convenientemente a medida que su patología evoluciona. Según los profesionales de la rehabilitación neurológica, la espasticidad de un paciente puede sufrir variaciones significativas durante un ejercicio de rehabilitación en un corto lapso de tiempo.

Como se ha visto en la revisión del estado de la técnica, ninguna de las realizaciones
15 conocidas es capaz de controlar el equilibrio del conjunto exoesqueleto-usuario durante la marcha a una velocidad normal de paseo. Por este motivo se hace necesario el uso de elementos adicionales como bastones o andadores que ayuden al usuario a mantener el equilibrio. Esto restringe el número de usuarios potenciales a aquellos que tienen fuerza y movilidad en los miembros superiores, al tiempo que mantiene las manos ocupadas
20 impidiendo utilizarlas para cualquier otra función. Es deseable que el exoesqueleto mantenga el equilibrio de forma controlada sin ayuda de elementos adicionales.

Es necesario disponer de exoesqueletos que se ajusten automáticamente a cada usuario, no solo en dimensiones, sino muy especialmente en prestaciones, en el grado de aportación
25 de movilidad dependiendo de la movilidad propia del usuario, y en el control del movimiento de cada articulación y de la marcha. Este ajuste no debe requerir de personal especializado y debe de ser lo más automático posible, de manera que requiera la mínima intervención por parte del usuario o del médico rehabilitador.

Los mecanismos de sujeción y ajuste del exoesqueleto al cuerpo humano son de especial
30 relevancia en la correcta transmisión del movimiento al usuario, al tiempo que deben garantizar la salud del mismo, sin oprimir ni causar daño alguno. La mayor parte de los desarrollos mencionados en el estado de la técnica incorporan abrazaderas rígidas posteriores en las extremidades, ajustables al usuario mediante cierres de velcro. Algunos
35 desarrollos incluyen además un arnés pélvico que asegura la transferencia de parte del peso

del usuario al exoesqueleto. Según los expertos en fisioterapia, el uso de estos arneses impide la marcha natural, ya que al provocar la apertura de ingles del usuario genera rotación externa de la cadera, que es artificialmente corregida por el dispositivo al alinear las rodillas. Ambos efectos afisiológicos pueden provocar daños durante la marcha y por tanto el uso del arnés pélvico está desaconsejado por los especialistas médicos para la marcha.

Todos los exoesqueletos de miembro inferior descritos en el estado de la técnica requieren de transferencia funcional del usuario desde su silla de ruedas o desde la cama hasta el exoesqueleto. Esto impide la autonomía e independencia del usuario en su uso diario. Esto se debe principalmente a los mecanismos de sujeción del exoesqueleto al cuerpo del usuario, que presentan abrazaderas rígidas en la parte posterior de muslo y espinilla para garantizar la sustentación del miembro. Además, el refuerzo lumbar, que es indispensable en cualquier ortesis de tronco a pie por determinación médica, está situado en la parte posterior del exoesqueleto. Por esto no es posible colocar el exoesqueleto desde la posición anterior hacia la posterior ya que tanto el refuerzo lumbar como las abrazaderas se interponen.

La estructura mecánica del exoesqueleto debe permitir y nunca impedir la posición fisiológica normal de los ejes longitudinales de las partes que se acoplan a las extremidades inferiores del usuario. Los pies, en posición fisiológica en bipedestación forman un ángulo entre sí, de manera que durante la marcha, la distancia entre los talones en el plano lateral es muy pequeña y aproximadamente un tercio de la distancia entre las puntas de los pies. Para que esto se cumpla de forma normal, el ángulo céntrico diafasario del cuello del fémur y el ángulo condilar formado entre fémur y tibia tienen unos valores normales.

Pero además, puesto que se trata de exoesqueletos de ayuda a la rehabilitación de pacientes con marcha afisiológica, la estructura mecánica debe permitir el ajuste en personas con anomalías anatómicas, como son las caderas con ángulos céntrico-diafasarios anómalos o las rodillas vara y valga.

Ninguno de los dispositivos conocidos en el estado de la técnica cumple esta función anatómica, presentando ángulos céntricos de 90° y ángulos condiliares de 0°, que en ningún caso se corresponden con una marcha fisiológica y por lo tanto generarán una marcha anómala en pacientes sin anomalía y no podrán utilizarse en pacientes con anomalía.

El exoesqueleto para asistencia al movimiento humano de la presente invención resuelve todos los inconvenientes citados anteriormente.

DESCRIPCIÓN DE LA INVENCION

5

La presente invención se refiere a un exoesqueleto para asistencia al movimiento humano, ajustable al usuario en dimensiones, tensiones y rangos articulares, pudiendo ser este ajuste manual o automático, donde su colocación en el usuario puede ser desde adelante hacia atrás en la dirección antero-posterior en el plano sagital, pudiendo colocarse desde tumbado o sentado sin necesidad de transferencia funcional del usuario al exoesqueleto. El exoesqueleto presenta un diseño modular, compatible con la biomecánica humana y que reproduce un movimiento natural y fisiológico en el usuario, con hasta 7 grados de movilidad actuados y controlados por extremidad, garantizando la estabilidad del equilibrio del usuario durante la locomoción sin hacer uso de elementos auxiliares de sustentación.

15

El exoesqueleto para asistencia al movimiento humano de la presente invención comprende una estructura mecánica que comprende segmentos unidos por articulaciones que permiten el movimiento relativo entre dos o más segmentos sucesivos para mover las extremidades del usuario. Dicha estructura mecánica es modular, es decir, puede constituirse por una o dos extremidades independientes y acoplables, y a las que se puede acoplar cualquier otro dispositivo como brazo robótico, herramienta, o incluso otro exoesqueleto de miembro superior. Cada módulo está formado por una o varias cadenas cinemáticas de los citados segmentos y articulaciones. Los segmentos son regulables no solo en longitud, sino también en anchura, pudiendo adaptarse a un amplio rango de usuarios atendiendo a su constitución física.

25

La estructura mecánica puede ser rígida, semi-rígida o flexible, y puede ser fabricada en diferentes materiales como metal, fibra, vidrio, madera, textil, plástico, o cualquier variante o combinación de ellos. Además puede incorporar una o varias carcasas de material rígido, semi-rígido o blando, de cualquier material, a modo de embellecedor o como sistema de aislamiento del entorno o protector del exoesqueleto, o del usuario. La estructura puede incorporar, además de, o en sustitución de las carcasas, un tratamiento superficial, como pintura, anticorrosivo, antioxidante, etc.

35

La estructura mecánica, formada por segmentos y articulaciones, como se ha comentado

anteriormente, comprende una articulación de abducción/aducción en la cadera, regulable mediante un actuador controlado por un sistema de control articular que permite obtener un rango de ángulos cérvico-diafasarios dentro de los rangos deseables para pacientes con marcha afisiológica, debidas a anomalías anatómicas, como son las caderas con ángulos cérvico-diafasarios anómalos.

La estructura mecánica comprende además un mecanismo de ajuste condilar que permite ajustar de forma pasiva el ángulo condilar formado entre fémur y tibia para adaptarlo a usuarios con anomalías anatómicas como rodillas vara o valga.

Como se ha descrito anteriormente, las articulaciones que unen los segmentos de la estructura mecánica permiten el movimiento relativo entre dos o más segmentos sucesivos a través de elementos activos, resistivos, pasivos, o una combinación de estos. Estas articulaciones pueden ser coaxiales a las articulaciones del usuario o no, y su número puede coincidir con el número de grados de movilidad de las articulaciones humanas o no. En cualquier caso, su finalidad es la de mover las articulaciones del usuario confiriéndole una marcha natural. Para ello, y de acuerdo con recomendaciones de especialistas médicos, son fundamentales los siguientes grados de movilidad:

- Flexión y extensión de la cadera mediante rotación en el plano sagital.
- Abducción aducción de la cadera mediante rotación en el plano lateral.
- Rotación de la cadera mediante rotación en el plano transversal.
- Flexión y extensión de la rodilla mediante rotación en el plano sagital.
- Flexión y extensión del tobillo mediante rotación en el plano sagital.
- Eversión e inversión del tobillo mediante rotación en el plano lateral.

Estos 6 grados de movilidad en cada pierna o extremidad inferior son requisito imprescindible para poder generar en el usuario una marcha natural y fisiológicamente sana. En el exoesqueleto de la presente invención, estos 6 grados de movilidad por pierna son actuados. Esta actuación puede ser monoarticular o multiarticular, es decir, que se pueden utilizar n motores para mover m articulaciones, donde n puede ser mayor, igual o menor que m . Para su implementación se utiliza cualquier sistema de transmisión multiarticular: mecanismos de barras, correas, cables, poleas, etc.

La actuación de los principales 6 grados de movilidad es fundamental para poder garantizar el control del equilibrio estable del conjunto exoesqueleto-usuario. Además, dos de estas

articulaciones requieren un trato especial por su función biomecánica: la rodilla y el tobillo ambas en el plano sagital:

La articulación de la rodilla de la presente invención comprende un eje excéntrico respecto al cruce de los segmentos superior e inferior, lo que permite una flexión superior a 100°, necesaria para sentarse, y provee de mayor estabilidad en el apoyo.

La articulación del tobillo en el plano sagital comprende un actuador separado del tobillo del usuario para reducir el momento de inercia de la pierna ya que la potencia máxima que se requiere en el tobillo es aproximadamente de 500 W para un sujeto de 70 kg de peso y esto requeriría un actuador de potencia equivalente que situado en el tobillo provocaría un incremento de peso, volumen y momento de inercia no deseados para un exoesqueleto. La solución propuesta en cambio por dicho actuador transmite el movimiento al tobillo a través de un mecanismo de barras y un elemento elástico que ejerce tracción sobre las barras del mecanismo de barras, para conseguir el requerimiento de potencia sin aumentar el peso y volumen del actuador, contribuyendo de esta manera a la flexión plantar del tobillo constantemente.

Las articulaciones que unen los segmentos de la estructura mecánica del exoesqueleto de la presente invención comprenden un rango articular regulable y adaptable al rango articular del usuario. Esta regulación puede ser mecánica, electrónica, programada o automática, o cualquier combinación de estos tipos.

La estructura mecánica comprende un sistema de actuación formado por unos actuadores que confieren movimiento a las articulaciones que puede ser lineales, rotacionales, o cualquier combinación de ambos. Su principio de funcionamiento puede ser hidráulico, neumático, eléctrico, magnético, térmico o una combinación de éstos. También pueden ser materiales inteligentes, como polímeros iónicos, elastómeros, piezoeléctricos, etc., o un sistema híbrido entre sistemas convencionales y materiales inteligentes. Estos elementos pueden estar colocados en la estructura mecánica del exoesqueleto, próximos a las articulaciones humanas o en cualquier otra posición según sea conveniente por criterios de funcionalidad. El movimiento, fuerza, o par se transmite desde los actuadores a las articulaciones mediante uno o varios sistemas de transmisión como pueden ser engranajes, correas, cables, poleas, husillos, o transmisión directa.

El exoesqueleto comprende un sistema de sujeción que permite llevar a cabo su acoplamiento al cuerpo humano desde la parte anterior del cuerpo, permitiendo su colocación desde una postura sentada o tumbada sin necesidad de transferencia funcional, donde el sistema de sujeción es regulable y adaptable a la anatomía del usuario y graduable en tensión.

El sistema de sujeción comprende un refuerzo lumbar rígido que comprende a su vez dos o más segmentos acoplables, dos de los cuales se unen a los segmentos del exoesqueleto mediante uno o más ejes de rotación, pudiendo replegarse el refuerzo lumbar mediante sucesivas rotaciones hasta situarse en el plano sagital para permitir la colocación del exoesqueleto desde la parte anterior del usuario. Una vez acoplado el exoesqueleto al usuario, los segmentos que forman el refuerzo lumbar vuelven a girarse hasta ocupar su posición funcional lumbar, fijándose todos los segmentos entre sí mediante cualquier sistema de acople.

Este modo de colocación explota la modularidad del diseño del exoesqueleto, pudiendo colocarse de forma independiente cada una de las extremidades y uniéndose finalmente a través del refuerzo lumbar.

El sistema de sujeción comprende además un soporte isquiático cuya función es transferir el peso del usuario al exoesqueleto, donde dicho soporte isquiático es preferentemente una cincha situada bajo los glúteos del usuario, que sustenta parte o todo el peso del usuario y lo transmite a la estructura mecánica. Dicho soporte isquiático es ajustable, pudiéndose graduarse su tensión a través de un mecanismo de tensión que puede ser manual o automático, además de ser desmontable, lo que redunda en la fácil colocación del exoesqueleto.

El sistema de sujeción comprende además unos dispositivos de sujeción para la fijación del exoesqueleto a las piernas del usuario, siendo no rígidos en su parte trasera para no estorbar en la colocación del exoesqueleto al cuerpo humano desde la parte anterior del cuerpo.

El sistema de sujeción comprende además un dispositivo de anclaje al zapato del usuario.

El exoesqueleto comprende un sistema de potencia a bordo que provee de energía al

sistema de actuación y a un sistema de computación. El sistema de potencia a bordo puede estar formado por baterías, pilas de combustible, generadores de alterna, sistema hidráulico, sistema electro-hidráulico, sistema piezo-hidráulico, sistema neumático, sistema piezo-neumático, o cualquier combinación de estos sistemas. El sistema de potencia a bordo puede ser modular, de manera que se alimente de forma independiente cada uno de los módulos de los que se compone el exoesqueleto. Así, un exoesqueleto formado por dos extremidades inferiores puede incluir al menos dos módulos de potencia, colocándose en la parte lateral de las extremidades, de manera que no estorbe al usuario para apoyar su espalda o tumbarse y que al mismo tiempo sea fácilmente accesible para su reemplazo o recarga.

