

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 773 853**

51 Int. Cl.:

A61H 1/02 (2006.01)

A61H 3/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **17.06.2013 PCT/US2013/046107**

87 Fecha y número de publicación internacional: **19.12.2013 WO13188868**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **17.06.2013 E 13734885 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **08.01.2020 EP 2861198**

54 Título: **Dispositivo de asistencia al movimiento**

30 Prioridad:

15.06.2012 US 201261660286 P

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

15.07.2020

73 Titular/es:

**VANDERBILT UNIVERSITY (100.0%)
305 Kirkland Hall, 2201 West End Avenue
Nashville, Tennessee 37240, US**

72 Inventor/es:

**GOLDFARB, MICHAEL y
MURRAY, SPENCER**

74 Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

ES 2 773 853 T3

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

DESCRIPCIÓN

Dispositivo de asistencia al movimiento

Referencia cruzada a solicitudes relacionadas

5 Esta aplicación reivindica prioridad y el beneficio de la solicitud de patente provisional de EE.UU. n.º 61/660.286, presentada el 15 de Junio de 2012 y titulada "EXOSKELETON CONTROL METHOD".

Campo de la invención

La presente invención se refiere al campo de los dispositivos de asistencia motorizados y, más específicamente, a los dispositivos y procedimientos de asistencia motorizados.

Antecedentes

10 Aproximadamente 800.000 personas en EE. UU. sufren apoplejía cada año, de las cuales aproximadamente 660.000 (83 %) sobreviven. De la población sobreviviente, los estudios sugieren que aproximadamente el 60 % (casi 400.000) tienen déficit motor de las extremidades inferiores en las etapas agudas de recuperación. De esta población, los estudios sugieren que aproximadamente la mitad (es decir, 200.000) no pueden caminar sin ayuda seis meses después de la apoplejía. La incapacidad para caminar sin ayuda tiene un impacto obvio en la independencia de un individuo y en la capacidad de vivir en comunidad y, por tanto, en la calidad de vida. De forma similar, el equilibrio deteriorado y la capacidad de caminar comprometida incrementan la incidencia de caídas y las fracturas resultantes.

15 En un esfuerzo por mejorar los resultados de movilidad para la población de personas con déficit de movilidad después de una apoplejía, se ha empleado el entrenamiento en cinta sin fin con soporte de peso corporal (BWSTT). En esta intervención, una parte del peso corporal de un paciente se suspende sobre una cinta sin fin a través de un punto de suspensión superior, mientras que uno o más terapeutas manipulan partes del cuerpo de un paciente, más comúnmente la extremidad inferior, para emular el caminar y de este modo facilitar su recuperación. Se han llevado a cabo varios estudios que investigan la eficacia del BWSTT para la recuperación después de la apoplejía, incluidos. No existe un acuerdo general en estos estudios con respecto a la eficacia del BWSTT, en relación con las intervenciones convencionales de fisioterapia, aunque un cierto número de ellos sugiere que el BWSTT no proporciona un beneficio claro en relación con la terapia convencional. Para proporcionar un entrenamiento locomotor similar al BWSTT con menos terapeutas y quizás una mayor consistencia, se han desarrollado versiones robóticas de BWSTT, que mantienen la cinta sin fin y el sistema de suspensión del peso corporal, pero reemplazan la manipulación manual de las piernas por manipulación robótica. Al igual que el BWSTT asistido manualmente (MA), los sistemas de BWSTT asistidos por robot (RA) también han sido objeto de estudios recientes que comparan su eficacia con la terapia convencional. Al igual que los estudios MA-BWSTT, no existe un acuerdo general con respecto a la eficacia, aunque varios estudios sugieren que los beneficios del RA-BWSTT en relación con la terapia convencional no están claros.

20 En un esfuerzo por mejorar los resultados de movilidad para la población de personas con déficit de movilidad después de una apoplejía, se ha empleado el entrenamiento en cinta sin fin con soporte de peso corporal (BWSTT). En esta intervención, una parte del peso corporal de un paciente se suspende sobre una cinta sin fin a través de un punto de suspensión superior, mientras que uno o más terapeutas manipulan partes del cuerpo de un paciente, más comúnmente la extremidad inferior, para emular el caminar y de este modo facilitar su recuperación. Se han llevado a cabo varios estudios que investigan la eficacia del BWSTT para la recuperación después de la apoplejía, incluidos. No existe un acuerdo general en estos estudios con respecto a la eficacia del BWSTT, en relación con las intervenciones convencionales de fisioterapia, aunque un cierto número de ellos sugiere que el BWSTT no proporciona un beneficio claro en relación con la terapia convencional. Para proporcionar un entrenamiento locomotor similar al BWSTT con menos terapeutas y quizás una mayor consistencia, se han desarrollado versiones robóticas de BWSTT, que mantienen la cinta sin fin y el sistema de suspensión del peso corporal, pero reemplazan la manipulación manual de las piernas por manipulación robótica. Al igual que el BWSTT asistido manualmente (MA), los sistemas de BWSTT asistidos por robot (RA) también han sido objeto de estudios recientes que comparan su eficacia con la terapia convencional. Al igual que los estudios MA-BWSTT, no existe un acuerdo general con respecto a la eficacia, aunque varios estudios sugieren que los beneficios del RA-BWSTT en relación con la terapia convencional no están claros.

25 Las intervenciones de BWSTT ofrecen poco entrenamiento de equilibrio estático o dinámico. En el caso del RA-BWSTT, la necesidad de equilibrio se elimina casi por completo de la actividad de locomoción, mientras que en el caso del MA-BWSTT, la necesidad de equilibrio está en gran medida ausente. En ambos casos, el soporte del peso corporal suspendido es un efecto sustancialmente estabilizador y, en el caso específico del RA-BWSTT, el movimiento del tronco está restringido cinemáticamente a lo largo de un conjunto reducido de ejes de movimiento. La presencia de fuerzas sustancialmente estabilizadoras, además de las restricciones cinemáticas, impide significativamente el desarrollo del equilibrio durante dicho entrenamiento.

30 El hecho de que no se requiere equilibrio para el BWSTT es, de hecho, un activo importante en las primeras fases de la intervención terapéutica para la rehabilitación de la marcha. La mayoría de las personas del mundo de la rehabilitación está de acuerdo en que la intervención temprana puede proporcionar beneficios terapéuticos sustanciales, y muchos sostienen que los sistemas de BWSTT permiten una intervención terapéutica más temprana de lo que de otro modo sería posible con la terapia convencional. A pesar de esto, a medida que los pacientes desarrollan una mayor fuerza, la estabilización artificial presente en las intervenciones por BWSTT la rehabilitación del equilibrio, que necesariamente implica el movimiento del cuerpo en el espacio, el movimiento sin obstáculos del tronco y las extremidades superiores e inferiores, y la colocación apropiada de cada uno de los pies para garantizar la estabilidad dinámica. La integración y coordinación de estos movimientos con los sistemas vestibulares y propioceptivos, de acuerdo con la física (es decir, la dinámica) de la locomoción, es una respuesta aprendida que es esencial para una marcha segura.

35 El documento de patente US7.390.309 B2 divulga un procedimiento para obtener pares de asistencia que se aplicarán a las articulaciones de las piernas a través del control de compensación de gravedad en un sistema de asistencia humana, y un sistema de asistencia humana con control de compensación de gravedad.

Resumen

La invención se define por el contenido de las reivindicaciones.

Los modos de realización de la invención se refieren a una metodología de control, y dispositivos a partir de ella, que ayudan a una persona eliminando las cargas energéticas del movimiento impuestas por la dinámica pasiva. El procedimiento de metodología de control preferentemente no intenta fomentar o proporcionar ningún movimiento. Más bien, la metodología de control se configura preferentemente para compensar activamente los efectos pasivos que un usuario debe superar para moverse. Específicamente, estos efectos pasivos incluyen, pero no se limitan a, las fuerzas necesarias para mover un cuerpo o una carga a favor de la gravedad, y las fuerzas de inercia necesarias para acelerar o desacelerar partes del cuerpo de un usuario, o la carga que se transporta. Otros efectos pasivos pueden incluir amortiguación y/o rigidez en las articulaciones de un usuario (por ejemplo, debido a contracturas). Un efecto pasivo se define como sigue: para un sistema que comienza en una configuración arbitraria, se mueve a través de una configuración arbitraria y regresa a la configuración original, un efecto pasivo no realizará ningún trabajo neto positivo en el sistema. Por ejemplo, para una masa que comienza en un punto dado en el espacio, se mueve a través de un campo gravitacional y, a continuación, regresa al punto de origen original, el campo gravitacional habrá realizado un trabajo neto cero en la masa y, por tanto, el sistema considera el efecto gravitacional como un efecto pasivo. Dado que el trabajo neto realizado en el sistema es cero en este caso, el campo de fuerza se considera un campo conservador. Si un objeto se moviera a través de un campo de amortiguación y regresara al punto de partida, la amortiguación habría realizado un trabajo negativo en el sistema y también se consideraría un efecto pasivo (en este caso, ya que el trabajo neto realizado en el sistema es negativo, este campo de fuerza se considera *estrictamente* pasivo). En el caso de que un sistema regrese a su configuración original y se haya realizado un trabajo neto positivo en el sistema, el efecto se consideraría activo (o no pasivo).

En un modo de realización preferente, la metodología de control intenta exclusivamente eliminar las barreras pasivas al movimiento, en lugar de complementar la intención del movimiento. Con esta metodología de control, el exoesqueleto preferentemente solo responde al movimiento, pero no puede causarlo. Por tanto, la metodología de control descrita en el presente documento permite que el exoesqueleto contribuya con potencia al movimiento, sin causar movimiento en ningún caso. Como tal, un beneficio sustancial del enfoque propuesto es que el exoesqueleto puede, en un modo de realización preferente, evitar ignorar la intención de movimiento del usuario.

La metodología de control se puede usar para eliminar de forma variable o selectiva las cargas pasivas. Por ejemplo, para un usuario que tiene un déficit de movimiento, pero aún tiene fuerza parcial, el enfoque se puede usar para eliminar una fracción de un conjunto de efectos pasivos (por ejemplo, puede eliminar la mitad de la carga gravitacional, en lugar de la carga completa). La cantidad de compensación pasiva se puede adaptar al usuario, en base a la información medida, tales como los patrones de marcha.

En el caso de un campo de fuerza conservador (como el impuesto por la gravedad), ascender el gradiente del campo requiere trabajo (es decir, generación de energía) por parte del sistema, mientras que descender el gradiente del campo devuelve este trabajo al sistema. En el caso del exoesqueleto, en lugar de compensar en todo momento los campos de fuerza conservadores, el procedimiento de control puede compensar selectivamente durante las porciones de generación de energía del movimiento (es decir, compensar solo mientras asciende el gradiente del campo). De esta manera, el exoesqueleto elimina la carga de generación de energía del usuario, pero le permite beneficiarse de las porciones de movimiento que son ayudadas por los campos conservadores. Dado que el cuerpo, en general, contiene múltiples segmentos, y que la dirección del gradiente de energía para diferentes segmentos puede variar, el modo de realización preferente para el enfoque de control es determinar el gradiente de energía a nivel articular, usando el signo y la magnitud potencial del producto del par de control de la articulación y la velocidad angular de la articulación para determinar si el gradiente es positivo o negativo. En el caso de que el gradiente de energía a nivel articular sea positivo (es decir, la articulación trabaja contra la gravedad), el sistema puede proporcionar cierto grado de compensación de gravedad en la articulación. En el caso de que el gradiente de energía a nivel articular sea negativo (es decir, la articulación trabaja a favor de la gravedad), el sistema no necesita proporcionar compensación de la gravedad. En algunos modos de realización, cuando se mueve con el gradiente de energía (es decir, a favor de la gravedad), el exoesqueleto puede proporcionar una cantidad prescrita de amortiguación a nivel articular.

En un primer modo de realización se proporciona un procedimiento para el control de un exoesqueleto que incluye al menos una articulación motorizada asociada con las extremidades inferiores de un usuario. El procedimiento incluye estimar una configuración de un cuerpo del usuario asociada con el exoesqueleto con respecto a un vector de gravedad y calcular un primer par de control para la al menos una articulación motorizada que compense al menos parcialmente la dinámica gravitacional del usuario en base a la configuración. El procedimiento también incluye el cálculo de un gradiente de energía gravitacional para la al menos una articulación motorizada, atenuar el primer par de control basado al menos en el gradiente de energía gravitacional para producir un segundo par de control y aplicar un par de control final en la al menos una articulación motorizada, estando el par de control final basado, al menos en parte, en el segundo par de control.

El procedimiento también puede incluir el cálculo de un tercer par de control para la al menos una articulación motorizada que compense sustancialmente la dinámica gravitacional del exoesqueleto, donde el par de control final es una suma del segundo par de control y el tercer par de control.

En el procedimiento, el cálculo del gradiente de energía gravitacional en la al menos una articulación puede incluir determinar un producto del primer par de control y una velocidad angular de articulación medida de la al menos una articulación motorizada.

En el procedimiento, la estimación de la configuración puede incluir la utilización de al menos uno de un giroscopio o un acelerómetro para determinar la orientación de diferentes segmentos del cuerpo. La estimación de la configuración puede incluir además la detección de ángulos articulares del exoesqueleto.

5 La estimación de la configuración puede incluir además determinar si el usuario se encuentra en una fase de soporte único o de soporte doble. En respuesta a la determinación de que las extremidades inferiores se encuentran en una fase de soporte único, el procedimiento puede incluir calcular el primer par de control para una pierna oscilante de las extremidades inferiores para compensar al menos parcialmente el peso de la pierna oscilante en relación con una cadera del usuario y calcular el primer par de control para una pierna de soporte de las extremidades inferiores para compensar al menos parcialmente el peso del cuerpo. En respuesta a la determinación de que las extremidades inferiores están en una fase de doble soporte, el procedimiento puede incluir calcular el primer par de control para las extremidades inferiores para compensar al menos parcialmente el peso del cuerpo.

15 En el procedimiento se puede seleccionar el primer par de control para proporcionar diferentes cantidades de compensación parcial de gravedad para cada una de las extremidades inferiores. Además, el primer par de control para una de las extremidades inferiores se puede seleccionar para que sea cero. Además, se puede seleccionar una cantidad de compensación proporcionada por el primer par de control para que sea diferente para cada una de la fase de soporte único y la fase de soporte doble.

20 En el procedimiento, una transición de las extremidades inferiores entre la fase de soporte único y la fase de soporte doble se puede basar en mediciones de al menos uno de un sensor de carga, un giroscopio o un acelerómetro. Por ejemplo, la transición entre la fase de soporte único y la fase de soporte doble se puede detectar cuando las mediciones indican una aceleración sustancial en la pierna oscilante a lo largo de la dirección del impacto en el suelo. Además, la transición entre la fase de soporte único y la fase de soporte doble se detecta cuando la medición indica un cambio en la dirección de la velocidad angular del segmento de pantorrilla de la pierna oscilante. Además, una transición de las extremidades inferiores entre la fase de soporte único y la fase de soporte doble se puede basar en un cambio en al menos una de la dirección o en la magnitud de la velocidad angular de al menos un segmento de una pierna oscilante.

25 En el procedimiento se puede determinar una cantidad de compensación durante la fase de soporte único en base a un movimiento medido de las extremidades inferiores. Por ejemplo, la cantidad de compensación para una primera pierna de las extremidades inferiores se puede basar, al menos en parte, en el movimiento medido de la segunda pierna de las extremidades inferiores. Además, la cantidad de compensación se puede basar en la diferencia entre el movimiento medido del primer tramo y el movimiento de medición del segundo tramo.

30 El procedimiento también puede incluir el ajuste de una cantidad de amortiguación para la al menos una articulación motorizada.

35 En un segundo modo de realización se proporciona un medio legible por ordenador que tiene almacenado en el mismo un programa informático ejecutable en un dispositivo informático. El programa informático puede incluir una pluralidad de secciones de código para realizar cualquiera de los procedimientos descritos anteriormente con respecto al primer modo de realización.

40 En un tercer modo de realización se proporciona un sistema de control para controlar un exoesqueleto que incluye al menos una articulación motorizada asociada con las extremidades inferiores de un usuario y una pluralidad de sensores asociados con las extremidades inferiores. El sistema de control incluye una interfaz de sensor para recibir señales de sensor de la pluralidad de sensores, una interfaz de alimentación para transmitir señales de control a la al menos una articulación motorizada, y un procesador acoplado comunicativamente a la interfaz de sensor y a la interfaz de alimentación. El sistema de control también incluye un medio legible por ordenador que tiene almacenado en el mismo un programa informático ejecutable en el procesador.

45 El programa informático incluye secciones de código para estimar una configuración de un cuerpo del usuario asociado con el exoesqueleto con respecto a un vector de gravedad basado en las señales del sensor en la interfaz del sensor y calcular un primer par de control para la al menos una articulación motorizada que compense, al menos parcialmente, la dinámica gravitacional del usuario en base a la configuración. El programa informático también incluye secciones de código para calcular un gradiente de energía gravitacional para la al menos una articulación motorizada y atenuar el primer par de control basado al menos en el gradiente de energía gravitacional para producir un segundo par de control. Además, el programa informático también incluye secciones de código para calcular un par de control final basado, al menos en parte, en el segundo par de control y configurar las señales de control en la interfaz de alimentación para provocar que el par de control final se aplique a la al menos una articulación motorizada.

50 El programa informático puede incluir además secciones de código para calcular un tercer par de control para la al menos una articulación motorizada que compense sustancialmente la dinámica gravitacional del exoesqueleto y las secciones de código para calcular el par final pueden incluir secciones de código para seleccionar que una suma del segundo par de control y el tercer par de control sea el par de control final.

55 Además, el programa informático puede incluir secciones de código para realizar cualquiera de los procedimientos descritos anteriormente con respecto al primer modo de realización.

Breve descripción de los dibujos

- FIG. 1 ilustra esquemáticamente las variables y constantes asociadas con la locomoción;
- FIG. 2 ilustra esquemáticamente las diferentes fases o estados durante la marcha;
- 5 FIG. 3 es un diagrama de flujo de etapas de un procedimiento ejemplar para operar un exoesqueleto de acuerdo con los diversos modos de realización.
- FIG. 4A muestra una vista frontal de un exoesqueleto que se puede usar con la metodología de control de los diversos modos de realización;
- FIG. 4B muestra una vista lateral del exoesqueleto mostrado en la FIG. 4A;
- FIG. 4C muestra una vista isométrica del exoesqueleto mostrado en la FIG. 4A;
- 10 FIG. 5A muestra una vista en corte parcial de una porción del exoesqueleto mostrado en la FIG. 4A;
- FIG. 5B es una vista detallada en despiece de la sección B de la FIG. 5A;
- FIG. 6 es un diagrama funcional de un sistema integrado y distribuido ejemplar para un exoesqueleto de acuerdo con los diversos modos de realización;
- FIG. 7 ilustra a un usuario con un exoesqueleto configurado de acuerdo con los diversos modos de realización;
- 15 FIG. 8 es un gráfico de la longitud del paso para las piernas afectada y no afectada con niveles variables de asistencia.
- FIG. 9A es un gráfico de la trayectoria del pie para diversos niveles de asistencia;
- FIG. 9B es un gráfico de la trayectoria del pie promedio para diversos niveles de asistencia para los datos de la FIG. 9A;
- FIG. 10A es un gráfico del ángulo de la rodilla en función del porcentaje de ciclo de la marcha para diversos niveles de asistencia; y
- 20 FIG. 10B es una gráfica del ángulo de la cadera en función del porcentaje de ciclo de la marcha para diversos niveles de asistencia.

Descripción detallada

La presente invención se describe con referencia a las figuras adjuntas, en las que se usan números de referencia similares en todas las figuras para designar elementos similares o equivalentes. Las figuras no están dibujadas a escala y se proporcionan simplemente para ilustrar la presente invención. A continuación se describen varios aspectos de la invención con referencia a ejemplos de aplicaciones para ilustración. Se debe entender que numerosos detalles específicos, relaciones y procedimientos se establecen para proporcionar una comprensión completa de la invención. Sin embargo, un experto en la técnica relevante reconocerá fácilmente que la invención se puede practicar sin uno o más de los detalles específicos o con otros procedimientos. En otros casos, las estructuras u operaciones bien conocidas no se muestran en detalle para evitar complicar la invención. La presente invención no está limitada por el orden ilustrado de actos o eventos, ya que algunos actos pueden ocurrir en diferentes órdenes y/o simultáneamente con otros actos o eventos. Además, no se requieren todos los actos o eventos ilustrados para implementar una metodología de acuerdo con la presente invención.

Como se indica anteriormente, una de las limitaciones de las terapias existentes para caminar después de una apoplejía es la falta de entrenamiento del equilibrio. En vista de estas limitaciones, los autores de la presente invención proponen un nuevo sistema y procedimiento de control para un exoesqueleto que consiste en un exoesqueleto para miembros inferiores y exoesqueletos a partir del mismo. El nuevo sistema y procedimiento de control facilitan el entrenamiento locomotor sobre el suelo para personas con apoplejía subaguda. Principalmente, un exoesqueleto configurado de acuerdo con los diversos modos de realización está destinado a personas con suficiente fuerza y coordinación para realizar marcha asistida, que se caracteriza por una puntuación de marcha según medida de independencia funcional (FIM) nominal en el intervalo de tres a cinco, aunque tal vez de tan solo dos. Los pacientes con puntuaciones FIM más bajas (por ejemplo, uno o dos) pueden requerir, al menos inicialmente, otras intervenciones, tales como BWSTT o terapia convencional, hasta que hayan recuperado suficiente fuerza y coordinación para realizar marcha asistida utilizando un exoesqueleto de acuerdo con los diversos modos de realización. Aunque el uso de exoesqueletos de acuerdo con los diversos modos de realización se describirá principalmente con respecto al uso independiente o aislado, dicho dispositivo también se puede usar para complementar otras terapias y puede ayudar a proporcionar una atención continua a las personas en etapas subagudas de recuperación tras una apoplejía.

Los términos "exoesqueleto" o "sistema de exoesqueleto", como se usan en el presente documento, se refieren a cualquier tipo de dispositivo que se pueda llevar o de otro modo acoplar a un usuario, donde el dispositivo se configura

para proporcionar energía para el movimiento de la una o más porciones del usuario.