El exoesqueleto comprende un sistema sensorial que monitoriza el movimiento del exoesqueleto, que depende del estado del propio exoesqueleto, del usuario, de la interacción del usuario con el exoesqueleto y del entorno en cada instante. Este sistema comprende:

- a. Un subsistema propioceptivo, que determina instantáneamente el estado del robot,
- b. Un subsistema fisiológico, que determina mediante biomarcadores el estado del usuario,
- c. Un subsistema estereoceptivo, que determina instantáneamente o en un periodo de tiempo el estado del entorno,
- d. Un subsistema perceptivo de la interacción exoesqueleto-usuario-entorno y que determina el estado de la interacción mutua entre los tres subsistemas anteriores,

pudiendo incluirse todos, alguno o cualquier combinación de estos subsistemas. Para ello, el sistema sensorial se compone de combinaciones de elementos sensoriales de naturaleza física, mecánica, química o biológica o de cualquier otra naturaleza, como pueden ser sensores de fuerza, par, presión, posición, velocidad, láseres, cámaras, goniómetros, sensores electromiográficos, sensores de actividad ocular, sensores de actividad cerebral, medidores de frecuencia cardíaca y respiratoria, espirómetro entre otras opciones.

El exoesqueleto comprende un sistema de control de movimiento que recibe la información proveniente del sistema sensorial, y que se compone de uno o varios de los siguientes subsistemas:

- a. Sistema de control articular.
- b. Sistema de control de extremidad.
- c. Sistema de control del centro de masas del conjunto exoesqueleto-usuario.

El exoesqueleto comprende además un sistema interfaz de usuario que interpreta la intención de movimiento del usuario y transmite esta información al sistema de control de movimiento. Este sistema interfaz de usuario puede estar formado por un joystick, tablet, teléfono móvil, pantalla táctil, teclado, ratón, micrófono, cámara, lector de movimiento ocular, sensores electromiográficos (EMG por sus siglas en inglés), interfaces cerebrales (BCI por sus siglas en inglés), interfaces oculares (EOG por sus siglas en inglés) sensores de fuerza o par, sensores de presión, sensores de movimiento inercial (IMU por sus siglas en inglés), sensores de posición, de velocidad, de ángulo, de inclinación, etc, o cualquier combinación de estos dispositivos, e incluye la electrónica y el procesamiento de la información requerido por la interfaz para capturar la intención de movimiento del usuario.

El exoesqueleto comprende una o varias unidades de procesamiento a bordo que llevan a cabo todo el procesamiento computacional de uno o varios de los sistemas sensorial, de control de movimiento del usuario y de interfaz de usuario. Las unidades de procesamiento pueden estar basadas en cualquier tipo de procesador, microprocesador, dispositivo semiconductor basado en lógica (FPGA por sus siglas en inglés) o cualquier combinación de éstos.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

Para complementar la descripción que se está realizando y con objeto de ayudar a una mejor comprensión de las características de la invención, se acompaña como parte integrante de dicha descripción, un juego de dibujos en donde con carácter ilustrativo y no limitativo, se ha representado lo siguiente:

Figuras 1a a 1c.- Muestra una realización de un exoesqueleto de extremidad inferior con un usuario, en tres vistas: perfil, frente y perspectiva respectivamente. En ellas se señalan los elementos del sistema de sujeción del usuario al exoesqueleto.

Figura 2.- Muestra el soporte isquiático en la vista de la izquierda, y un sistema de regulación manual para el mismo en el detalle de la derecha.

Figuras 3a a 3d y 4a a 4c.- Muestra en detalle el proceso de replegado del refuerzo lumbar rígido.

Figura 5.- Muestra los grados de movilidad articular y los actuadores correspondientes para una realización de un exoesqueleto de extremidad inferior de 6 grados de libertad por pierna.

Figuras 6a y 6b.- Muestran una variante de la invención, con un grado de libertad extra que permite la rotación de la rodilla en diferentes posiciones.

Figura 7a - Muestra en detalle el anclaje del exoesqueleto a los zapatos.

Figura 7b – Muestra un detalle del mecanismo de barras y elemento elástico que complementa al actuador de la articulación del tobillo.

Figura 8.- Muestra una vista lateral de un exoesqueleto de extremidad inferior y señala un actuador de impedancia variable y controlable en la rodilla.

Figura 9. Muestra un diagrama del sistema de control.

Figuras 10a y 10b. Muestran la estructura mecánica adaptada a la anatomía normal y a la anómala, con detalle del mecanismo de ajuste condilar en diferentes posiciones.

Figuras 11a y 11b. Muestran una variante de la invención para el ajuste del ángulo condilar, haciendo uso de un mecanismo de cuatro barras en diferentes posiciones.

REALIZACIÓN PREFERENTE DE LA INVENCION

A continuación se describe de manera detallada el exoesqueleto para asistencia al movimiento humano de la presente invención.

El exoesqueleto comprende una estructura mecánica modular que comprende segmentos unidos por articulaciones. Dicha estructura mecánica comprende una articulación de abducción/aducción en la cadera (32), regulable mediante un actuador (42) que permite obtener un rango de ángulos cérvico-diafasarios dentro de los rangos deseables para

pacientes con marcha afisiológica, debidas a anomalías anatómicas, como son las caderas con ángulos cérvico-diafasarios anómalos.

La estructura mecánica comprende además un mecanismo de ajuste condiliar (18) que permite ajustar de forma pasiva el ángulo condiliar formado entre fémur y tibia para adaptarlo a usuarios con anomalías anatómicas como rodillas vara o valga. En las Figuras 10a y 10b se muestra un primer ejemplo de realización de dicho mecanismo de ajuste condiliar (18) que comprende un segmento proximal (150) adyacente a una articulación de rodilla (105) y un segmento distal (151) más alejado a la articulación de rodilla, donde el segmento proximal (150) es de menor longitud y se introduce en el segmento distal (151), y donde ambos segmentos (150, 151) se unen mediante un pin (152) dispuesto en dirección perpendicular a la tibia del usuario y en la dirección de avance, donde la regulación del ángulo condiliar se lleva a cabo mediante un mecanismo roscado dispuesto en el extremo inferior del segmento distal. En la Figura 10a se muestra la estructura mecánica del exoesqueleto para un usuario sin anomalía y en la Figura 10b se muestra la estructura mecánica ajustada para un usuario con coxa vara y genu valgo.

El exoesqueleto comprende 6 grados de movilidad en cada pierna que son actuados. Estos grados de movilidad son los siguientes:

- Flexión y extensión de la cadera (31) mediante rotación en el plano sagital;
- Abducción-aducción de la cadera (32) mediante rotación en el plano lateral;
- Rotación de la cadera (33) mediante rotación en el plano transversal;
- Flexión y extensión de la rodilla (34) mediante rotación en el plano sagital;
- Flexión y extensión del tobillo (35) mediante rotación en el plano sagital;
- Eversión e inversión del tobillo (36) mediante rotación en el plano lateral;

actuados cada uno mediante un actuador (41, 42, 43, 44, 45, 46) respectivamente.

El grado de movilidad para llevar a cabo la flexión y extensión de la rodilla (34) mediante rotación en el plano sagital se define debido a que la estructura mecánica comprende un eje (120) excéntrico respecto al cruce de un segmento superior (121) y un segmento inferior (122), eje (120) excéntrico actuado por el actuador (44) correspondiente, lo que permite una flexión superior a 100°, necesaria para sentarse, y provee de mayor estabilidad en el apoyo, tal y como se muestra en la Figura 1.

En las Figuras 11a y 11b se muestra un segundo ejemplo de realización donde el mecanismo de ajuste condiliar (18) comprende un mecanismo de 4 barras (110), dispuesto debajo de la articulación de la rodilla (105). De esta manera el segmento superior (121) se desfasa, aunque se mantiene paralelo al segmento interior (122), variando el ángulo condiliar y ajustándolo al usuario.

El grado de movilidad para llevar a cabo la flexión y extensión del tobillo (35) mediante rotación en el plano sagital comprende un actuador (45) separado del tobillo del usuario que transmite el movimiento al tobillo a través de un mecanismo de barras (47) y un elemento elástico (48) que ejerce tracción sobre las barras del mecanismo de barras (47), donde el efecto del elemento elástico es contribuir a la flexión plantar del tobillo constantemente. El funcionamiento combinado de actuador (45) y elemento elástico (48) es el siguiente: durante el apoyo, el peso del usuario y la acción del actuador (45) superan el par antagónico que genera el elemento elástico (48) y la fase se ejecuta con normalidad. Al alcanzarse la fase de despegue desaparece el efecto del peso del usuario, al tiempo que se suman las acciones de elemento elástico (48) y actuador (45) a favor de la flexión plantar, lo que genera la potencia instantánea requerida para el impulso. Durante la fase de transferencia del pie el actuador (45) tiene potencia suficiente para contrarrestar el efecto del elemento elástico (48) y generar la flexión dorsal del tobillo para evitar el choque con el suelo. La Figura 7b detalla una implementación de la articulación del tobillo y su posición durante la fase de apoyo y durante el impulso.

El exoesqueleto comprende un sistema de sujeción (2) que permite llevar a cabo su acoplamiento al cuerpo humano desde la parte anterior del cuerpo, permitiendo su colocación desde una postura sentada o tumbada sin necesidad de transferencia funcional.

El sistema de sujeción (2) comprende un refuerzo lumbar rígido (20) que comprende a su vez dos o más segmentos acoplables (21), tal y como se muestra en las Figuras 3a a 3d, dos de los cuales se unen a los segmentos del exoesqueleto mediante uno o más ejes de rotación (22), donde el refuerzo lumbar rígido (20) se repliega mediante sucesivas rotaciones hasta situarse en el plano sagital para permitir la colocación del exoesqueleto desde la parte anterior del usuario. Una vez acoplado el exoesqueleto al usuario, los segmentos que forman el refuerzo lumbar rígido (20) vuelven a girarse hasta ocupar su posición funcional lumbar, fijándose todos los segmentos entre sí mediante un sistema de acople (23). Las Figura 4a a 4c muestran una vista del refuerzo lumbar rígido (20) en dos

posiciones diferentes: la Figura 4a muestra la posición natural de funcionamiento del refuerzo lumbar (20), en la que ambos segmentos acoplables (21) se encuentran conectados y ocupan la parte trasera del exoesqueleto. Las Figuras 4b y 4c muestran la secuencia de replegado hasta que ambos segmentos acoplables (21) se encuentran
5 totalmente recogidos paralelamente al plano sagital, dejando completamente libre el espacio interior del exoesqueleto para proceder a su colocación desde la parte anterior del usuario.

Este modo de colocación explota la modularidad del diseño del exoesqueleto, pudiendo colocarse de forma independiente cada una de las extremidades y uniéndose finalmente a
10 través del refuerzo lumbar rígido (20) y el resto de componentes del sistema de sujeción (2).

El sistema de sujeción (2) comprende además un soporte isquiático (25) cuya función es transferir el peso del usuario al exoesqueleto, donde dicho soporte isquiático es preferentemente una cincha situada bajo los glúteos del usuario, que sustenta parte o todo
15 el peso del usuario y lo transmiten a la estructura mecánica, tal y como se muestra en la Figura 2. Dicho soporte isquiático (25) es ajustable, pudiéndose graduarse su tensión a través de un mecanismo de tensión (26) que puede ser manual o automático, además de ser desmontable, lo que redunda en la fácil colocación del exoesqueleto. Para no estorbar en la colocación del exoesqueleto, el soporte isquiático (25) puede abrocharse y
20 desabrocharse, dependiendo de la forma de colocación del exoesqueleto.

El soporte isquiático (25) puede también realizarse mediante musleras de termoplástico especialmente en aquellos pacientes con déficit de densidad ósea como osteoporosis.

El sistema de sujeción (2) comprende además unos dispositivos de sujeción, preferentemente abrazaderas, para la fijación del exoesqueleto a las piernas del usuario, siendo no rígidos en su parte trasera para no estorbar en la colocación del exoesqueleto al cuerpo humano desde la parte anterior del cuerpo.

El sistema de sujeción comprende además un dispositivo de anclaje al zapato (28) del usuario, que se lleva a cabo de forma permanente, mediante remaches u otro sistema de fijación, o de forma desmontable mediante tornillos u otro medio de ajuste, bien por la parte interior del zapato o bien por la parte exterior. Puesto que la mayoría de los pacientes precisan del uso de calzado ortopédico especializado, no es recomendable el uso de
35 exoesqueletos con suela, a la que se ajuste el zapato del usuario, sino que es preferible que

la estructura mecánica se ancle directamente sobre la suela natural del calzado, para no interferir en la patología del pie. Las figuras 7a y 7b muestra un ejemplo de realización del anclaje del exoesqueleto al zapato del usuario, en la que se utiliza una sujeción de tipo abrazadera en la parte del talón de la suela y se agarra mediante tornillos o remaches (28).

5

El exoesqueleto comprende un sistema de potencia a bordo (13) que provee de energía a un sistema de actuación formado por los actuadores (41, 42, 43, 44, 45, 46) que comprende la estructura mecánica y a un sistema de computación (14).

10

El exoesqueleto comprende además un sistema sensorial a bordo (3) que monitoriza el movimiento del exoesqueleto y comprende:

e. Un subsistema propioceptivo (4), que determina instantáneamente el estado del robot,

15

f. Un subsistema fisiológico (5), que determina mediante biomarcadores el estado del usuario,

g. Un subsistema estereoceptico (6), que determina instantáneamente o en un periodo de tiempo el estado del entorno,

20

h. Un subsistema perceptivo (7) de la interacción exoesqueleto-usuario-entorno y que determina el estado de la interacción mutua entre los tres subsistemas anteriores (4, 5, 6),

pudiendo incluirse todos, alguno o cualquier combinación de estos subsistemas (4, 5, 6, 7).

25

El exoesqueleto comprende un sistema de control de movimiento (12) que recibe la información proveniente del sistema sensorial a bordo (3), y que se compone de uno o varios de los siguientes sistemas:

a. Sistema de control articular (8).

b. Sistema de control de extremidad (10).

30

c. Sistema de control del centro de masas del conjunto exoesqueleto-usuario (11).

El sistema de control articular (8) garantiza el movimiento articular deseado en el usuario en base al seguimiento de una señal de referencia que puede ser cualquier magnitud física, mecánica o biomecánica como posición articular, velocidad, fuerza, par o cualquier derivada o combinación de ellas, mediante una técnica de control automático (Proporcional, Integral,

35

Derivativo, control neuronal, control difuso, control heurístico, control no lineal, control robusto, control óptimo, etc., o cualquier combinación de ellas).

Dado que la mayoría de los usuarios de exoesqueletos presentan espasticidad, espasmicidad y otras anomalías, se hace necesario adaptar el movimiento articular a dichos efectos para evitar dañar el tejido tendinomuscular del usuario. Para ello, el sistema de control articular (8) incorpora un módulo de control de impedancia que recibe información del sistema sensorial (3) y en particular del subsistema fisiológico (5) y adapta automáticamente el movimiento de la articulación del exoesqueleto al rango, rigidez y espasmicidad de la articulación equivalente del usuario. En algunas realizaciones de la invención, este módulo de control de impedancia puede implementarse mediante una articulación de impedancia variable y controlable, tal y como se describe en la solicitud de patente española P201330882 que se incorpora aquí por referencia, que presenta importantes ventajas frente a los módulos programados. Las Figuras 6a y 6b muestran una realización de la invención que incorpora una articulación de impedancia variable y controlable (50) en la rodilla.

El sistema de control del movimiento de cada extremidad inferior (10) sincroniza los sistemas de control articular (8) que integran la cadena cinemática correspondiente a esa extremidad en función del tiempo, posición y/o sus derivadas temporales, y/o fuerza y/o par y/o sus derivadas temporales, y/o en función de la información procedente del sistema sensorial para adaptar automáticamente el movimiento de la extremidad inferior (10) a las condiciones de rigidez del entorno en contacto.

El sistema de control del movimiento del centro de masas (11) del conjunto exoesqueleto-usuario sincroniza los sistemas de control de cada extremidad inferior (10) en función del tiempo y/o posición y/o sus derivadas y/o fuerza y/o par y/o sus derivadas, o cualquier otra variable física, mecánica o biomecánica y/o a través de la realimentación de la información procedente del sistema sensorial a bordo (3) y/o a través de la información comandada por el usuario mediante un sistema interfaz de usuario (16) y/o siguiendo un patrón de referencia de movimiento basado en posiciones articulares y/o sus derivadas y/o pares y/o fuerzas articulares y/o posiciones de las extremidades inferiores (10) y/o sus derivadas y/o fuerzas y/o pares en las extremidades inferiores (10) y/o cualquier parámetro biomecánico.

La Figura 9 muestra un ejemplo de realización del sistema de control de movimiento (12) para un exoesqueleto con 4 extremidades, dos brazos y dos piernas, y 6 articulaciones por

cada extremidad.

El sistema de control del movimiento del centro de masas (11) tiene la capacidad de adaptar los patrones de referencia a las condiciones biomecánicas del usuario, mediante un adaptador automático de patrones de referencia. Este adaptador automático de patrones de referencia ajusta dichos patrones de movimiento al rango articular, fuerza muscular y condiciones instantáneas de cada extremidad del usuario.

Este sistema de control del movimiento del centro de masas (11) mantiene al conjunto exoesqueleto-usuario en equilibrio dinámicamente o estáticamente estable incluso ante ligeras perturbaciones externas. El control del equilibrio se realiza basándose en el seguimiento de un índice de estabilidad deseado, que puede estar basado en la trayectoria nominal del Centro de Presión, o del Punto de Momento Nulo (ZMP por sus siglas en inglés), en el Margen de Estabilidad Energético (NDESM por sus siglas en inglés), o cualquier otro índice de estabilidad. En base a una medida instantánea de dicho índice y comparándola con el valor nominal o deseado, se minimiza la diferencia entre ambos valores mediante cualquier técnica de control (proporcional, derivativo, integral, borroso, neuronal, óptimo, etc. o cualquier combinación de ellos) mediante la generación de un movimiento o un par de fuerza en el centro de masas del conjunto robot-usuario o en cualquiera de sus extremidades. El sistema de control del centro de masas (11) determinará si es necesario modificar el patrón de la marcha para mantener el equilibrio.

El sistema de control articular (8), el sistema de control del movimiento de cada extremidad (10), y el sistema de control del movimiento del centro de masas (11) pueden combinarse con un sistema de actuación humano por el que los músculos del usuario participan en un determinado grado en la generación de movimiento. Este sistema de actuación humano puede realizarse directamente mediante el movimiento voluntario del usuario, o indirectamente mediante estimulación funcional de los músculos (FES por sus siglas en inglés), o una combinación de ambas. Estos sistemas de control también pueden combinarse o sincronizarse con un generador de patrones centrales de movimiento (CPG por sus siglas en inglés).

El sistema interfaz de usuario (16) que interpreta la intención de movimiento del usuario y transmite esta información al sistema de control de movimiento. Este sistema interfaz de usuario (16) puede estar formado por un joystick, tablet, teléfono móvil, pantalla táctil,

teclado, ratón, micrófono, cámara, lector de movimiento ocular, sensores electromiográficos (EMG por sus siglas en inglés), interfaces cerebrales (BCI por sus siglas en inglés), interfaces oculares (EEG por sus siglas en inglés) sensores de fuerza o par, sensores de presión, sensores de movimiento inercial (IMU por sus siglas en inglés), sensores de posición, de velocidad, de ángulo, de inclinación, etc, o cualquier combinación de estos dispositivos, e incluye la electrónica y el procesamiento de la información requerido por el sistema de interfaz de usuario (16) para capturar la intención de movimiento del usuario.

El exoesqueleto comprende un sistema de comunicación (15) que hace de enlace entre los sistemas de control (8, 10, 11), el sistema sensorial (3) y el sistema de interfaz de usuario (16) o entre cualquier combinación de estos. Esta comunicación puede ser cableada, inalámbrica o cualquier combinación de ambas, mediante cualquier protocolo de comunicación (CAN, Ethernet, LAN, etc).

El exoesqueleto comprende además una o varias unidades de procesamiento a bordo que realizan todo el procesamiento computacional de uno o varios de los sistemas: sensorial (3), de control (8, 10, 11) y de interfaz de usuario (16). Las unidades de procesamiento pueden estar basadas en cualquier tipo de procesador, microprocesador, dispositivo semiconductor basado en lógica (FPGA por sus siglas en inglés) o cualquier combinación de éstos.

Toda la electrónica de procesamiento, así como la fuente de potencia a bordo del exoesqueleto se coloca a lo largo de la estructura mecánica. Si la fuente de potencia se basa en baterías recargables o reemplazables, estas se sitúan en la parte lateral y frontal del exoesqueleto para facilitar su carga o reemplazo por parte del usuario.

Las articulaciones que unen los segmentos de la estructura mecánica de exoesqueleto de la presente invención comprenden un rango articular regulable y adaptable al rango articular del usuario. Esta regulación puede ser mecánica, electrónica, programada o automática, o cualquier combinación de estos tipos.

- a. Mecánica: mediante un tope o freno deslizante, mediante roscado o cualquier otro sistema de desplazamiento lineal.
- b. Electrónica: mediante el uso de sensores de fin de carrera o cualquier dispositivo similar que detecten la posición articular límite y comanden la parada del motor articular.

- c. Programada: el usuario u otra persona responsable (un profesional médico) establece los límites articulares al sistema de control articular (8) a través del sistema de interfaz de usuario (16).
- d. Automática: el exoesqueleto, a través del sistema sensorial a bordo (3), determina el rango articular del usuario y comunica los límites articulares al sistema de control articular (8), preferentemente como parte de un programa de auto-chequeo.

o cualquier combinación de estos tipos.

REIVINDICACIONES

1.- Exoesqueleto para asistencia al movimiento humano que comprende una estructura mecánica que comprende segmentos unidos por articulaciones que permiten el movimiento relativo entre dos o más segmentos sucesivos para mover las extremidades (10) del usuario confiriéndole una marcha natural y un sistema de sujeción (2) que permite llevar a cabo su acoplamiento al cuerpo humano caracterizado por que el sistema de sujeción (2) comprende un refuerzo lumbar rígido (20) que comprende a su vez dos o más segmentos acoplables (21), dos de los cuales se unen a los segmentos del exoesqueleto mediante al menos un eje de rotación (22), donde el refuerzo lumbar es replegable mediante sucesivas rotaciones hasta situarse en el plano sagital.

2.- Exoesqueleto para asistencia al movimiento humano según reivindicación 1 caracterizado por que comprende al menos 6 grados de movilidad en cada extremidad inferior que son actuados, siendo estos grados de movilidad los siguientes:

- Flexión y extensión de la cadera (31) mediante rotación en el plano sagital;
- Abducción-aducción de la cadera (32) mediante rotación en el plano lateral,
- Rotación de la cadera (33) mediante rotación en el plano transversal;
- Flexión y extensión de la rodilla (34) mediante rotación en el plano sagital;
- Flexión y extensión del tobillo (35) mediante rotación en el plano sagital;
- Eversión e inversión del tobillo (36) mediante rotación en el plano lateral;

actuados cada uno mediante un actuador (41, 42, 43, 44, 45, 46) respectivamente.

3.- Exoesqueleto para asistencia al movimiento humano según reivindicación 2 caracterizado por que la estructura mecánica comprende un eje (120) excéntrico respecto al cruce de un segmento superior (121) y un segmento inferior (122) de la articulación de rodilla, eje (120) excéntrico actuado por el actuador (44) correspondiente, que definen el grado de movilidad de flexión y extensión de la rodilla (34) mediante rotación en el plano sagital.

4.- Exoesqueleto para asistencia al movimiento humano según reivindicación 2 caracterizado por que la estructura mecánica comprende un mecanismo de barras (47) que recibe el movimiento del actuador (45) correspondiente que se encuentra separado del

tobillo del usuario donde el mecanismo de barras (47) transmite el movimiento al tobillo, y un elemento elástico (48) que ejerce tracción sobre las barras del mecanismo de barras (47).

5.- Exoesqueleto para asistencia al movimiento humano según reivindicación 1
5 caracterizado por que la estructura mecánica comprende un mecanismo de ajuste condiliar (18) para ajustar de forma pasiva el ángulo condiliar formado entre fémur y tibia.

6.- Exoesqueleto para asistencia al movimiento humano según reivindicación 5
10 caracterizado por que el mecanismo de ajuste condiliar (18) comprende un segmento proximal (150) adyacente a una articulación de rodilla (105) y un segmento distal (151) más alejado a la articulación de rodilla (105), donde el segmento proximal (150) es de menor longitud y se introduce en el segmento distal (151), y donde ambos segmentos (150, 151) se unen mediante un pin (152) dispuesto en dirección perpendicular a la tibia del usuario y en la dirección de avance.

7.- Exoesqueleto para asistencia al movimiento humano según reivindicación 6
caracterizado por que el mecanismo de ajuste condiliar (18) comprende un mecanismo roscado dispuesto en el extremo inferior del segmento distal (151) para llevar a cabo la regulación del ángulo condiliar.

8.- Exoesqueleto para asistencia al movimiento humano según reivindicación 5
caracterizado por que el mecanismo de ajuste condiliar (18) comprende un mecanismo de 4 barras (110) dispuesto debajo de la articulación de la rodilla (105).

9.- Exoesqueleto para asistencia al movimiento humano según reivindicación 1
25 caracterizado por que el sistema de sujeción (2) comprende además un soporte isquiático (25), preferentemente una cincha ajustable y desmontable, donde su tensión se gradúa a través de un mecanismo de tensión (26) manual o automático.

10.- Exoesqueleto para asistencia al movimiento humano según reivindicación 1
30 caracterizado por que el sistema de sujeción (2) comprende además unos dispositivos de sujeción que son no rígidos en la parte trasera del exoesqueleto, preferentemente abrazaderas, para la fijación del exoesqueleto a las extremidades inferiores del usuario, dispositivos de sujeción que se encuentran dispuestos en la parte trasera del exoesqueleto.

11.- Exoesqueleto para asistencia al movimiento humano según reivindicación 1 caracterizado por que el sistema de sujeción (2) comprende además un dispositivo de anclaje al zapato (28) del usuario de forma permanente o desmontable.

12.- Exoesqueleto para asistencia al movimiento humano según cualquiera de las reivindicaciones anteriores caracterizado por que comprende un sistema de potencia a bordo (13) que provee de energía a un sistema de actuación formado por los actuadores (41, 42, 43, 44, 45, 46) que comprende la estructura mecánica y a un sistema de computación (14).

13.- Exoesqueleto para asistencia al movimiento humano según reivindicación 12 caracterizado por que comprende además un sistema sensorial a bordo (3) que monitoriza el movimiento del exoesqueleto y comprende al menos uno de los siguientes subsistemas:

- a. un subsistema propioceptivo (4), que determina instantáneamente el estado del robot,
- b. un subsistema fisiológico (5), que determina mediante biomarcadores el estado del usuario,
- c. un subsistema estereoceptivo (6), que determina instantáneamente o en un periodo de tiempo el estado del entorno,
- d. un subsistema perceptivo (7) de la interacción exoesqueleto-usuario-entorno y que determina el estado de la interacción mutua entre los tres subsistemas anteriores (4, 5, 6),

14.- Exoesqueleto para asistencia al movimiento humano según reivindicación 13 caracterizado por que comprende además un sistema de control de movimiento (12) que recibe la información proveniente del sistema sensorial a bordo (3), y que comprende uno o varios de los siguientes sistemas:

- a. un sistema de control articular (8),
- b. un sistema de control de extremidad (10),
- c. un sistema de control del centro de masas del conjunto exoesqueleto-usuario (11).

15.- Exoesqueleto para asistencia al movimiento humano según reivindicación 14 caracterizado por que el sistema de control articular (8) comprende un módulo de control de impedancia que recibe información del sistema sensorial (3) y en particular del subsistema

fisiológico (5) y adapta automáticamente el movimiento de la articulación del exoesqueleto al rango, rigidez y espasmicidad de la articulación equivalente del usuario.

16.- Exoesqueleto para asistencia al movimiento humano según reivindicación 14
 5 caracterizado por que el sistema de control del movimiento (12) de cada extremidad (10) sincroniza los sistemas de control articular (8) que integran la cadena cinemática correspondiente a esa extremidad en función del tiempo, posición y/o sus derivadas temporales, y/o fuerza y/o par y/o sus derivadas temporales, y/o en función de la información procedente del sistema sensorial a bordo (3) para adaptar automáticamente el movimiento
 10 de la extremidad a las condiciones de rigidez del entorno en contacto.