Los exoesqueletos descritos en el presente documento están destinados principalmente para su uso en un gimnasio de fisioterapia bajo la supervisión de un fisioterapeuta capacitado. Además, estos exoesqueletos también están diseñados para su uso con un arnés de seguridad aéreo estándar basado en orugas (sin soporte de peso corporal), cuyo propósito es evitar caídas en caso de desequilibrio grave. Por tanto, al igual que las intervenciones por BWSTT, el entrenamiento locomotor sobre el suelo facilitará el desarrollo progresivo de fuerza y coordinación. Sin embargo, a diferencia del BWSTT, el entrenamiento sobre el suelo usando exoesqueletos de acuerdo con los diversos modos de realización requiere un equilibrio dinámico y, por lo tanto (junto con el desarrollo progresivo de la fuerza), facilita simultáneamente el desarrollo del equilibrio dinámico. Por tanto, en contraste con BWSTT, este uso de exoesqueletos de acuerdo con los diversos modos de realización puede desarrollar fuerza y coordinación en el usuario, mientras que también ayuda al usuario a desarrollar el equilibrio. Estos tres elementos son esenciales para una marcha segura.

Existen varias distinciones importantes entre la funcionalidad del BWSTT y la del entrenamiento sobre el suelo facilitado por exoesqueletos (es decir, entrenamiento sobre el suelo facilitado por exoesqueleto o EFOT) de acuerdo con los diversos modos de realización. Estas distinciones se enumeran como sigue.

Primero, un exoesqueleto de acuerdo con los diversos modos de realización proporciona soporte de peso corporal (BWS) desde el suelo, en lugar de desde un punto de suspensión superior. El primero conserva completamente la dinámica asociada con el equilibrio en la locomoción sobre el suelo, mientras que el segundo introduce una fuerza estabilizadora sustancial y artificial que impide el desarrollo progresivo del equilibrio durante la terapia.

Segundo, además de compensar (totalmente o) parcialmente el peso de la cabeza, los brazos y el tronco (HAT) durante la fase de apoyo, como es la norma en el BWSTT, un exoesqueleto de acuerdo con los diversos modos de realización se puede configurar para compensar adicionalmente el peso distribuido de los segmentos de las extremidades inferiores durante las fases de oscilación y apoyo de la marcha (es decir, el BWS se distribuye a nivel articular). Desde una perspectiva simplificada, el soporte de peso corporal desplaza esencialmente la carga gravitacional de HAT durante la fase de apoyo de la marcha, y desplaza la carga gravitacional de la pierna oscilante durante la fase de oscilación de la marcha. En algunos modos de realización, se puede proporcionar soporte de peso corporal por separado para HAT y para cada pierna. Por tanto, en lugar de soporte del peso corporal, la asistencia proporcionada por el exoesqueleto de acuerdo los diversos modos de realización se puede caracterizar con mayor exactitud como compensación del peso del segmento corporal.

Tercero, dado que el exoesqueleto proporciona soporte del peso corporal desde el suelo, el nivel de soporte puede ser diferente para las piernas afectadas y no afectadas. Cabría esperar, para la mayoría de las personas con hemiplejía, que la pierna no afectada requiera un soporte de peso corporal sustancialmente menor que la pierna afectada.

Cuarto, dado que el nivel de soporte de peso corporal se individualiza para cada pierna, y dado que el soporte de peso corporal tiene en cuenta el peso de las extremidades además del peso del tronco, el nivel de soporte de peso corporal se puede individualizar aún más dentro de cada fase de la marcha, de modo que el nivel de compensación en la fase de oscilación en general puede ser diferente del nivel de compensación de la fase de apoyo. Cabe señalar que la fase de apoyo requiere en gran medida el uso de grupos musculares extensores en la extremidad inferior, mientras que la fase de oscilación requiere en gran medida el uso de grupos flexores. Dado que el nivel de deterioro entre los dos grupos puede ser diferente, se puede suponer que la capacidad de proporcionar niveles adecuados de asistencia para cada grupo proporcionará un fortalecimiento progresivo más eficaz de las sinergias musculares respectivas.

Quinto, dado que durante algunas partes de la fase de oscilación de la marcha, la gravedad ayuda al movimiento de la extremidad inferior, las piernas de apoyo y oscilante se pueden compensar por separado. En algunos modos de realización, la compensación de la extremidad oscilante se puede activar solo durante las porciones de oscilación, cuando los músculos trabajan contra la gravedad. De esta manera, el exoesqueleto proporciona asistencia a los grupos musculares cuando se trabaja contra la gravedad, pero permite que el campo gravitacional ofrezca asistencia completa cuando se mueve a favor de la gravedad. Por tanto, la dinámica balística de la fase de oscilación se conserva esencialmente.

Sexto, a diferencia de los sistemas BWSTT, un exoesqueleto de acuerdo con los diversos modos de realización permite el movimiento sin restricciones a través del espacio (es decir, movimiento en planos sagital, sagital medio y frontal, y rotación en todos los planos). La coordinación de los sistemas sensoriales y motores requerida para el equilibrio durante la marcha sobre el suelo es claramente una tarea tridimensional y, por tanto, el desarrollo de dicho equilibrio requiere caminar en el espacio, no simplemente en un plano.

Séptimo, los exoesqueletos de acuerdo con los diversos modos de realización hacen que caminar sea mucho más fácil (dependiendo del nivel de compensación de peso del segmento corporal), sin mover de forma forzada las extremidades del paciente. Un beneficio de este enfoque es que el paciente no puede confiar en el exoesqueleto para iniciar o proporcionar movimiento (más bien, solo ayuda al movimiento generado por el paciente). Por tanto, el problema de la participación del paciente se simplifica, ya que el paciente no se moverá sin proporcionar el esfuerzo para hacerlo y, por lo tanto, el paciente debe participar activamente en la terapia en todo momento (es decir, si no se

involucra activamente, no se moverá).

Octavo, como en el BWSTT, el nivel de asistencia ofrecido por los exoesqueletos de acuerdo con los diversos modos de realización se controla con un (micro)ordenador y, por lo tanto, es fácilmente cambiable, y se espera que disminuya progresivamente en el transcurso de la intervención terapéutica, a medida que el paciente desarrolla mayor fuerza, coordinación y equilibrio.

Noveno, a diferencia del BWSTT, un exoesqueleto de acuerdo con los diversos modos de realización no requiere que el paciente camine a una velocidad constante (es decir, a una velocidad impulsada por una configuración de cinta sin fin). Por el contrario, el paciente determina completamente la velocidad de la marcha, aunque el terapeuta puede fomentar las velocidades de marcha objetivo según sea apropiado para la recuperación progresiva de la función.

Finalmente, a diferencia del BWSTT, un exoesqueleto de acuerdo con los diversos modos de realización se puede usar para terapias que impliquen una serie de actividades diferentes, incluyendo las transiciones de sentado a erguido y de erguido a sentado. Estas actividades tienen cabida en el mismo enfoque de asistencia de compensación de peso del segmento corporal usado en la fase de apoyo de la marcha (es decir, compensación parcial del peso de la cabeza, los brazos y el tronco). Otras actividades incluyen pendientes ascendentes o descendentes, bordillos o escaleras. Cabe señalar que la naturaleza de la asistencia sigue siendo la misma para todas estas actividades, aunque el alcance de la asistencia a la fase de apoyo frente a la fase de oscilación se puede modificar dependiendo de la actividad.

Aunque se han descrito controladores de asistencia para BWSTT asistida por robot, estos enfoques de control no necesitan tener en cuenta los efectos de las fuerzas correctivas sobre el equilibrio de un sujeto. En el caso del BWSTT, es común que los fisioterapeutas o los mecanismos robóticos impongan fuerzas correctivas o de asistencia en las piernas del paciente. Estas fuerzas, que están destinadas a fomentar el movimiento apropiado de marcha, son trastornos o perturbaciones eficaces con respecto a la capacidad del paciente para mantener el equilibrio. Dado que el BWSTT proporciona medios externos de estabilización, dichas perturbaciones son intrascendentes. Sin embargo, en el caso de EFOT, cualquier perturbación de magnitud suficiente para alterar la trayectoria de la pierna puede igualmente causar un desequilibrio. Cabe recordar que, para mantener la estabilidad durante la locomoción, el pie se debe colocar de modo que el punto de momento cero del paciente se encuentre dentro del polígono de soporte formado entre el paciente y el suelo. Por tanto, el desarrollo del equilibrio implica en gran medida colocar cada pie en el lugar "correcto" en el momento "correcto". Dada la relativa debilidad muscular de los pacientes en las etapas subagudas de recuperación tras una apoplejía, un exoesqueleto debe proporcionar asistencia al paciente (es decir, facilitar su marcha), sin interferir con la intención del movimiento. Como tal, los autores de la invención han desarrollado y construido un controlador de exoesqueleto que puede proporcionar una asistencia sustancial al movimiento sin introducir perturbaciones del equilibrio. El procedimiento de control permite que el exoesqueleto contribuya con potencia al movimiento, sin causar movimiento en ningún caso. Como tal, un beneficio sustancial del enfoque propuesto es que el exoesqueleto nunca puede ignorar la intención de movimiento de un usuario y, por tanto, no puede interferir con la colocación del pie del paciente.

Como se reconoce en el BWSTT, la carga principal impuesta sobre la extremidad inferior durante la marcha (y la marcha lenta en particular) es la carga gravitacional. Esto es, esencialmente, soportar el peso del cuerpo durante el apoyo y levantar el peso de la pierna durante la oscilación. Con una detección de inercia apropiada, un controlador de acuerdo con los diversos modos de realización puede compensar selectivamente las cargas impuestas por la gravedad. Este es un enfoque de control sustractivo más que proactivo. Específicamente, el controlador configura el exoesqueleto para facilitar el movimiento (casi sin esfuerzo en el caso de la compensación de gravedad completa) y no para generar movimiento o impedir el movimiento. Como se menciona anteriormente, en casos (como la fase de oscilación) en los que la gravedad ayuda al movimiento de las extremidades, el controlador se puede modificar fácilmente de modo que la compensación solo se proporcione durante los movimientos contra el gradiente de energía gravitacional.

Antes de analizar el funcionamiento del controlador, será útil definir variables y constantes matemáticas y físicas que se usarán para describir el funcionamiento del controlador en el análisis a continuación. Estas variables y constantes se muestran en la FIG. 1. La FIG. 1 es una ilustración esquemática de las variables y constantes asociadas con la locomoción de un cuerpo. Primero, como se muestra en la FIG. 1, el cuerpo incluye una serie de masas. Estas incluyen una masa de la cabeza, los brazos y el tronco (m_{hat}) y, para cada pierna, una masa del muslo (m_l) y una masa de la pantorrilla y el pie (m_s). Para un individuo, se puede suponer que las masas de las piernas son sustancialmente las mismas. La FIG. 1 también ilustra una serie de longitudes. Estas incluyen una longitud de la parte superior del cuerpo (l_{chat}) que comprende la cabeza, los brazos y el tronco. Estas longitudes también incluyen una longitud del muslo (l_{cl}) y una longitud de la pantorrilla (l_{cs}). Nuevamente, al igual que con las masas del muslo y de la pantorrilla, se supone que las longitudes del muslo y la pantorrilla son sustancialmente las mismas para un individuo. Las variables en la FIG. 1 incluyen primero los ángulos de segmento con respecto a una referencia de gravedad o suelo. Estos ángulos incluyen un ángulo de la parte superior del cuerpo (θ_{hat}), un ángulo del muslo izquierdo (θ_{li}), un ángulo del muslo derecho (θ_{lr}), un ángulo de la pantorrilla izquierda (θ_{ls}) y un ángulo de la pantorrilla derecha (θ_{rs}). Las variables incluyen además un par de la cadera derecha (τ_{rh}), un par de la rodilla derecha (τ_{rk}), un par de la cadera izquierda (τ_{lh}) y un par de la rodilla izquierda (τ_{lk}).

La esencia de la implementación del controlador es como sigue. Se puede definir el vector de par del exoesqueleto

como:

$$\boldsymbol{\tau} = [\tau_{ih} \quad \tau_{rk} \quad \tau_{ih} \quad \tau_{ik}]^T \quad (1)$$

donde los componentes representan los pares descritos anteriormente con respecto a la FIG. 1. Hay tres configuraciones posibles del exoesqueleto, y tres vectores de par de compensación de gravedad correspondientes. Estos se ilustran en la FIG. 2. La FIG. 2 es una ilustración esquemática de configuraciones o estados básicos de la marcha. Como se muestra en la FIG. 2, el primer estado (1) es cuando la pierna izquierda (que se muestra como una línea punteada) soporta el cuerpo (pierna de apoyo) y la pierna derecha (que se muestra como una línea continua) oscila (pierna oscilante). El segundo estado (2) es cuando la pierna derecha (que se muestra como una línea continua) soporta el cuerpo (pierna de apoyo) y la pierna izquierda (que se muestra como una línea de puntos) oscila (pierna oscilante). El tercer (3) estado es cuando tanto la pierna derecha (mostrada como una línea continua) como la pierna izquierda (mostrada como una línea punteada) soportan el cuerpo.

Usando el sistema de coordenadas y los parámetros definidos en la FIG. 1, el vector de par de compensación de gravedad correspondiente al estado 1, soporte único con la pierna derecha en oscilación, viene dado por:

$$\boldsymbol{\tau}_1 = g \begin{bmatrix} m_t l_{ct} \cos \theta_{rt} + m_s l_t \cos \theta_{rt} + m_s l_{cs} \cos \theta_{rs} \\ m_s l_{cs} \cos \theta_{rs} \\ m_{hat} l_{chat} \cos \theta_{hat} + m_t l_{ct} \cos \theta_{rt} + m_s l_t \cos \theta_{rt} + m_s l_{cs} \cos \theta_{rs} \\ m_{hat} l_{chat} \cos \theta_{hat} + m_t l_{ct} \cos \theta_{rt} + m_s l_t \cos \theta_{rt} + m_s l_{cs} \cos \theta_{rs} + (m_{hat} + m_t + m_s) l_s \cos \theta_{lt} + m_t (l_t - l_{ct}) \cos \theta_{lt} \end{bmatrix}, \quad (2)$$

el vector de par de compensación de gravedad correspondiente al estado 2, soporte único con la pierna izquierda en oscilación, viene dado por:

$$\boldsymbol{\tau}_2 = g \begin{bmatrix} m_{hat} l_{chat} \cos \theta_{hat} + m_t l_{ct} \cos \theta_{lt} + m_s l_t \cos \theta_{lt} + m_s l_{cs} \cos \theta_{ls} \\ m_{hat} l_{chat} \cos \theta_{hat} + m_t l_{ct} \cos \theta_{lt} + m_s l_t \cos \theta_{lt} + m_s l_{cs} \cos \theta_{ls} + (m_{hat} + m_t + m_s) l_s \cos \theta_{rt} + m_t (l_t - l_{ct}) \cos \theta_{rt} \\ m_t l_{ct} \cos \theta_{rt} + m_s l_t \cos \theta_{rt} + m_s l_{cs} \cos \theta_{rs} \\ m_s l_{cs} \cos \theta_{rs} \end{bmatrix}, \quad (3)$$

y, suponiendo una distribución simétrica de pares de las articulaciones en la fase de doble soporte, el vector de par de compensación de gravedad correspondiente al estado 3, doble soporte, viene dado por:

$$\boldsymbol{\tau}_3 = g \begin{bmatrix} \frac{1}{2} m_{hat} l_{chat} \cos \theta_{hat} \\ \frac{1}{2} m_{hat} l_t \cos \theta_{rt} + m_t (l_t - l_{ct}) \cos \theta_{rt} + \frac{1}{2} m_{hat} l_{chat} \cos \theta_{hat} \\ \frac{1}{2} m_{hat} l_{chat} \cos \theta_{hat} \\ \frac{1}{2} m_{hat} l_t \cos \theta_{lt} + m_t (l_t - l_{ct}) \cos \theta_{lt} + \frac{1}{2} m_{hat} l_{chat} \cos \theta_{hat} \end{bmatrix}. \quad (4)$$

Estos pares se pueden usar para determinar la cantidad de par que se debe aplicar en las articulaciones de la cadera y la rodilla para compensar la dinámica gravitacional del usuario. Es decir, para compensar las fuerzas de gravedad que operan contra un usuario durante la marcha.

Cabe señalar que las ecuaciones (2) - (4) proporcionan valores que corresponden a la compensación de gravedad total en las articulaciones de la cadera y la rodilla de ambas piernas. Sin embargo, un objetivo del controlador de compensación de masa corporal EFOT propuesto es la compensación parcial de la masa corporal. Otro objetivo u opción es proporcionar diferentes cantidades de compensación para una pierna afectada y una pierna no afectada. Un tercer objetivo u opción también podría ser proporcionar diferentes cantidades de compensación para una pierna durante el apoyo y la oscilación.

En consecuencia, los diversos modos de realización permiten que el controlador ajuste los pares para proporcionar diferentes tipos de compensación de gravedad. Por ejemplo, en un modo de realización, uno podría hacer que $0 \leq r_a < 1$ sea la fracción de compensación de masa corporal deseada para una pierna afectada y que $0 \leq r_u < 1$ sea la fracción de compensación de masa corporal deseada para la pierna no afectada, donde r_a y r_u pueden ser iguales o diferentes. En funcionamiento, se puede proporcionar una compensación de masa corporal parcial escalando cada componente respectivo del vector de par de compensación en la fracción apropiada. Por ejemplo, los dos componentes de par en la pierna afectada se pueden escalar en la fracción r_a y los dos componentes de par en la pierna no afectada se pueden escalar en la fracción r_u . Cabe señalar que, en general, la fracción puede ser diferente para cada uno de los estados de configuración mostrados en la FIG. 2.

Como se menciona previamente, para preservar una fase de oscilación balística, se puede proporcionar compensación de gravedad solo en el caso de que la articulación trabaje contra la gravedad, lo que se puede determinar por el signo de cada elemento del producto interno del vector de par de compensación de gravedad y el respectivo vector de

velocidad angular de la articulación. Cuando el elemento respectivo es positivo, el exoesqueleto está realizando un trabajo (el movimiento se realiza contra el campo gravitacional), y el componente de compensación de gravedad se debe mantener. Cuando el elemento respectivo es negativo, el movimiento se realiza a favor del campo gravitacional, y el componente de compensación de gravedad se puede desactivar, para facilitar las partes balísticas de la fase de oscilación. Finalmente, aunque no se muestra explícitamente aquí, el exoesqueleto también implementa la compensación de gravedad completa de sus propias masas de segmento. Esta compensación se estructura de la misma manera que las ecuaciones (2) - (4), aunque no está sujeta a fracciones de escalado o cambio "balístico", ya que el objetivo de este componente es simplemente compensar en la mayor medida posible la dinámica gravitacional del exoesqueleto en sí (es decir, eliminar el peso del exoesqueleto, en la medida de lo posible).

Como se describe anteriormente, la metodología de control de los diversos modos de realización distingue entre la fase de oscilación y la fase de apoyo de la marcha, y puede ofrecer diferentes tipos de compensación de gravedad durante cada fase. En particular, la metodología de control puede compensar (o compensar parcialmente) el peso de la pierna oscilante en relación con la cadera durante la fase de oscilación de la marcha, mientras que la metodología de control compensa (total o parcialmente) el peso de la pierna de apoyo, el cuerpo y la pierna oscilante en relación con el suelo durante el apoyo. En ambos casos, el alcance de la compensación de gravedad puede variar dependiendo de la dirección del gradiente de energía en cada articulación.

Para operar de la manera descrita anteriormente, la metodología de control debe poder distinguir entre las fases de apoyo y oscilación de la marcha para cada pierna. Como tal, la metodología de control se puede implementar en forma de un controlador de estado, donde la transición entre la oscilación y el apoyo se puede indicar por la ocurrencia de uno o más eventos o por la configuración del exoesqueleto cumpliendo una o más condiciones predefinidas. Por ejemplo, se puede proporcionar un interruptor de pie o un sensor de carga en el exoesqueleto, que indica una transición cuando se activa. En otro ejemplo, la transición entre la oscilación y el apoyo se puede indicar mediante un acelerómetro para detectar el impacto del golpe de talón en la pierna respectiva a través de un cambio sustancial en la aceleración de la pierna. En otro ejemplo más, la finalización de una fase de oscilación se puede determinar en base a un temporizador. En otro ejemplo más, la transición entre el apoyo y la oscilación se puede indicar usando un giroscopio para indicar un cambio sustancial en la velocidad angular de los segmentos de las piernas. En algunos modos de realización, estas señales basadas en sensores se pueden usar en asociación con cambios en la configuración interna del exoesqueleto, tales como el ángulo de la rodilla, el ángulo de la cadera o el ángulo diferencial de la cadera.

Además del control entre fases, también se puede proporcionar control dentro de una fase. Es decir, en algunos casos puede ser útil ajustar la cantidad de compensación dentro de una fase. Por ejemplo, el alcance de la asistencia de compensación de gravedad se puede atenuar parcial o totalmente cerca de las transiciones entre la fase de apoyo y la fase de oscilación. En otra configuración, el golpe de talón de la pierna contralateral puede indicar un apoyo tardío, en cuyo caso la compensación de gravedad se puede eliminar gradualmente de la pierna de apoyo, hasta que se detecte la fase de oscilación.

La FIG. 3 ilustra un diagrama de flujo de etapas de un procedimiento ejemplar 300 para controlar un exoesqueleto de acuerdo con los diversos modos de realización descritos anteriormente. El procedimiento 300 comienza en la etapa 302 y continúa en la etapa 304. En la etapa 304 se obtiene una estimación de la configuración del cuerpo del usuario (y el exoesqueleto). Por ejemplo, se pueden obtener los valores para las diversas constantes y variables ilustradas en la FIG. 2. Algunos de estos valores, tales como masas y longitudes, se pueden predefinir y almacenar en un dispositivo de memoria de ordenador o similar. Otros valores, tales como ángulos y pares, se pueden medir directa o indirectamente. Además, esta etapa también puede involucrar la monitorización de otros sensores (por ejemplo, sensores de carga, giroscopios, etc.) que ayudarían a determinar la configuración del cuerpo.