17.- Exoesqueleto para asistencia al movimiento humano según reivindicación 14
 15 caracterizado por que el sistema de control del movimiento del centro de masas (11) del conjunto exoesqueleto-usuario sincroniza los sistemas de control de cada extremidad (10) en función del tiempo y/o posición y/o sus derivadas y/o fuerza y/o par y/o sus derivadas, o cualquier otra variable física, mecánica o biomecánica y/o a través de la realimentación de la información procedente del sistema sensorial (3) y/o a través de la información comandada por el usuario mediante un sistema interfaz de usuario (16) y/o siguiendo un patrón de referencia de movimiento basado en posiciones articulares y/o sus derivadas y/o pares y/o
 20 fuerzas articulares y/o posiciones de las extremidades y/o sus derivadas y/o fuerzas y/o pares en las extremidades y/o cualquier parámetro biomecánico.

18.- Exoesqueleto para asistencia al movimiento humano según cualquiera de las reivindicaciones 14 a 17 caracterizado por que comprende un sistema de actuación humano
 25 combinable con el sistema de control articular (8), el sistema de control del movimiento (12) de cada extremidad (10), y el sistema de control del movimiento del centro de masas (11), por el que los músculos del usuario participan en un determinado grado en la generación de movimiento.

19.- Exoesqueleto para asistencia al movimiento humano según cualquiera de las reivindicaciones 14 ó 17 caracterizado por que comprende un sistema de interfaz de usuario
 30 (16) que interpreta la intención de movimiento del usuario y transmite esta información al sistema de control de movimiento del centro de masas (11).

20.- Exoesqueleto para asistencia al movimiento humano según reivindicación 19 caracterizado por que comprende un sistema de comunicación (15) que hace de enlace entre los sistemas de control (8, 10, 11), el sistema sensorial (3) y el sistema de interfaz de usuario (16) o entre cualquier combinación de estos.

5

21.- Exoesqueleto para asistencia al movimiento humano según reivindicación 20 caracterizado por que comprende una o varias unidades de procesamiento a bordo que realizan todo el procesamiento computacional de uno o varios de los sistemas sensorial (3), de control (8, 10, 11) y de interfaz de usuario (16).

10

22.- Exoesqueleto para asistencia al movimiento humano según reivindicación 21 caracterizado por que las articulaciones que unen los segmentos de la estructura mecánica comprenden un rango articular regulable y adaptable al rango articular del usuario, donde esta regulación es mecánica o electrónica o programada o automática, o cualquier combinación de estos tipos.

15

23.- Exoesqueleto para asistencia al movimiento humano según reivindicación 22 caracterizado por que la regulación mecánica se lleva a cabo mediante un tope o freno deslizante, mediante roscado o mediante un sistema de desplazamiento lineal.

20

24.- Exoesqueleto para asistencia al movimiento humano según reivindicación 22 caracterizado por que la regulación e se lleva a cabo mediante sensores de fin de carrera.

25.- Exoesqueleto para asistencia al movimiento humano según reivindicación 22 caracterizado por que la regulación programada se lleva a cabo estableciendo los límites articulares al sistema de control articular (8) a través del sistema de interfaz de usuario (16).

25

26.- Exoesqueleto para asistencia al movimiento humano según reivindicación 22 caracterizado por que la regulación automática se lleva a cabo a través del sistema sensorial a bordo (3), que determina el rango articular del usuario y comunica los límites articulares al sistema de control articular (8).