Una vez obtenida la configuración del cuerpo en la etapa 304, el procedimiento 300 procede a las etapas 306 y 308 para calcular los pares de control. En la etapa 306 se calculan los primeros pares de control para que las articulaciones motorizadas compensen la dinámica gravitacional del exoesqueleto. Estos se pueden derivar, como se describe anteriormente de una manera sustancialmente similar a la descrita en las ecuaciones (1) - (4) para obtener pares de control para las articulaciones motorizadas que cancelen o compensen eficazmente la carga del exoesqueleto en el usuario. En la etapa 308 se calculan los segundos pares de control, como se describe anteriormente con respecto a las ecuaciones (1) - (4) para compensar (total o parcialmente) la dinámica gravitacional del usuario. Es decir, para compensar el peso del cuerpo o el peso de una pierna en una fase de oscilación para proporcionar asistencia al usuario. Las etapas 306 y 308 se pueden realizar de forma secuencial o concurrente.

Una vez obtenidos los segundos pares de control en la etapa 308, los gradientes de energía se calculan en la etapa 310. Por ejemplo, como se describe anteriormente, se puede obtener el producto de un segundo par de control para una articulación y la velocidad angular de la articulación. Posteriormente, en la etapa 312, los segundos pares de control obtenidos en la etapa 308 se atenúan. Esta atenuación puede implicar una mejora de los segundos pares de control, como se analiza anteriormente, para ajustar la cantidad de asistencia para el usuario. Esta atenuación también puede implicar, por ejemplo, ajustar a cero un segundo par de control para una articulación particular. Por ejemplo, como se describe anteriormente, cuando el gradiente de energía es negativo para una articulación, la articulación se puede configurar para proporcionar potencia de asistencia reducida o nula. Como se indica anteriormente, la cantidad y el tipo de atenuación pueden variar dependiendo de la configuración del cuerpo, de un tipo o fase de actividad, y de

una articulación a otra.

Finalmente, una vez atenuados los segundos pares de control en la etapa 312, los primeros pares de control y los segundos pares de control atenuados se pueden aplicar a las articulaciones motorizadas en la etapa 314. El procedimiento 300 puede a continuación reanudar el procesamiento previo en la etapa 316, incluyendo la repetición del procedimiento 300. Cabe destacar que el procedimiento 300 puede incluir etapas adicionales a o menos etapas que las mostradas en la FIG. 3. Por ejemplo, el procedimiento 300 también puede incluir la determinación de una actividad o fase de actividad o la amortiguación de una o más de las articulaciones motorizadas. Sin embargo, los diversos modos de realización no se limitan a este respecto y también se puede realizar cualquier otra etapa.

Aunque los diversos modos de realización se pueden utilizar con varios exoesqueletos, a continuación se describe un exoesqueleto ejemplar para fines de ilustración. Sin embargo, los diversos modos de realización no se limitan a esta configuración particular y la metodología de control descrita en el presente documento se puede utilizar con cualquier otro sistema de exoesqueleto.

Un ejemplo de un exoesqueleto 100 motorizado de miembros inferiores de acuerdo con los diversos modos de realización se muestra en las FIGs. 4A, 4B, 4C, 5A, 5B y 6. Las FIGs. 4A y 4B muestran vistas frontal y lateral, respectivamente, del exoesqueleto 100. La FIG. 4C muestra una vista isométrica del exoesqueleto 100. La FIG. 5A muestra una vista en corte parcial de una porción del exoesqueleto 100. La FIG. 5B es una vista detallada en despiece de la sección B de la FIG. 5A. La FIG. 6 es un diagrama funcional de un sistema integrado y distribuido ejemplar para un exoesqueleto de acuerdo con los diversos modos de realización;

Específicamente, el exoesqueleto 100 mostrado en estas figuras incorpora cuatro motores, que imponen pares en el plano sagital en cada articulación de cadera 102R, 102L y articulación de rodilla 104R, 104L. El exoesqueleto 100 se puede usar con una ayuda a la estabilidad 103, tal como muletas, un andador o similar.

Como se ve en las figuras, el exoesqueleto contiene cinco segmentos, que son: dos segmentos de pantorrilla 106R y 106L, dos segmentos de muslo 108R y 108L y un segmento de cadera 110. Cada uno de los segmentos de muslo 108R y 108L incluye un alojamiento de segmento de muslo 109R y 109L, respectivamente, y el conector 112R y 112L, respectivamente, que se extiende desde cada una de las articulaciones de rodilla 104R y 104L y se configura para moverse de acuerdo con el funcionamiento de las articulaciones de rodilla 104R y 104L para proporcionar un par en el plano sagital en las articulaciones de rodilla 104R y 104L. Los conectores 112R y 112L se configuran además para acoplar mecánicamente cada uno de los segmentos de muslo 108R y 108L a los respectivos segmentos de pantorrilla 106R y 106L. Además, cada uno de los segmentos de muslo 108R y 108L también incluye un conector 114R y 114L, respectivamente, que se extiende desde cada una de las articulaciones de cadera 102R y 102L y se mueve de acuerdo con el funcionamiento de las articulaciones de cadera 102R y 102L para proporcionar un par en el plano sagital en las articulaciones de rodilla 104R y 104L. Los conectores 114R y 114L se configuran además para acoplar mecánicamente cada uno de los segmentos de muslo 108R y 108L al segmento de cadera 110.

Un usuario puede llevar puesto el exoesqueleto 100. Para acoplar el exoesqueleto al usuario, el exoesqueleto 100 puede incluir puntos de fijación 101 para acoplar el exoesqueleto al usuario a través de cinturones, bucles, correas o similares. Además, para comodidad del usuario, el exoesqueleto 100 puede incluir relleno (no mostrado) dispuesto a lo largo de cualquier superficie que pueda entrar en contacto con el usuario.

En algunos modos de realización, los diversos componentes del exoesqueleto 100 se pueden dimensionar para el usuario. Sin embargo, en otros modos de realización, el componente se puede configurar para adaptarse a una variedad de usuarios. Por ejemplo, en algunos modos de realización, uno o más elementos de extensión se pueden disponer entre los segmentos de pantorrilla 106R y 106L y los segmentos de muslo 108R y 108L para adaptarse a usuarios con extremidades más largas. En otras configuraciones, las longitudes de los dos segmentos de pantorrilla 106R y 106L, dos segmentos de muslo 108R y 108L y un segmento de cadera 110 pueden ser ajustables. Es decir, los alojamientos de los segmentos de muslo 109R, 109L, los alojamientos de los segmentos de pantorrilla 107R y 107L para los segmentos de pantorrilla 106R, 106L, respectivamente, y el alojamiento del segmento de cadera 113 para el segmento de cadera 110 se pueden configurar para permitir que el usuario o el protésico ajusten la longitud de estos componentes sobre el terreno. Por ejemplo, estos componentes pueden consistir en secciones deslizables o móviles que se pueden mantener en una o más posiciones usando tornillos, clips o cualquier otro tipo de sistema de fijación. En vista de lo anterior, los dos segmentos de pantorrilla 106R y 106L, dos segmentos de muslo 108R y 108L y un segmento de cadera 110 pueden formar un sistema modular que permite que uno o más de los componentes del exoesqueleto 100 se reemplacen selectivamente y que permite crear un exoesqueleto para un usuario sin necesidad de componentes personalizados. Dicha modularidad también puede facilitar enormemente el procedimiento para ponerse y quitarse el dispositivo.

En el exoesqueleto 100, dispuestos dentro de cada uno de los alojamientos de segmento de muslo 109R, 109L se incluyen sustancialmente todos los componentes para operar los correspondientes de las articulaciones de rodilla 104R, 104L y las articulaciones de cadera 102R, 102L. En particular, cada uno de los alojamientos de segmento de muslo 109R, 109L incluye dos motores que se usan para impulsar las articulaciones de cadera y rodilla. Sin embargo, los diversos modos de realización no se limitan a este respecto y algunos componentes se pueden localizar en el segmento de cadera 110 y/o los segmentos de pantorrilla 106R, 106L. Por ejemplo, una batería 111 para el

exoesqueleto se puede localizar dentro del alojamiento del segmento de cadera 113 y los conectores 114R y 114L también pueden proporcionar medios para conectar la batería 111 a cualquier componente dentro de cualquiera de los segmentos de muslo 108R y 108L. Por ejemplo, los conectores 114R y 114L pueden incluir cables, contactos o cualquier otro tipo de elementos eléctricos para conectar eléctricamente la batería 111 a componentes alimentados eléctricamente en los segmentos de muslo 108R y 108L. En los diversos modos de realización, la colocación de la batería 111 no se limita a estar dentro del alojamiento del segmento de cadera 113. Más bien, la batería puede ser una o más baterías localizadas dentro de cualquiera de los segmentos del exoesqueleto 100.

En los diversos modos de realización, para mantener un bajo peso para el exoesqueleto y un perfil reducido para los diversos componentes, se usa un sistema de accionamiento sustancialmente plano para impulsar las articulaciones de cadera y de rodilla. Por ejemplo, cada motor puede impulsar una articulación asociada a través de una transmisión de reducción de velocidad usando una disposición de engranajes de piñón y cadenas sustancialmente paralela al plano del movimiento sagital. Una configuración ejemplar para dicha disposición de un motor se ilustra en la FIG. 5A. Usando la configuración en la FIG. 5A, es posible lograr un exoesqueleto de bajo perfil, añadiendo menos de 5 cm en las secciones de cadera y muslo.

Por ejemplo, en un modo de realización, el perfil del exoesqueleto en el plano frontal se puede configurar para añadir 3,2 cm en la articulación de cadera y de rodilla y 4,8 cm en la mitad del muslo, de modo que el usuario pueda sentarse en un sillón o silla de ruedas convencional. De forma similar, el segmento de cadera sobresale aproximadamente 3,2 cm por detrás de la parte inferior de la espalda del usuario, de modo que no debe interferir significativamente con el respaldo del asiento. El exoesqueleto no se extiende por encima de la mitad del abdomen y no requiere llevar nada puesto sobre los hombros ni nada por encima de la parte inferior de la espalda, lo que presumiblemente hace que el dispositivo sea menos perceptible cuando se está sentado en un escritorio o mesa. El diseño compacto del exoesqueleto se ve facilitado en gran medida por la integración del sistema integrado y distribuido dentro de la estructura del exoesqueleto.

En los diversos modos de realización, el exoesqueleto 100 no se configura para soportar peso. Es decir, como se muestra en las FIGs. 4A-4C, el exoesqueleto 100 no incluirá pies ni otras estructuras que soporten peso. Más bien, como se muestra en la FIG. 1, el exoesqueleto 100 se configura de modo que la longitud combinada de los segmentos de pantorrilla 106R y 106L y la correspondiente de los segmentos de muslo 108R y 108L es menor que una longitud de la pierna del usuario. Esto da como resultado un exoesqueleto con potenciales beneficios para la salud del usuario. En particular, la capacidad de mantenerse de pie y caminar puede revertir o reducir la cantidad de deterioro fisiológico típicamente asociado con la inmovilidad, que incluyen atrofia muscular, pérdida de contenido mineral óseo, problemas frecuentes de degradación de la piel, mayor incidencia de infección de las vías urinarias, espasticidad muscular, circulación vascular y linfática deteriorada, funcionamiento digestivo deteriorado y capacidades respiratorias y cardiovasculares reducidas.