30

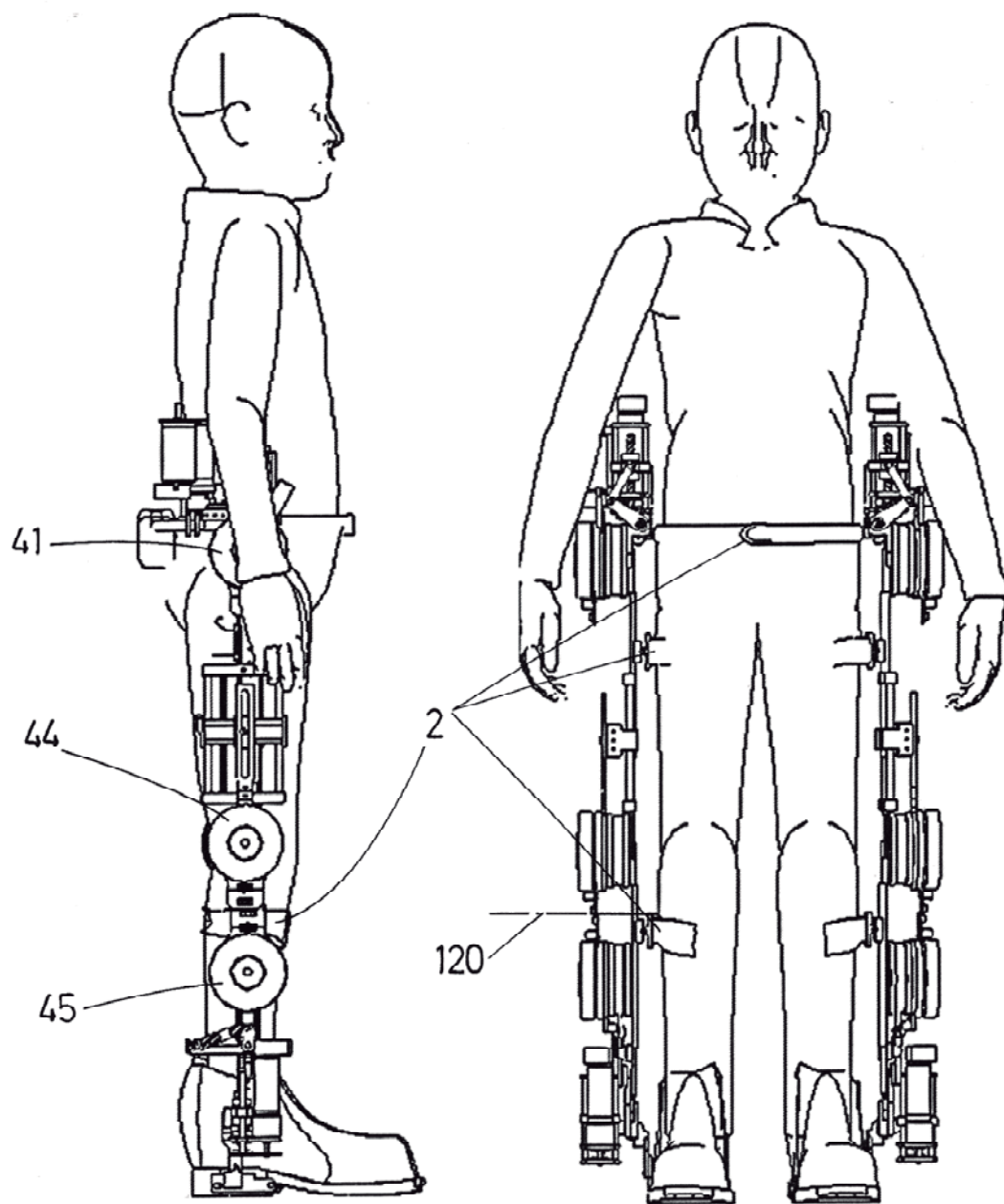


FIG.1A

FIG.1B

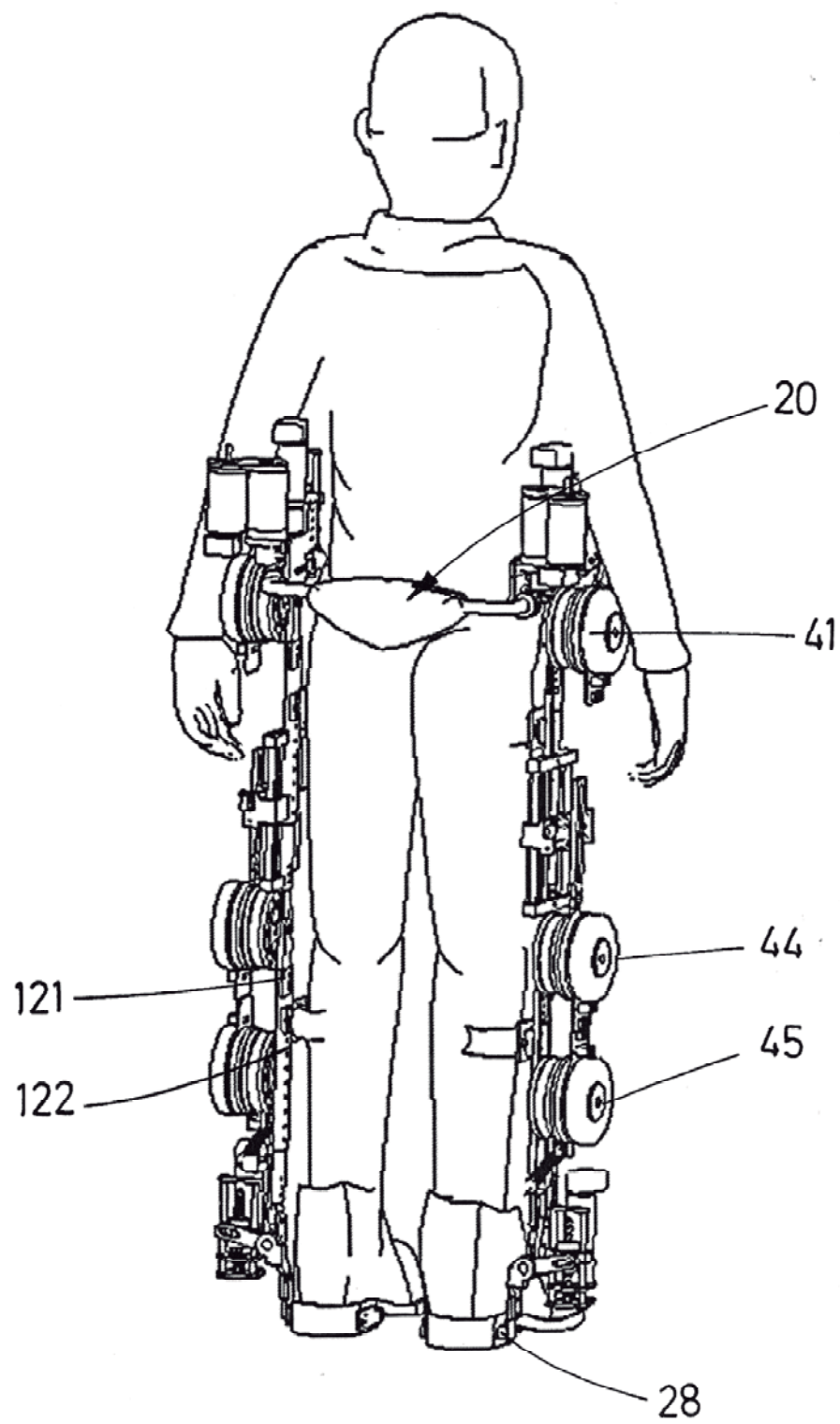


FIG.1C

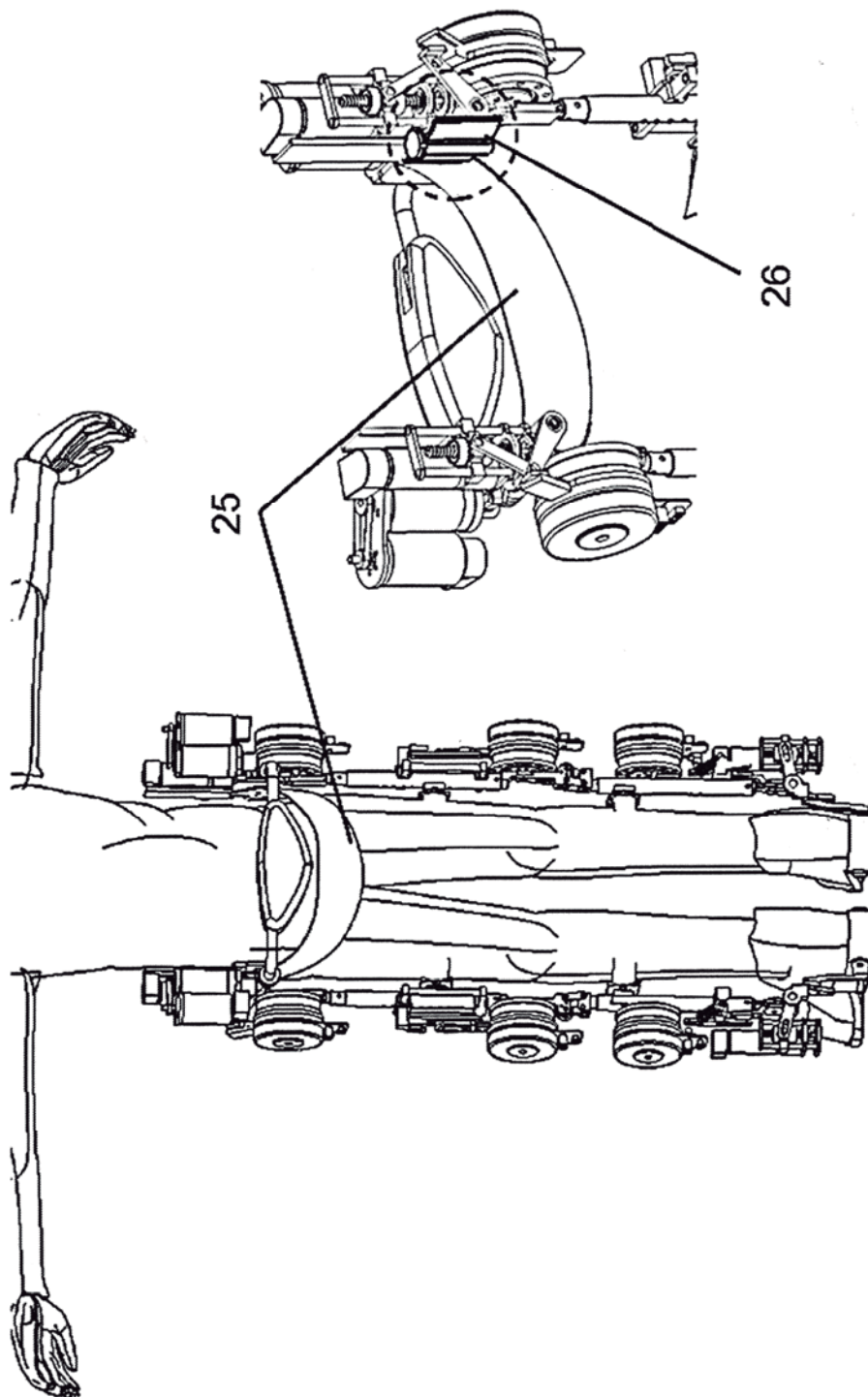


FIG.2

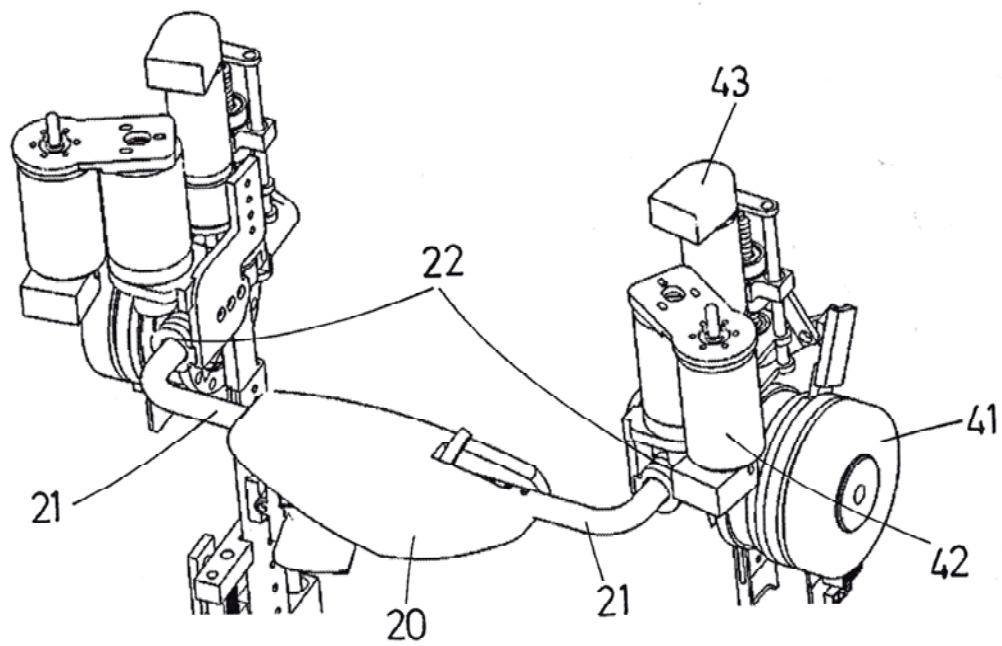


FIG. 3A

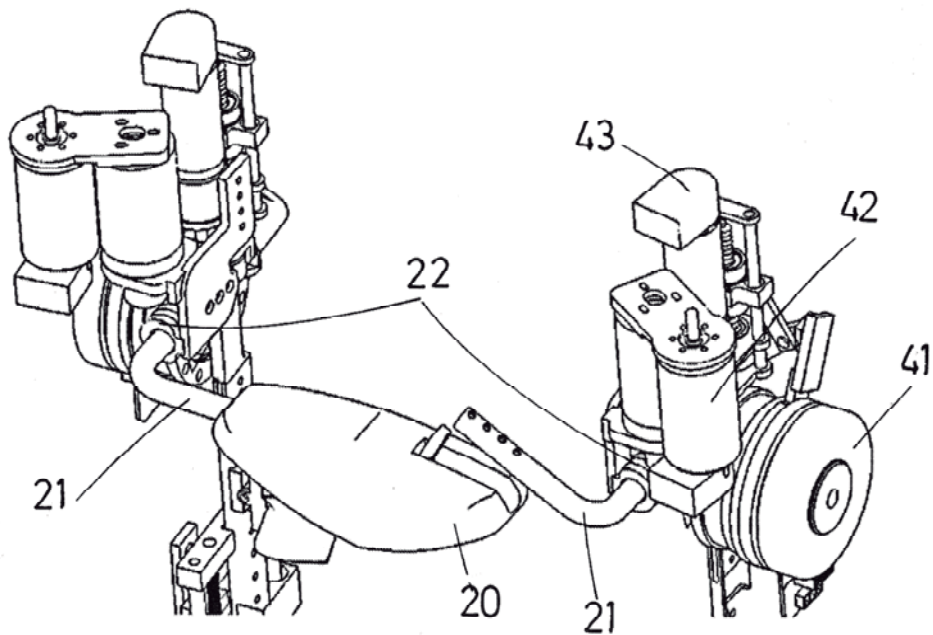