Aunque la FIG. 5A se describirá con respecto al funcionamiento de la articulación de rodilla 104R, esto es para facilitar la ilustración. Es decir, las otras articulaciones se pueden configurar para funcionar de manera sustancialmente similar. La FIG. 5A es una vista en corte del exoesqueleto 100 alrededor de la articulación de rodilla 104R que ilustra una configuración ejemplar para un motor 502 que impulsa la articulación de rodilla 102R en un exoesqueleto de acuerdo con los diversos modos de realización. Como se muestra en la FIG. 5A, la articulación de rodilla 102R se puede implementar colocando un engranaje de piñón de articulación 504 en un extremo del alojamiento del segmento de muslo 109R paralelo al plano sagital y configurando el engranaje de piñón de articulación 504 para que gire paralelo al plano sagital. Para proporcionar el par en el plano sagital para la articulación de rodilla 102R, el conector 112R se puede extender desde el engranaje de piñón de articulación 504 y conectarse mecánicamente, de modo que la rotación del engranaje de piñón de articulación 504 da como resultado la aplicación del par al segmento de pantorrilla 106. Como se muestra en la FIG. 5A, se puede proporcionar una ranura o elemento receptor 506 para el conector 112R para unir el segmento de muslo 108R y el segmento de pantorrilla 106R. El elemento receptor 506 y el conector 112R se pueden configurar de modo que el conector pueda conectar de forma extraíble el segmento de muslo 108R y el segmento de pantorrilla 106R. En los diversos modos de realización se pueden usar clips, tornillos o cualquier otro tipo de disposiciones de fijación para proporcionar una conexión permanente o extraíble. En algunos modos de realización se pueden proporcionar dispositivos de conexión rápida o "encajables" para proporcionar la conexión. Es decir, estos dispositivos de conexión rápida permiten realizar conexiones sin necesidad de herramientas. Estos tipos de dispositivos de conexión rápida no solo se pueden usar para el acoplamiento mecánico, sino también para el acoplamiento eléctrico. En algunos modos de realización se puede usar un único dispositivo de conexión rápida para proporcionar un acoplamiento tanto eléctrico como mecánico. Sin embargo, los diversos modos de realización no se limitan a este respecto y se pueden proporcionar dispositivos de conexión rápida separados para el acoplamiento eléctrico y mecánico. Cabe señalar que con dispositivos de desconexión rápida en cada articulación, el exoesqueleto se puede separar fácilmente en tres componentes modulares (segmento de pierna derecha, segmento de pierna izquierda y segmento de cadera) para facilitar la colocación y la extracción y también para una mayor portabilidad.

Una vista detallada de una configuración de conexión rápida ejemplar se muestra en la FIG. 5B. La FIG. 5B es una vista detallada de la sección "B" de la FIG. 5A. Como se muestra en la FIG. 5B, el conector 112R es un miembro que se extiende desde el segmento de muslo 108R. El conector 112R se configura para deslizarse en el elemento receptor 506. A continuación, el conector 112R se puede bloquear mecánicamente en su posición mediante la combinación de un pestillo 526 en el segmento de pantorrilla 106R y un retén 528 en el conector 112R.

Como se indica anteriormente, los conectores 112R, 112L, 114R y 114L se pueden configurar para proporcionar conexiones mecánicas y eléctricas. Con referencia de nuevo a la FIG. 5B, en el caso de que se necesite una conexión eléctrica entre el segmento de muslo 108R y el segmento de pantorrilla 106R, los cables se pueden enrutar a través del interior del conector 112R hasta los contactos eléctricos 530. También se proporcionaría un conjunto correspondiente de contactos eléctricos (no mostrados) en el interior del elemento receptor 506. En consecuencia, cuando el conector 112R se bloquea en el elemento receptor 506, los contactos eléctricos 530 se colocan en contacto con los contactos eléctricos dentro del elemento receptor 506. Se puede proporcionar una configuración similar para los conectores 112L, 114R y 114L. Sin embargo, se observa que los diversos modos de realización no se limitan únicamente a la combinación de pestillo y retén de la FIG. 5B. En cambio, cualquier otro tipo de mecanismo de fijación o bloqueo se puede usar sin limitación.

Con referencia de nuevo a la FIG. 5A, la articulación de rodilla 104R se acciona mediante el funcionamiento del motor 502, como se analiza anteriormente. El motor 502 puede ser un motor eléctrico que impulsa la articulación de rodilla 104R (es decir, el engranaje de piñón de articulación 504) usando una transmisión de cadena de dos etapas. Por ejemplo, como se muestra en la FIG. 5A, una primera etapa puede consistir en el accionamiento del motor 502, ya sea directamente o mediante una primera cadena 512, un primer engranaje de piñón de transmisión 514. El primer engranaje de piñón de transmisión 514 se acopla mecánicamente a un segundo engranaje de piñón de transmisión 516 para que giren juntos alrededor del mismo eje basado en la potencia aplicada por el motor 502 al primer engranaje de piñón de transmisión 514. El segundo engranaje de piñón de transmisión 516 se puede disponer de modo que quede en el mismo plano que el engranaje de articulación 504. Por tanto, una segunda cadena 518 se puede usar a continuación para impulsar el engranaje de piñón de articulación 504 usando el segundo engranaje de piñón de transmisión 516 y accionar la articulación de rodilla 104R. Las relaciones de transmisión para los diversos componentes descritos anteriormente se pueden seleccionar en función de la cantidad de par necesaria para una articulación, las restricciones de potencia y las limitaciones de espacio.

Cada etapa de la transmisión por cadena puede incluir tensores, que pueden eliminar la holgura de una cadena y mitigar la carga de choque. Dichos tensores pueden ser ajustables o accionados por resorte. Por ejemplo, como se muestra en la FIG. 5A, los tensores accionados por resorte 508 y 510 se muestran para la segunda cadena 518. De forma similar, los tensores 509 y 511 también se pueden proporcionar para la primera cadena 512 (si está presente).

Además, se puede proporcionar un freno para el motor 502. Por ejemplo, como se muestra en la FIG. 5, se proporciona un freno de solenoide 520 que engancha una pastilla de freno 522 contra el rotor 524 del motor 502 en un estado, y desengancha la pastilla de freno 522 en otro estado. Sin embargo, los diversos modos de realización no se limitan a esta disposición de freno particular y cualquier otro procedimiento para proporcionar un freno para el motor 502 puede usarse sin limitación.

La configuración ilustrada en la FIG. 5A se analiza anteriormente con respecto a una disposición de engranajes de piñón y cadenas. Sin embargo, los diversos modos de realización no se limitan a este respecto. Es decir, se puede usar cualquier otra disposición de engranajes, con o sin cadenas, y que proporcione un perfil reducido. Además, los diversos modos de realización no se limitan a una disposición de engranajes y/o cadenas. Por ejemplo, en algunas configuraciones se podría usar una disposición de correa y polea en lugar de la disposición de cadena y piñón. Además, también se puede usar una disposición de accionamiento por fricción. Además, también se puede usar cualquier combinación de las disposiciones analizadas anteriormente. Además, diferentes articulaciones pueden emplear diferentes disposiciones.

En los diversos modos de realización se puede configurar un motor para cada una de las articulaciones 102R, 102L, 104R, 104L para proporcionar una cantidad de referencia de par continuo y una mayor cantidad de par durante períodos de tiempo más cortos. Por ejemplo, en una configuración, se proporcionan al menos 10 N·m de par continuo y al menos 25 N·m de par durante duraciones más cortas (por ejemplo, 2 segundos). En otro ejemplo, hasta 12 N·m de par continuo y 40 N·m de par para duraciones más cortas (por ejemplo, 2 segundos). Como medida de seguridad, ambas articulaciones de rodilla 104R y 104L pueden incluir frenos normalmente bloqueados, como se analiza anteriormente, para evitar el pandeo de la rodilla en caso de un corte de suministro eléctrico.

Cabe señalar que un exoesqueleto de acuerdo con los diversos modos de realización no contiene componentes de pie o tobillo. Sin embargo, un exoesqueleto de acuerdo con los diversos modos de realización se puede configurar para su uso junto con un exoesqueleto estándar para pie y tobillo (AFO, órtesis antiequino) 115 para proporcionar estabilidad al tobillo y/o para evitar la caída del pie durante la fase de oscilación de la marcha.

En el exoesqueleto 100, el control de las diversas articulaciones se proporciona usando un par de sistemas de control integrados 116R y 116L integrados en uno de los segmentos de muslo 108R y 108L, respectivamente. Los sistemas de control integrados 116R y 116L se pueden usar para definir un sistema integrado distribuido (DES) para proporcionar un funcionamiento cooperativo entre los segmentos de muslo 108R y 108L. Los sistemas de control integrados 116R y 116L se muestran en las FIGS. 3 y 4 usando líneas discontinuas para indicar que están ocultas por otros rasgos característicos en estas figuras.

Un diagrama funcional de un DES 600 ejemplar formado usando los sistemas de control integrados 116R y 116L se da en la FIG. 6. El DES 600 funciona con una batería 111, tal como una batería de polímero de litio de 29,6 V, 3,9 A·h.

El DES 600 puede incluir un módulo de administración de energía 602, un módulo de procesamiento de datos o computación 604, un módulo de interfaz de sensor y acondicionamiento de señales electrónicas 606, electrónica de potencia 608 y electrónica de comunicación 610 para interconectar componentes dentro del DES 600 y entre el DES 600 y un ordenador central. Para formar el DES 600, los sistemas de control integrados 116R y 116L se pueden acoplar comunicativamente a través de enlaces de comunicación por cable en el segmento de cadera 110 o enlaces de comunicación inalámbrica entre los sistemas de control integrados 116R y 116L. Pueden incluir cualquier tipo de enlaces de comunicación inalámbrica. Por ejemplo, estos pueden incluir enlaces de comunicación inalámbrica de acuerdo con cualquiera de los estándares IEEE 802.xx, Bluetooth™ y cualquier derivación de los mismos. Sin embargo, los diversos modos de realización no se limitan a este respecto y se puede usar cualquier otro tipo de enlaces de comunicación inalámbrica.

El módulo de administración de energía 602 proporciona, desde la batería 111 puede proporcionar acondicionamiento y regulación de señales. Además, los módulos de administración de energía, por ejemplo, el módulo de administración de energía 602, se configura para proporcionar una regulación lineal de ± 12 y $+3,3$ V, que se usan para acondicionamiento y computación de señales, y se derivan de reguladores de conmutación intermedios de $\pm 12,5$ y $+5$ V para una conversión eficaz. En algunos modos de realización, el exoesqueleto 100 puede incluir una pantalla visual, controlada por el módulo de administración de energía 602, para indicar un estado de la batería. La pantalla visual puede ser alfanumérica o simbólica (por ejemplo, una o más luces para indicar el estado de la batería).

El módulo de computación 604 consta de unidades de microcontrolador dentro de cada uno de los sistemas de control integrados 116R y 116L. Por ejemplo, como se muestra en la FIG. 6, las unidades de microcontrolador pueden ser microcontroladores PIC32 de 80 MHz, cada uno con una memoria flash de 512 kB y 32 kB de RAM, y cada uno de ellos consume aproximadamente 400 mW de potencia. Estos microcontroladores se pueden programar. Por ejemplo, la programación se puede realizar en lenguaje de programación C usando MPLAB IDE y el compilador MP32 C (ambos de Microchip Technology, Inc.). Sin embargo, los diversos modos de realización no se limitan a este respecto y se puede usar cualquier otro tipo de procedimientos de programación.