FIG. 3B

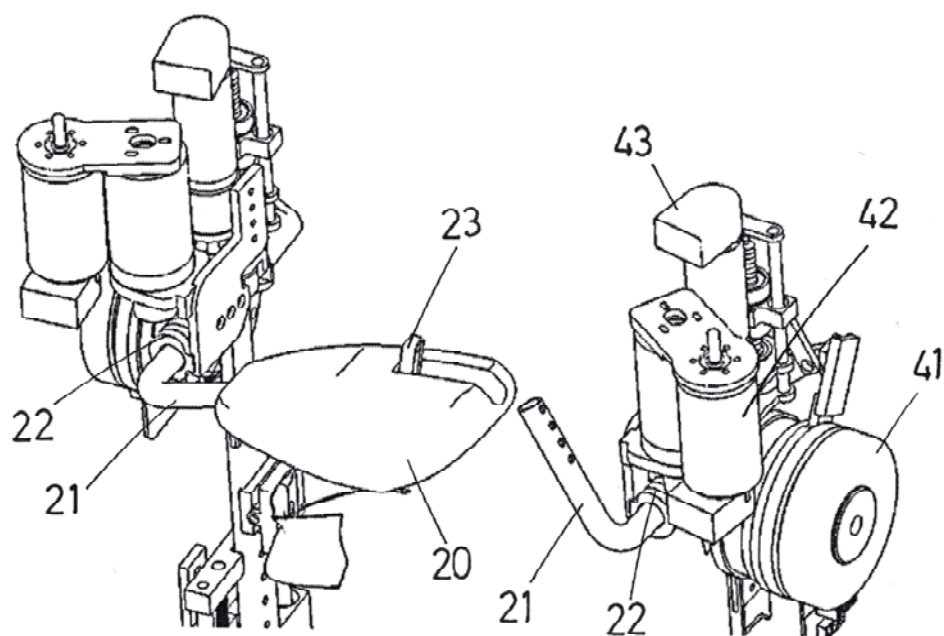


FIG. 3C

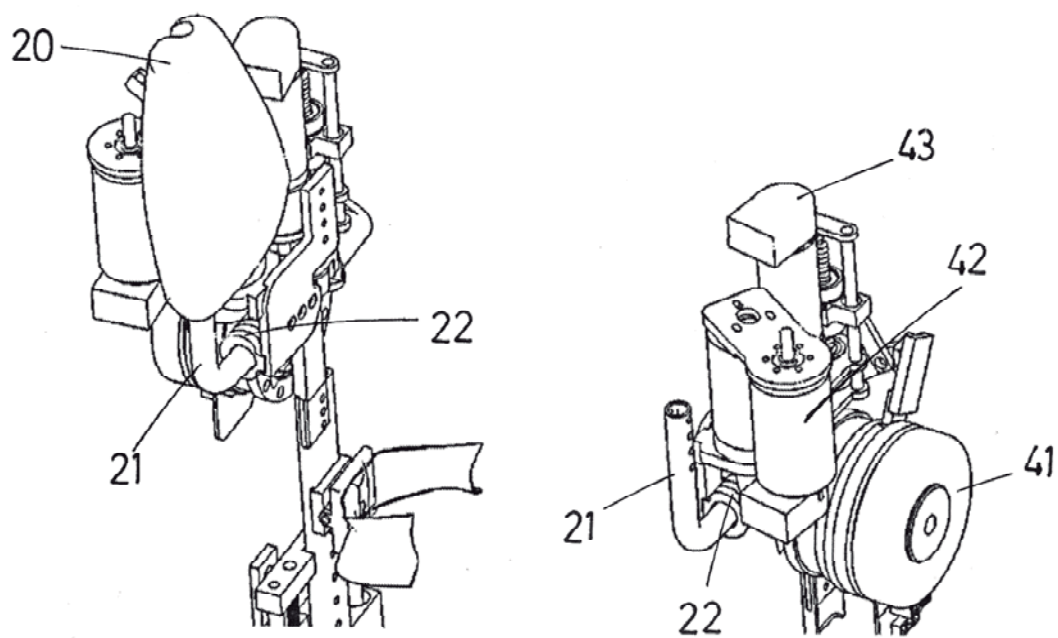


FIG. 3D

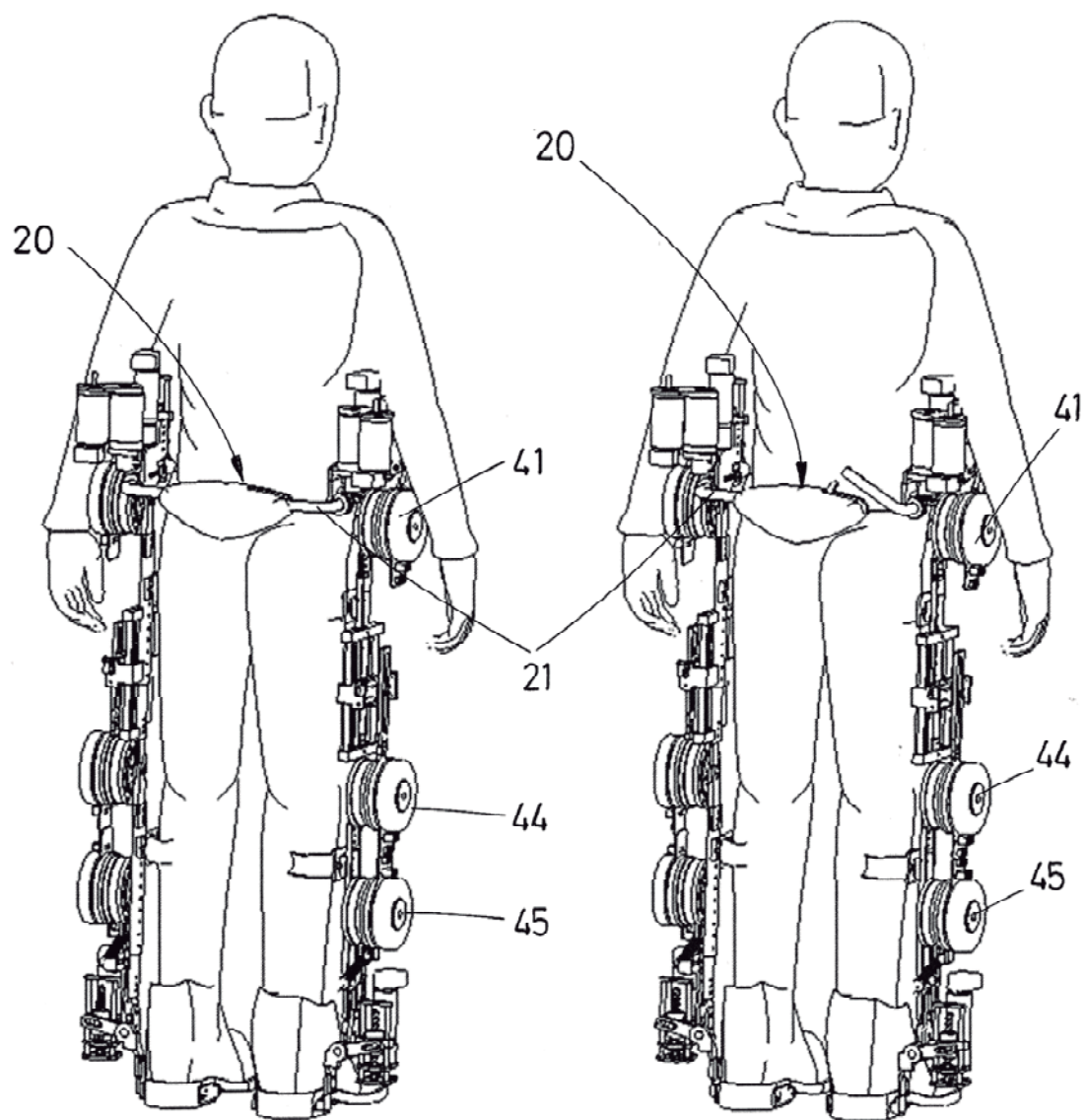


FIG.4A

FIG.4B

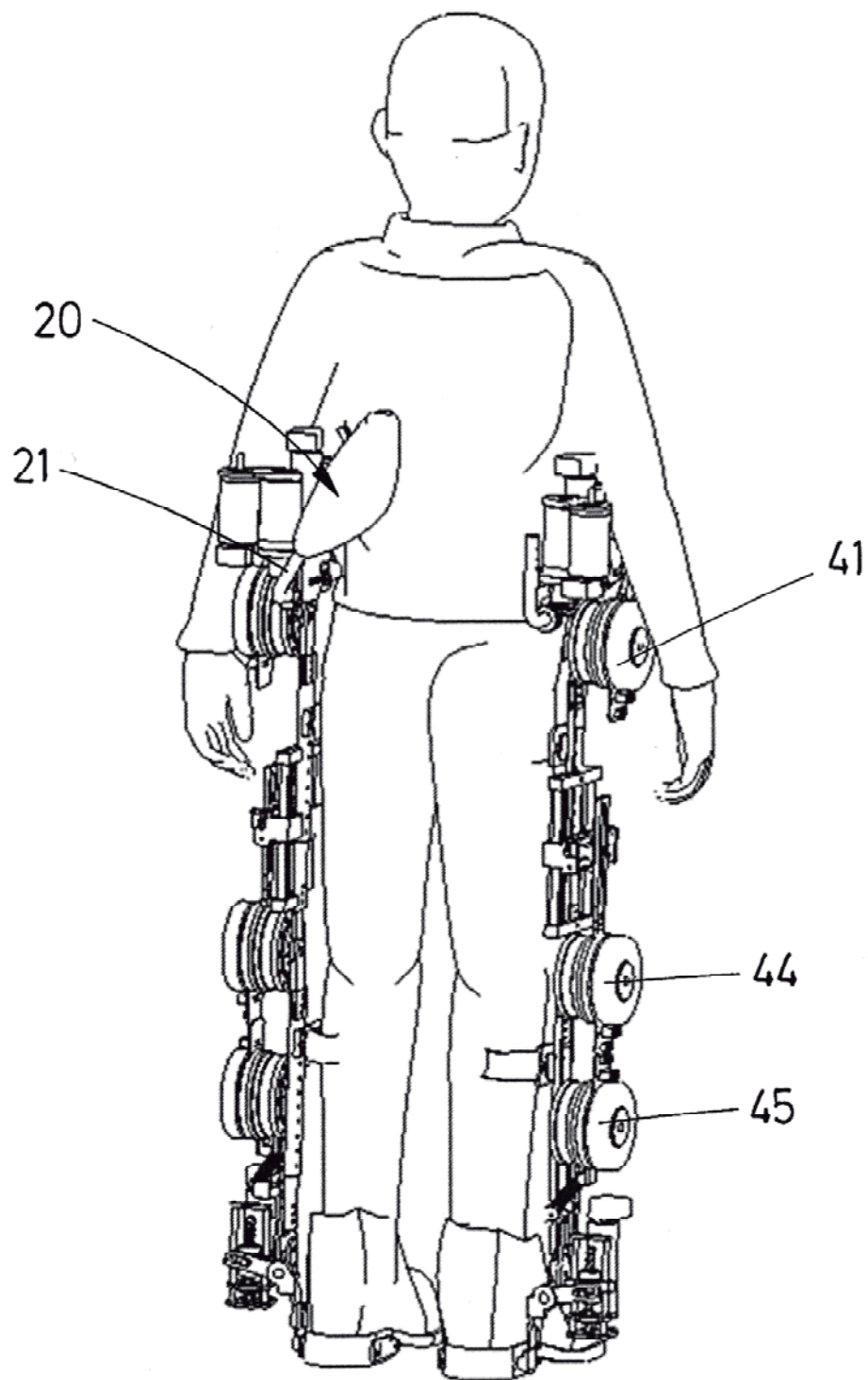


FIG.4C

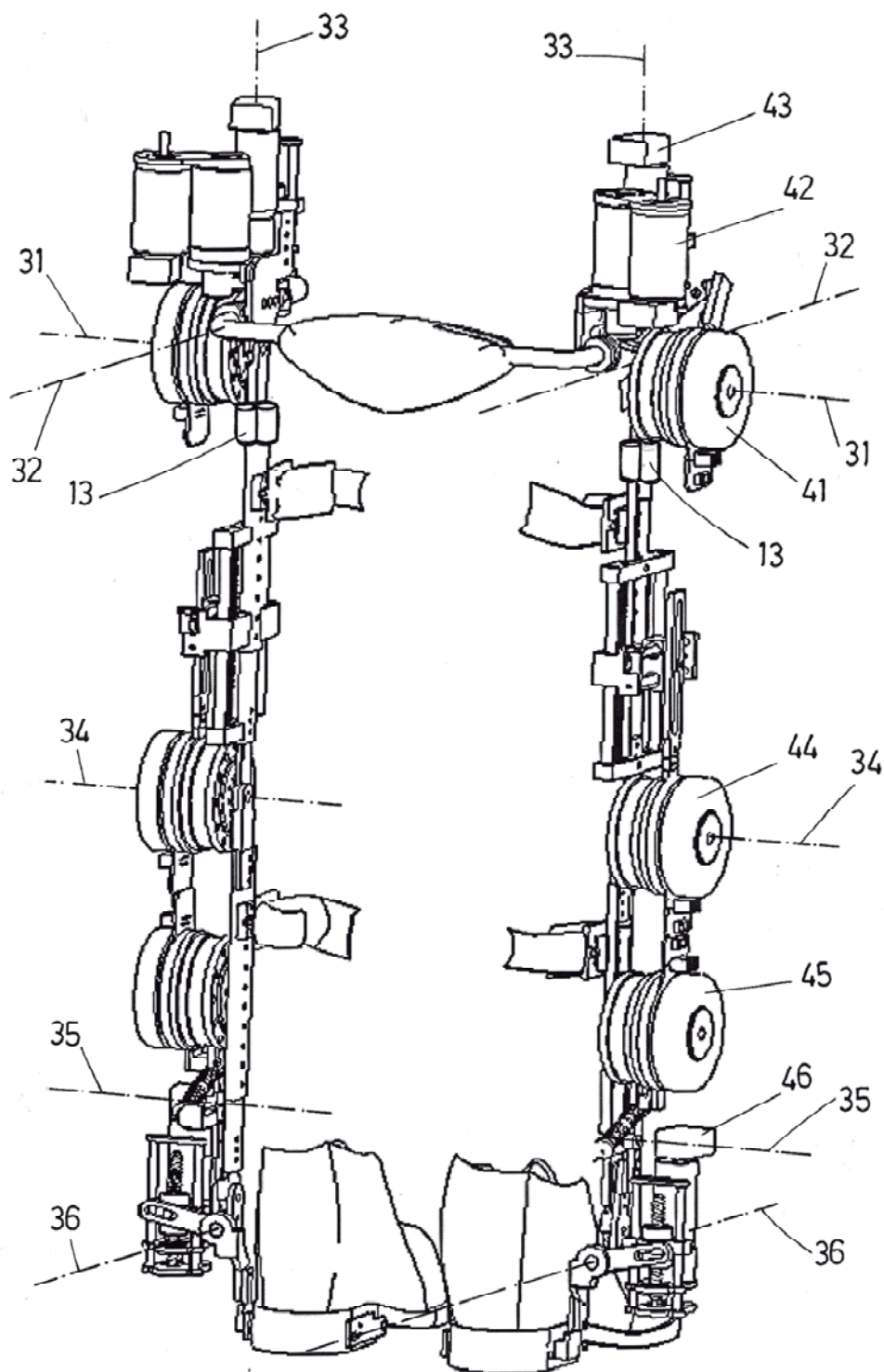


FIG.5

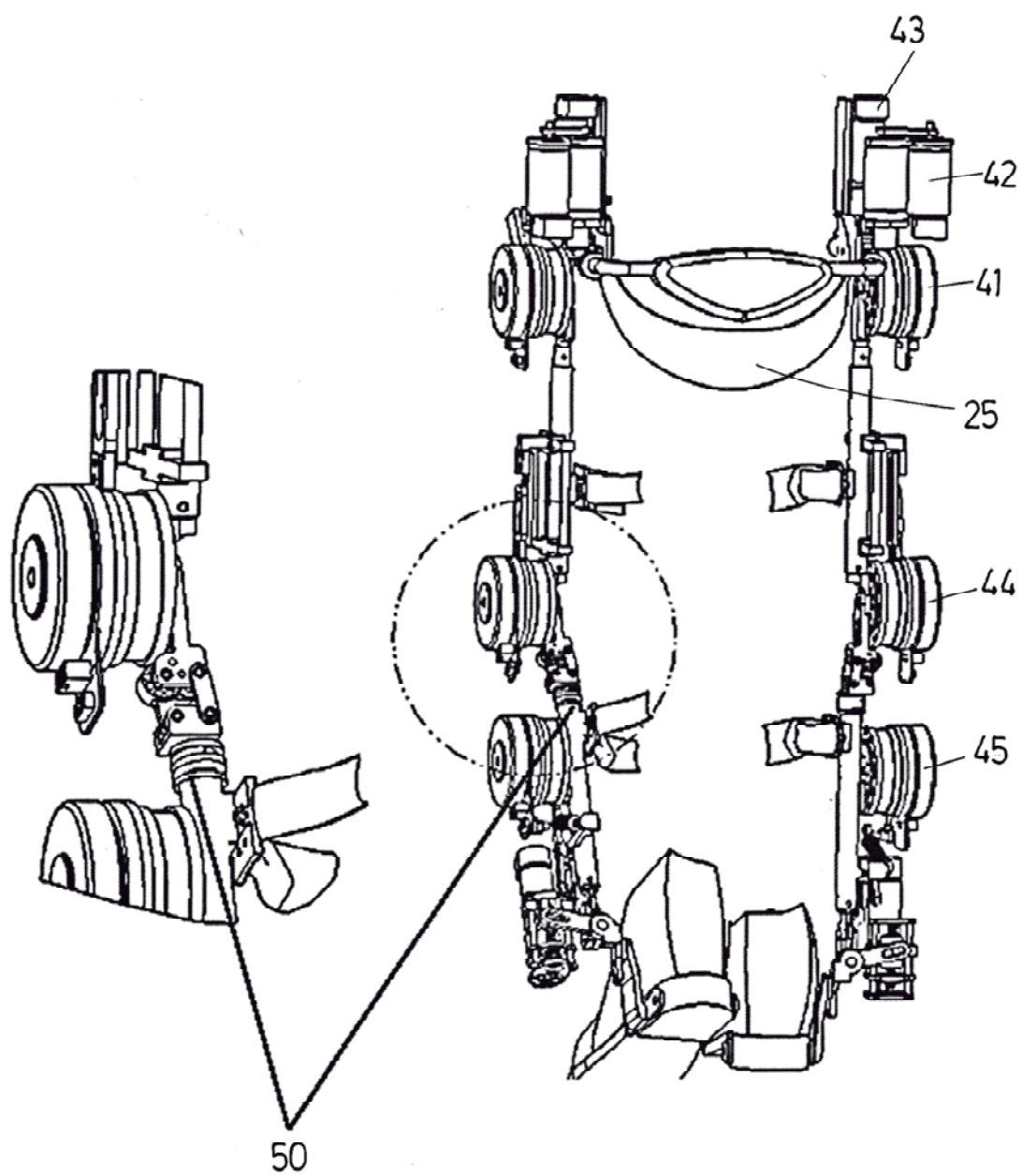


FIG.6A

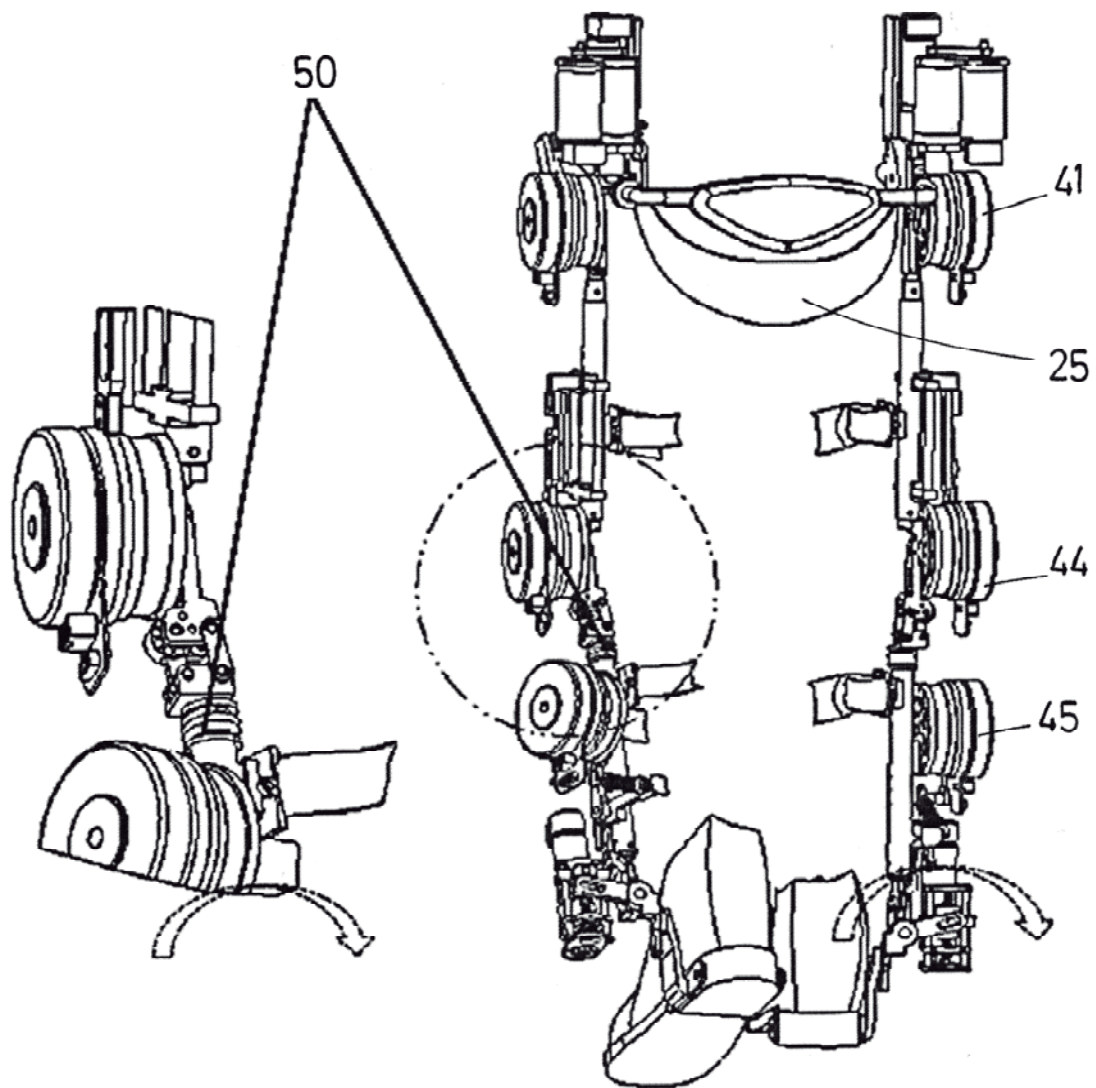


FIG.6B

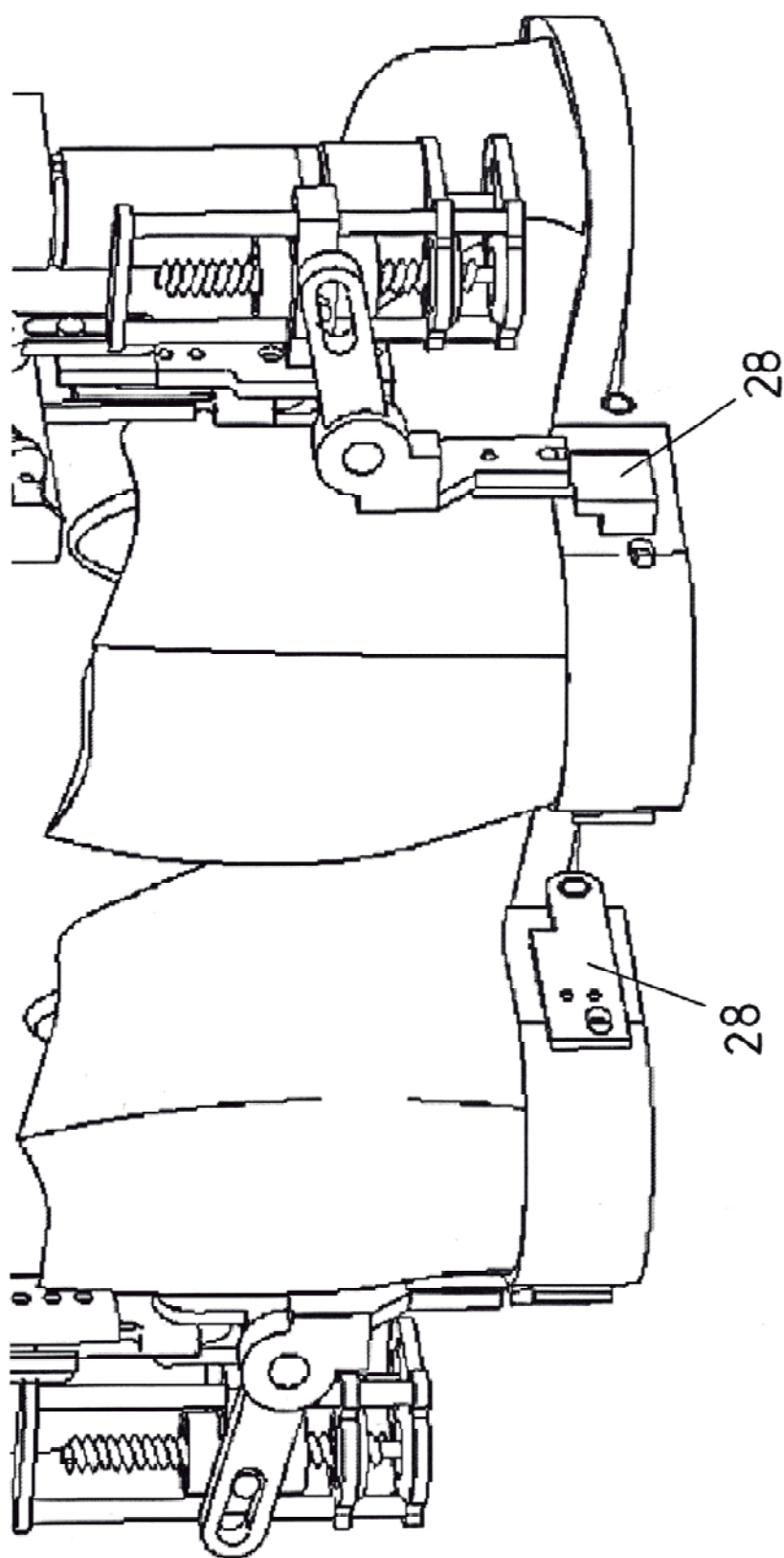
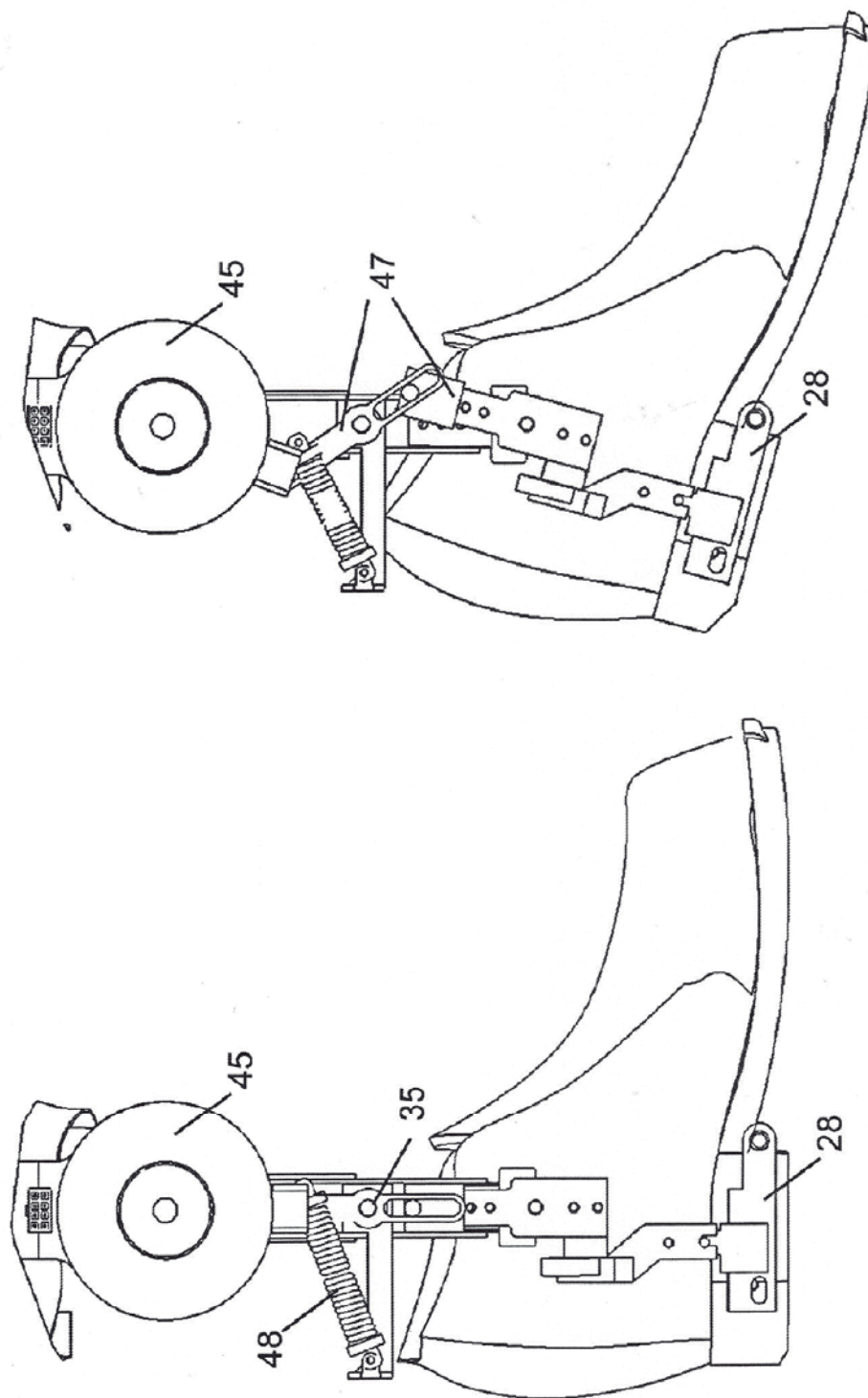