En funcionamiento, el módulo de computación 604 (es decir, los dos microcontroladores) accionan los motores asociados con cada una de las articulaciones 102R, 102L, 104R y 104L usando servodrivens o servoamplificadores en la electrónica de potencia 608, tales como servoamplificadores de conmutación de cuatro cuadrantes o drivers de transistor de potencia modulados por ancho de pulso (PWM). El módulo de computación 604 también acciona los frenos de rodilla a través de transistores de potencia modulados por ancho de pulso (PWM) en la electrónica de potencia 608.

El módulo de computación 604 se configura en los diversos modos de realización para accionar los motores asociados con cada una de las articulaciones 102R, 102L, 104R y 104L basándose, al menos en parte, en datos del sensor con respecto al estado del exoesqueleto 100, como se analiza adicionalmente a continuación. En consecuencia, el módulo de interfaz de sensor 606 se puede configurar para proporcionar y/o proporcionar comunicaciones con sensores dispuestos en el exoesqueleto 100. En algunos modos de realización, todos los sensores se pueden disponer dentro de uno de los segmentos de muslo 108R y 108L. Por ejemplo, estos sensores se pueden integrar dentro de cada uno de los sistemas de control integrados 116R y 116L. En una configuración del exoesqueleto 100, la detección física consiste en la detección de ángulo y velocidad angular basándose en el efecto Hall en cada articulación de cadera 104R, 104L y cada articulación de rodilla 102R, 102L y acelerómetros de 3 ejes y giroscopios de un solo eje dispuestos en otra parte de cada uno de los segmentos de muslo 108R y 108L.

Aunque la descripción anterior describe una disposición simétrica de componentes para cada uno de los sistemas de control integrados 116R y 116L, los diversos modos de realización no se limitan a este respecto. En otros modos de realización, uno o más de los módulos descritos anteriormente pueden estar localizados dentro de uno de los sistemas de control integrados 116R y 116L.

En algunos modos de realización, el exoesqueleto 100 se puede configurar para funcionar cooperativamente con sensores integrados en la ayuda de estabilidad 103. El DES se puede configurar para comunicarse con dichos sensores a través de enlaces de comunicación por cable o inalámbrica, como se describe anteriormente.

EJEMPLOS

Los ejemplos mostrados aquí no pretenden limitar los diversos modos de realización. Más bien se presentan únicamente con fines ilustrativos.

Para proporcionar una validación preliminar de la metodología de control descrita anteriormente, el enfoque de control se implementó en el exoesqueleto descrito anteriormente y se evaluó en una persona en etapas subagudas de recuperación tras una apoplejía. Para este estudio preliminar se proporcionó asistencia para la pierna afectada en la fase de oscilación de la marcha, en un esfuerzo por lograr una longitud de zancada simétrica. El sujeto era una mujer de 32 años, tres meses después de una apoplejía isquémica, con una hemiparesia del lado derecho (extremidad superior e inferior), capaz de caminar con la ayuda de un bastón cuádruple. En la FIG. 7 se muestra una ilustración de este individuo usando el exoesqueleto descrito anteriormente que funciona usando la metodología de control analizada anteriormente. En el momento de la prueba, el sujeto se caracterizó por una puntuación de marcha FIM de

5 (es decir, supervisión requerida con asistencia de reserva). Cabe señalar que esto está en el extremo superior del espectro funcional para la intervención propuesta. El sujeto tenía afasia expresiva y receptiva, aunque no presentaba deterioro cognitivo de otro modo.

5 Dado que el sujeto tenía hemiparesia del lado derecho, y dado que se proporcionó compensación para la pierna afectada solo en oscilación, la ecuación (2) se implementó como el controlador, donde la cantidad de compensación para la pierna afectada se ajustó a $0 \leq r_a < 1$ en base a la necesidad del sujeto, y la pierna no afectada no recibió compensación (es decir, $r_u = 0$). La longitud simétrica de zancada se usó como una medida de "buen paso" y, como tal, el nivel de compensación para la fase de oscilación se incrementó gradualmente hasta que se lograron las longitudes simétricas de paso. La FIG. 8 muestra las longitudes de paso de la pierna derecha (afectada) e izquierda (no afectada) al caminar sobre el suelo con el exoesqueleto, con tres niveles de asistencia de compensación del peso de las piernas en oscilación: 0 %, 10 % y 25 % de asistencia.

10 Como se ve en la FIG. 8, cada incremento en la asistencia de compensación del peso de las piernas da como resultado un incremento correspondiente de la longitud del paso en el lado afectado. Curiosamente, aunque el exoesqueleto no proporcionó asistencia a la pierna no afectada, el incremento de la longitud del paso en el lado afectado tuvo un efecto correspondiente de incremento de la longitud del paso en el lado no afectado. En los experimentos preliminares, el nivel de asistencia en la fase de oscilación del lado afectado se incrementó hasta que las longitudes de los pasos del lado derecho e izquierdo fueron iguales, como se muestra en la FIG. 8, lo que ocurrió con un nivel de asistencia de un 25 %.

15 Además de incrementar la longitud del paso y la simetría de la marcha, el incremento de la asistencia también incrementó la altura del paso de la pierna afectada, como se muestra en las FIGs. 9A y 9B. Específicamente, la FIG. 9A muestra las trayectorias de pie en la pierna derecha (en relación con la articulación de la cadera del sujeto) durante varios pasos de marcha en los tres niveles de asistencia del exoesqueleto, mientras que la FIG. 9B muestra las mismas trayectorias de pie con cada nivel de asistencia promediado en conjunto. Como se ve en la FIG. 9B, un incremento de la asistencia (es decir, hacer que la extremidad sea más ligera en la fase de oscilación de forma eficaz) da como resultado un incremento tanto de la longitud como de la altura del paso (es decir, distancia al suelo). Específicamente, un nivel de asistencia de un 25 % de compensación del peso de las extremidades corresponde a un incremento de ~40 % en la longitud del paso y un incremento de ~50 % en la altura del paso, en relación con el movimiento sin asistencia.

20 Finalmente, como se puede ver en la FIG. 10A y 10B, estos incrementos dan como resultado el incremento de la flexión en las articulaciones tanto de cadera y como de rodilla. Las FIGs. 10A y 10B muestran representaciones gráficas del ángulo de rodilla y cadera, respectivamente, en función del porcentaje del ciclo de la marcha, para una asistencia de un 0 %, 10 % y 25 %. Como se muestra en estas figuras, a medida que se incrementa la cantidad de asistencia, se observa un mayor intervalo de flexión en la articulación tanto de rodilla y como de cadera. Es decir, el efecto no se localiza en una articulación. Específicamente, un nivel de asistencia de un 25 % de compensación del peso de las extremidades corresponde a un incremento de ~40 % en el intervalo de flexión de la cadera y un incremento de ~30 % en el intervalo de flexión de la rodilla en relación con el movimiento sin asistencia.

30 Otros aspectos de la presente invención se describen en los documentos adjuntos al presente como Apéndice A y Apéndice B, cuyo contenido se incorpora aquí por referencia en su totalidad.

35 Si bien se han descrito anteriormente diversos modos de realización de la presente invención, se debe entender que se han presentado solo a modo de ejemplo, y no como limitación. Se pueden realizar numerosos cambios en los modos de realización divulgados de acuerdo con la divulgación en el presente documento sin apartarse del espíritu o alcance de la invención. Por tanto, la amplitud y el alcance de la presente invención no deberían estar limitados por ninguno de los modos de realización descritos anteriormente. Más bien, el alcance de la invención se debería definir de acuerdo con las siguientes reivindicaciones y sus equivalentes.

40 Aunque la invención se ha ilustrado y descrito con respecto a una o más implementaciones, otros expertos en la técnica presentarán alteraciones y modificaciones equivalentes al leer y comprender esta memoria descriptiva y los dibujos anexos. Además, aunque un rasgo característico particular de la invención se puede haber divulgado con respecto a solo una de varias implementaciones, dicho rasgo característico se puede combinar con uno o más rasgos característicos de las otras implementaciones que se deseen y sean ventajosas para cualquier aplicación dada o particular.

45 La terminología usada en el presente documento tiene el propósito de describir modos de realización particulares solo y no pretende ser limitante de la invención. Como se usa en el presente documento, las formas singulares "un", "una", "el" y "la" están destinadas a incluir también las formas plurales, a menos que el contexto indique claramente de otro modo.

50 A menos que se defina de otro modo, todos los términos (incluyendo los términos técnicos y científicos) usados en el presente documento tienen el mismo significado que el entendido comúnmente por un experto en la técnica a la que pertenece la presente invención. Se entenderá además que los términos, tales como los definidos en los diccionarios de uso común, se deben interpretar como que tienen un significado que es coherente con su significado en el contexto de la técnica relevante y no se interpretarán en un sentido idealizado ni demasiado formal a menos que quede expresamente así definido en el presente documento.

REIVINDICACIONES

1. Un sistema de control para controlar un exoesqueleto que comprende al menos una articulación motorizada asociada con las extremidades inferiores de un usuario y una pluralidad de sensores asociados con las extremidades inferiores, comprendiendo el sistema de control:
 - 5 una interfaz de sensor para recibir señales de sensor de la pluralidad de sensores;
 - una interfaz de alimentación para transmitir señales de control a la al menos una articulación motorizada;
 - un procesador acoplado comunicativamente a la interfaz del sensor y la interfaz de alimentación; y
 - un medio legible por ordenador que tiene almacenado en el mismo un programa informático ejecutable por el procesador, comprendiendo el programa informático una pluralidad de secciones de código para hacer que el
 - 10 dispositivo procesador realice un procedimiento para el control del exoesqueleto, comprendiendo el procedimiento:
 - estimar una configuración de un cuerpo del usuario asociado con el exoesqueleto con respecto a un marco de referencia de inercia y una velocidad angular de cada una de las articulaciones motorizadas, comprendiendo la estimación de la configuración determinar si la configuración corresponde a una fase de soporte único o una fase de soporte doble;
 - 15 calcular un primer par de control para la al menos una articulación motorizada que reduce, al menos parcialmente, el efecto de la gravedad en una extremidad inferior asociada del usuario en base a la configuración;
 - calcular un gradiente de energía gravitacional para la al menos una articulación motorizada basada en un producto de la velocidad angular respectiva y el primer par de control respectivo;
 - 20 atenuar selectivamente el primer par de control para cada una de las articulaciones motorizadas en una cantidad de atenuación seleccionada de acuerdo con un signo del gradiente de energía gravitacional para producir un segundo par de control, en el que se calcula una cantidad de atenuación de acuerdo con al menos una de configuración, un tipo de actividad y un tipo de la al menos una articulación motorizada; y
 - aplicar un par de control final en la al menos una articulación motorizada, el par de control final basado, al
 - 25 menos en parte, en el segundo par de control.
2. El sistema de control de la reivindicación 1, comprendiendo el programa informático además secciones de código para hacer que el dispositivo procesador realice las etapas de:
 - calcular un tercer par de control para la al menos una articulación motorizada que compensa sustancialmente la
 - dinámica gravitacional del exoesqueleto, y
 - 30 en el que el par de control final comprende una suma del segundo par de control y el tercer par de control.
3. El sistema de control de cualquier reivindicación precedente, en el que el cálculo del gradiente de energía gravitacional en la al menos una articulación comprende determinar un producto del primer par de control y una velocidad angular de articulación medida de la al menos una articulación motorizada.
4. El sistema de control de cualquier reivindicación precedente, comprendiendo la pluralidad de sensores al menos
- 35 uno de un giroscopio o un acelerómetro, y en el que la estimación de la configuración comprende utilizar al menos uno de la pluralidad de sensores para determinar una orientación de diferentes segmentos del cuerpo.
5. El sistema de control de cualquier reivindicación precedente, en el que la estimación de la configuración comprende además detectar ángulos de articulación del exoesqueleto.
6. El sistema de control de cualquier reivindicación precedente, en el que el cálculo del primer par de control
- 40 comprende además:
 - en respuesta a la determinación de que las extremidades inferiores están en una fase de soporte único, calcular el primer par de control para una pierna oscilante de las extremidades inferiores para compensar al menos parcialmente el peso de la pierna oscilante en relación con una cadera del usuario y calcular el primer par de control para una pierna de soporte de las extremidades inferiores para compensar al menos parcialmente el peso del cuerpo, y
 - 45 en respuesta a la determinación de que las extremidades inferiores están en una fase de doble soporte, calcular el primer par de control para las extremidades inferiores para compensar al menos parcialmente el peso del cuerpo.
7. El sistema de control de cualquier reivindicación precedente, comprendiendo además el programa informático secciones de código para hacer que el procesador realice la etapa de seleccionar el primer par de control para proporcionar diferentes cantidades de compensación de gravedad parcial para cada una de las extremidades inferiores.
- 50