FIG. 7A



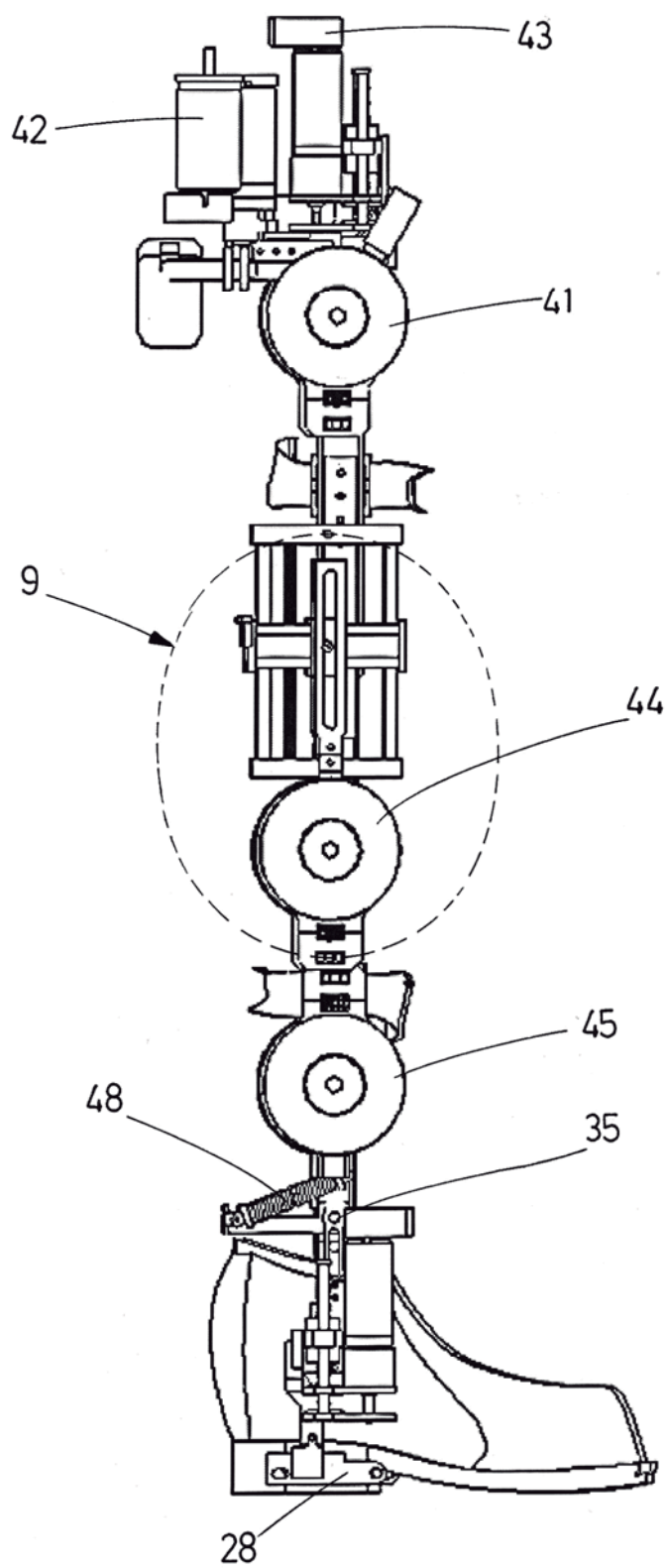


FIG.8

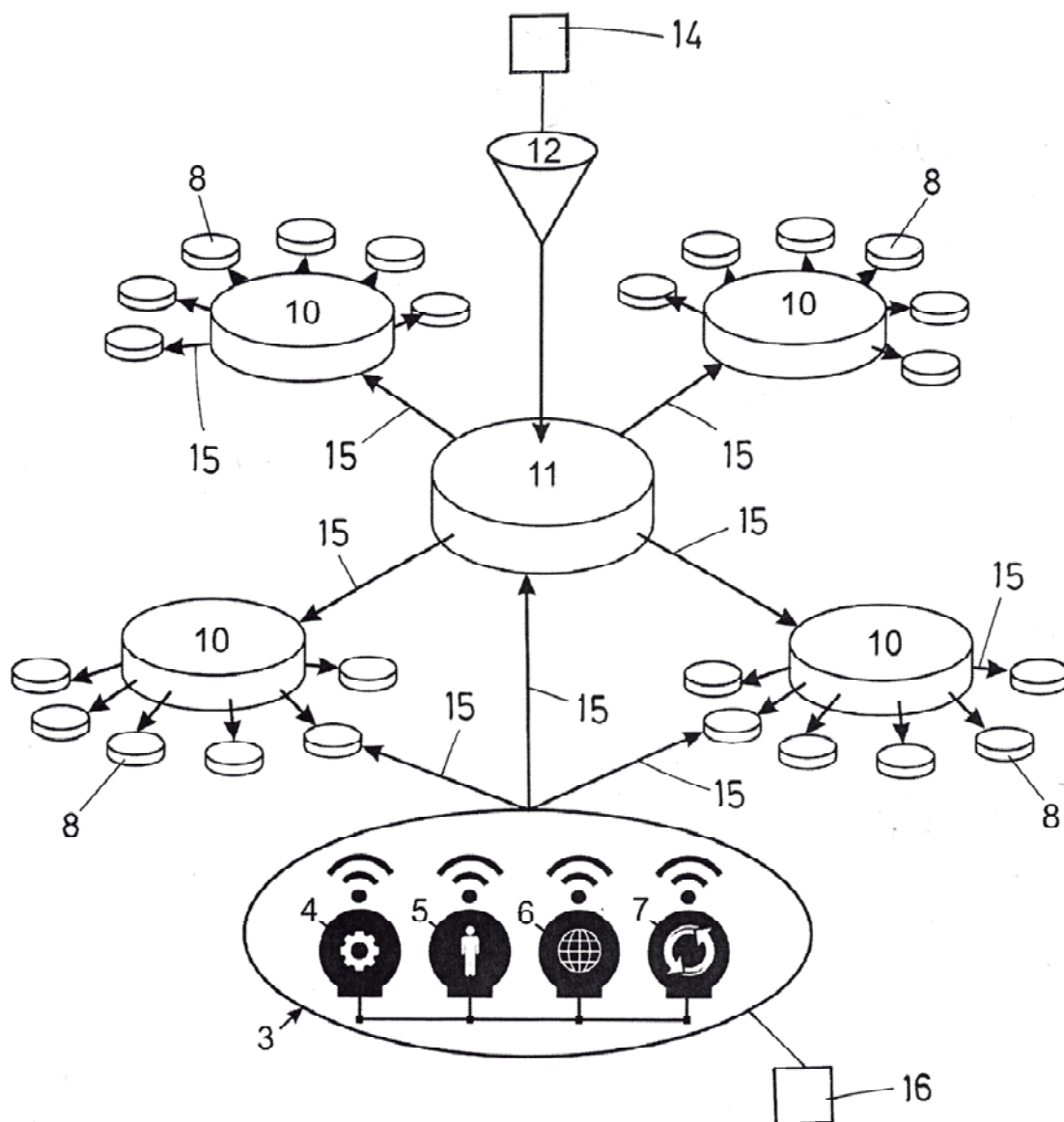


FIG.9

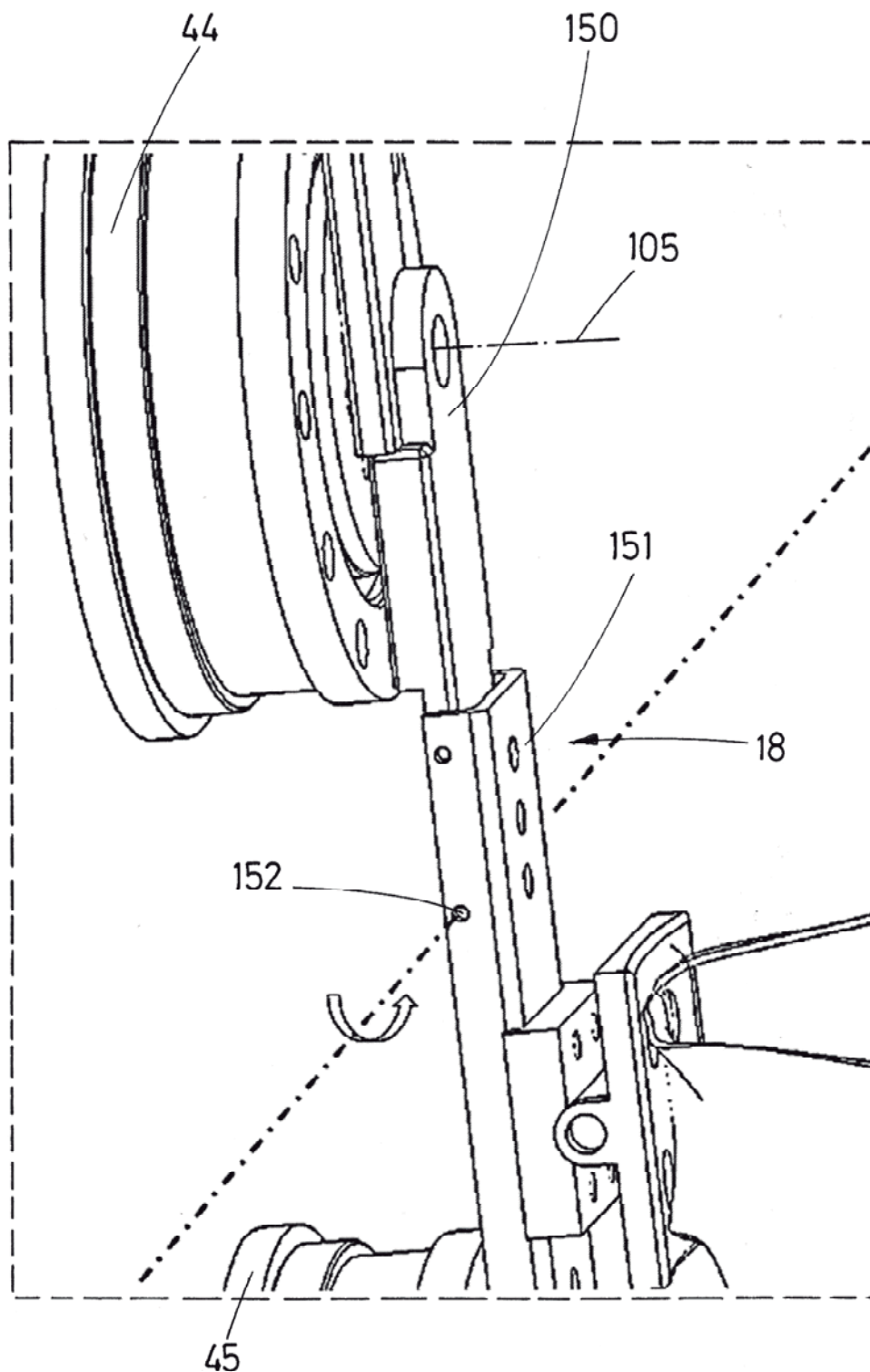


FIG.10A

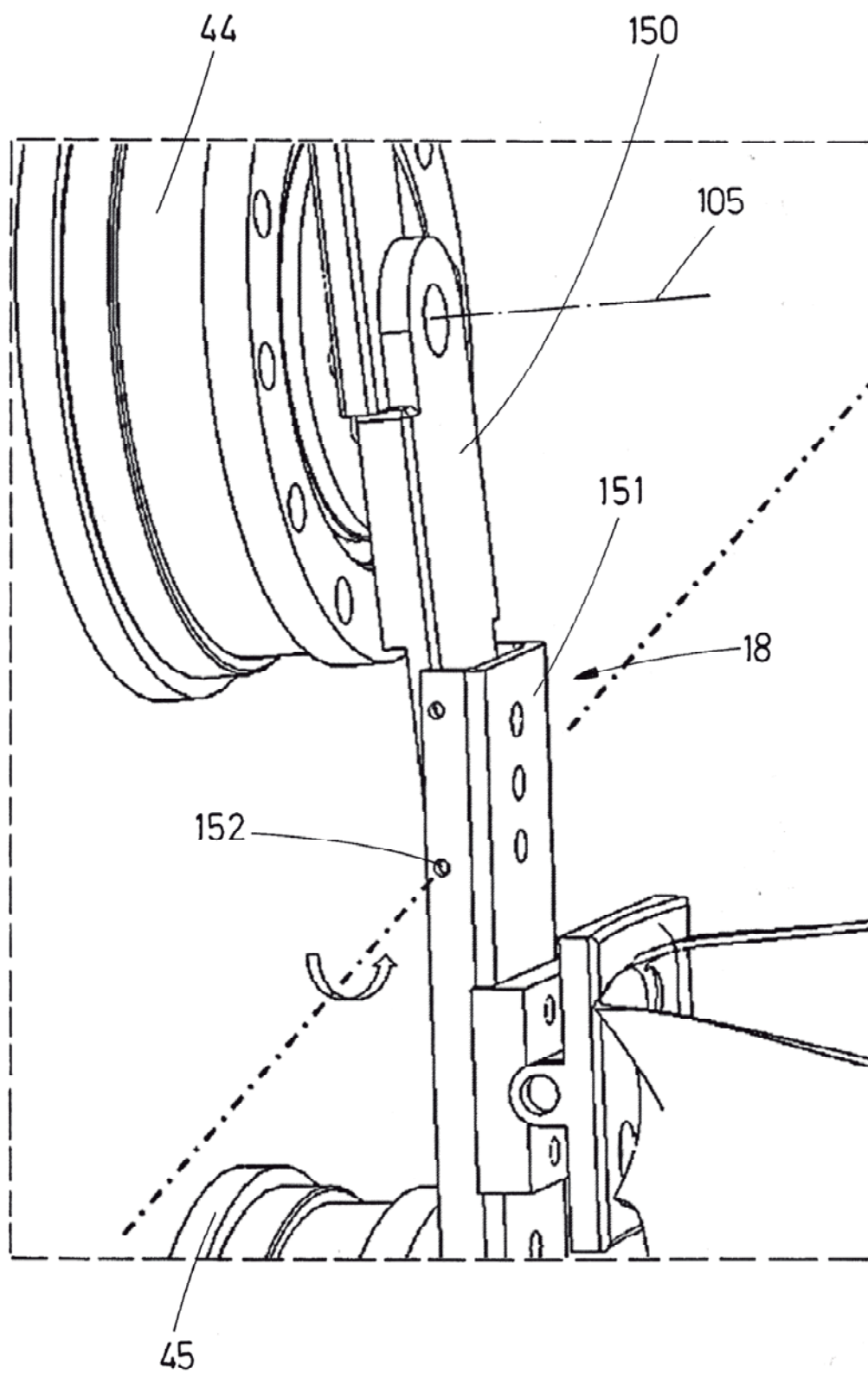


FIG.10B

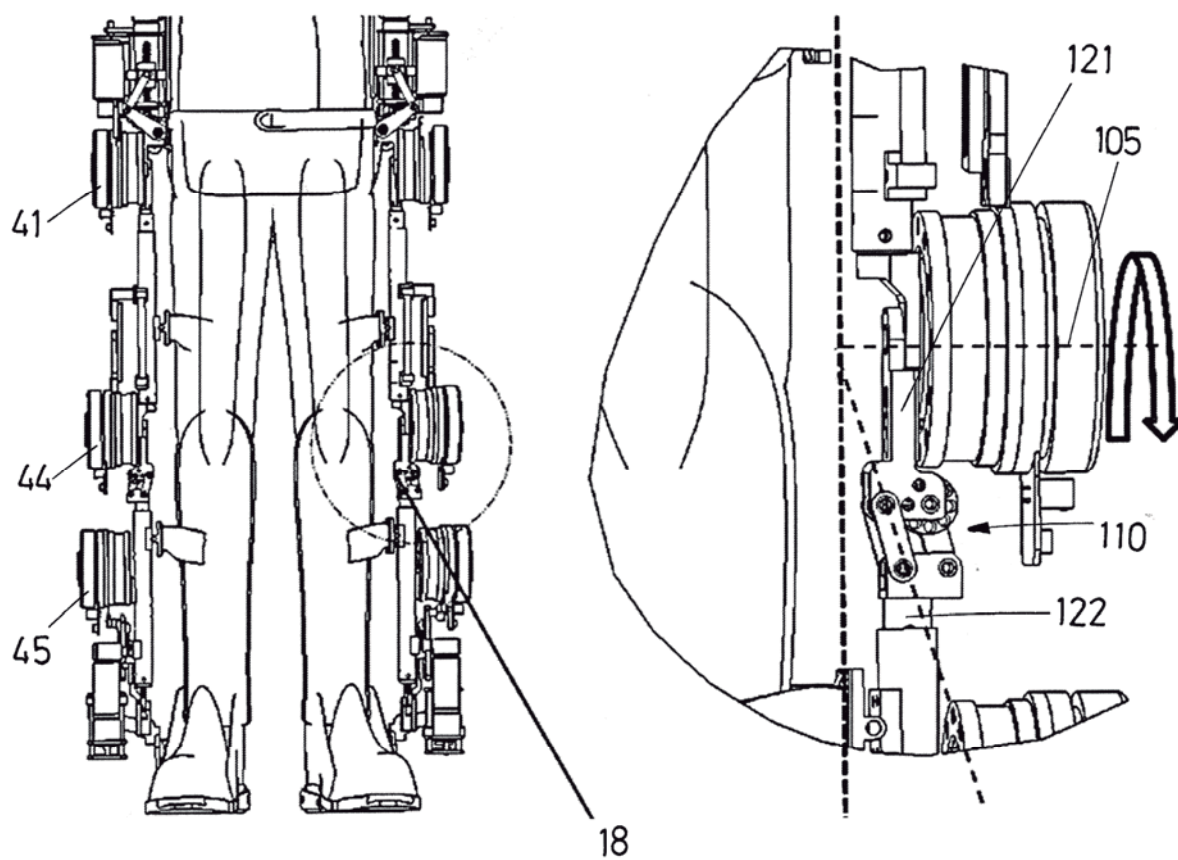


FIG.11A

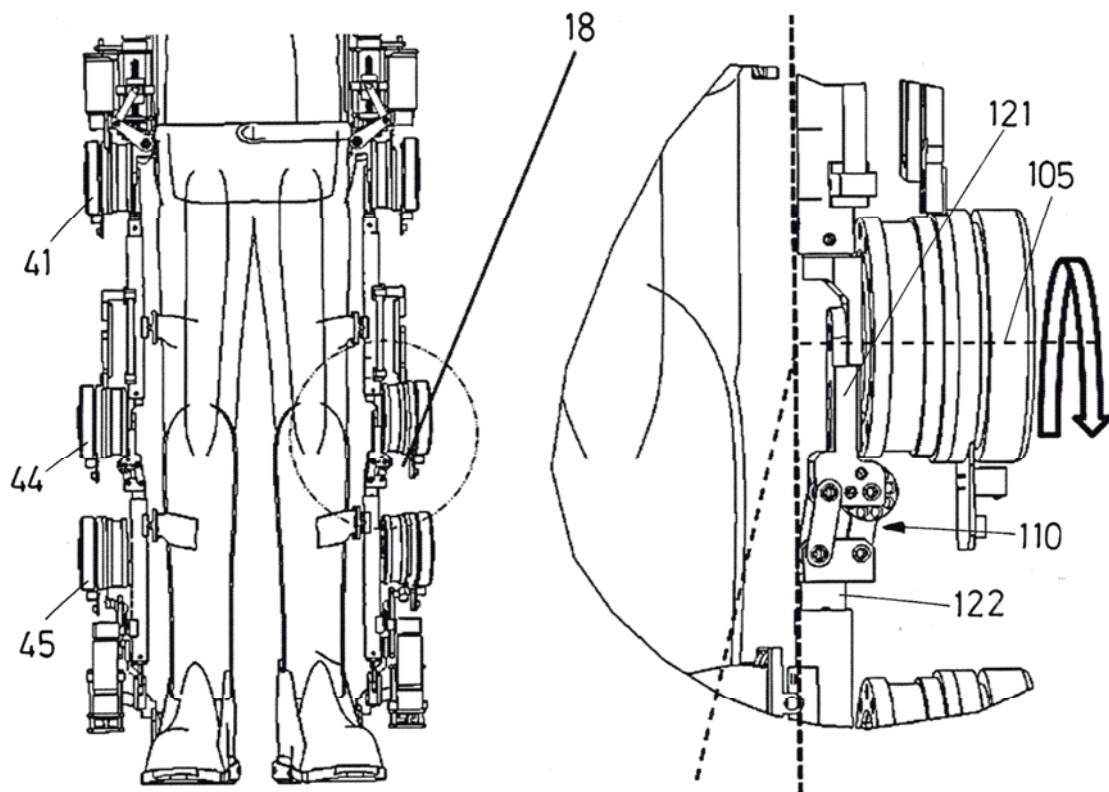


FIG.11B