8. El sistema de control de cualquier reivindicación precedente, comprendiendo además el programa informático secciones de código para hacer que el procesador realice la etapa de seleccionar el primer par de control para que una de las extremidades inferiores para que sea cero.
- 5 9. El sistema de control de cualquier reivindicación precedente, comprendiendo además el programa informático secciones de código para hacer que el procesador realice la etapa de seleccionar una cantidad de compensación proporcionada por el primer par de control para que sea diferente para cada una de la fase de soporte único y la fase de soporte doble.
- 10 10. El sistema de control de cualquier reivindicación precedente, comprendiendo la pluralidad de sensores al menos uno de un sensor de carga, un giroscopio o un acelerómetro, y en el que la detección de la transición de las extremidades inferiores entre la fase de soporte único y la fase de soporte doble se basa en mediciones de al menos uno de la pluralidad de sensores.
11. El sistema de control de la reivindicación 10, en el que la transición entre la fase de soporte único y la fase de soporte doble se detecta cuando las mediciones indican una aceleración sustancial en la pierna oscilante a lo largo de la dirección del impacto sobre el suelo.
- 15 12. El sistema de control de la reivindicación 10, en el que la transición entre la fase de soporte único y la fase de soporte doble se detecta cuando las mediciones indican un cambio en la dirección de la velocidad angular del segmento de pantorrilla de la pierna oscilante.
- 20 13. El sistema de control de cualquier reivindicación precedente, que comprende además detectar una transición de las extremidades inferiores entre la fase de soporte único y la fase de soporte doble en base a un cambio en al menos una de la dirección o la magnitud de la velocidad angular de al menos un segmento de una pierna oscilante.
14. El sistema de control de cualquier reivindicación precedente, donde se determina una cantidad de compensación durante la fase de soporte único en base a un movimiento medido de las extremidades inferiores.
- 25 15. El sistema de control de la reivindicación 14, donde la cantidad de compensación para una primera pierna de las extremidades inferiores se basa, al menos en parte, en el movimiento medido de la segunda pierna de las extremidades inferiores.
- 30 16. El sistema de control de la reivindicación 14, donde la cantidad de compensación se basa en la diferencia entre el movimiento medido de la primera pierna y el movimiento medido de la segunda pierna.
17. El sistema de control de la reivindicación 14, comprendiendo además el programa informático secciones de código para hacer que el procesador realice la etapa de ajustar una cantidad de amortiguación para la al menos una articulación motorizada.
18. Un exoesqueleto para aplicar fuerza al menos a una extremidad inferior de un usuario, comprendiendo el exoesqueleto:
- un segmento de cadera conectable a una cadera de un usuario;
 - un segmento de muslo acoplado y giratorio con relación al segmento de cadera por una articulación motorizada;
 - 35 una pluralidad de sensores asociados con la extremidad inferior; y
 - un sistema de control para controlar la articulación motorizada de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1-17.

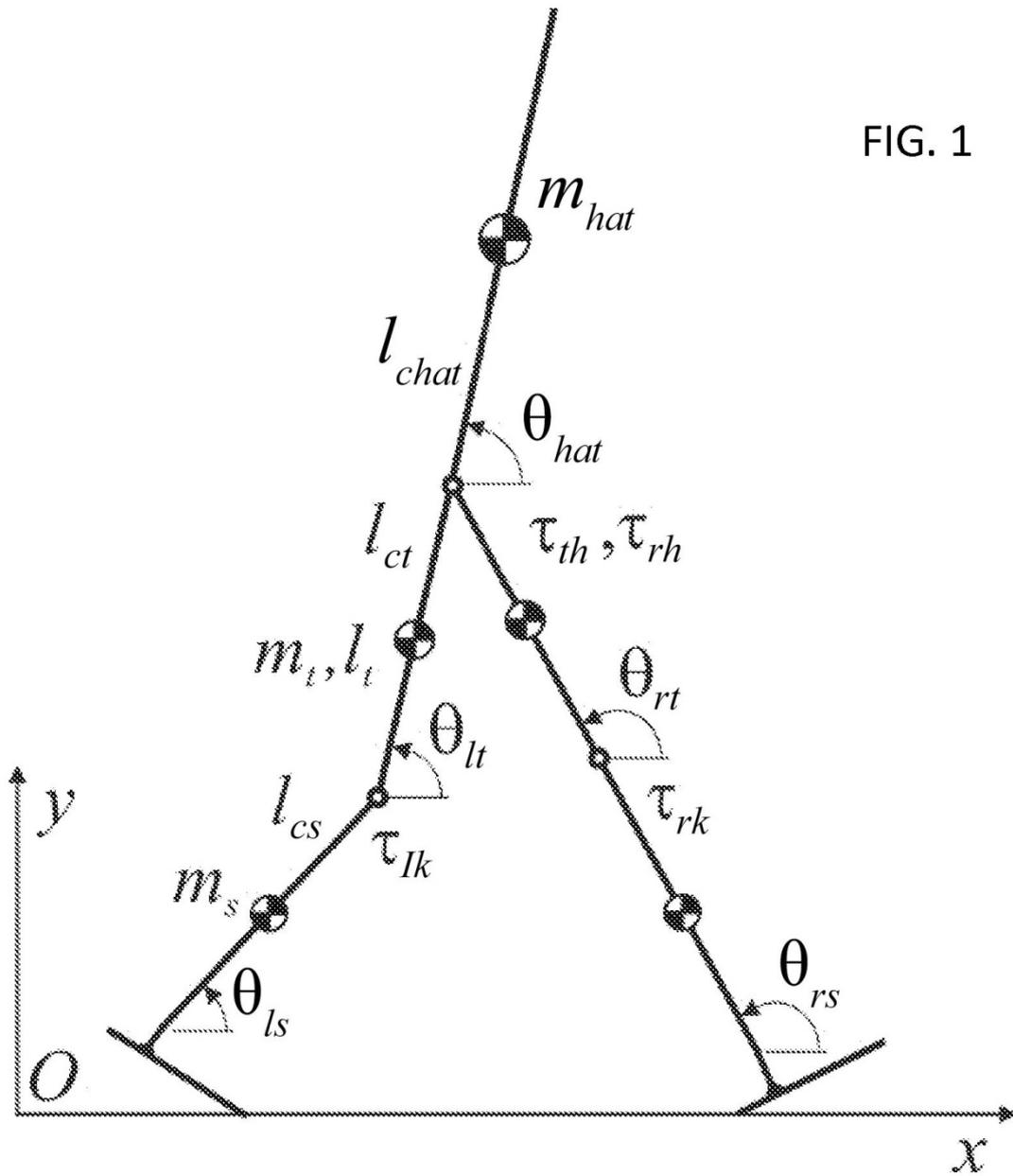


FIG. 1

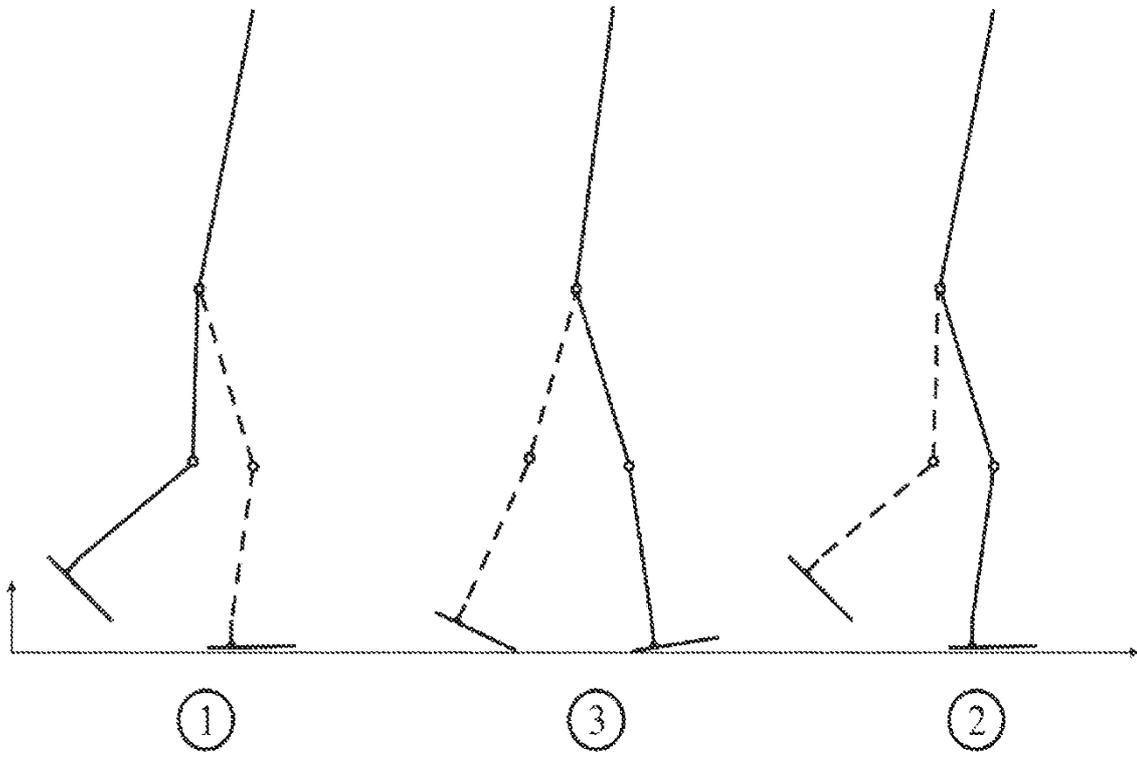
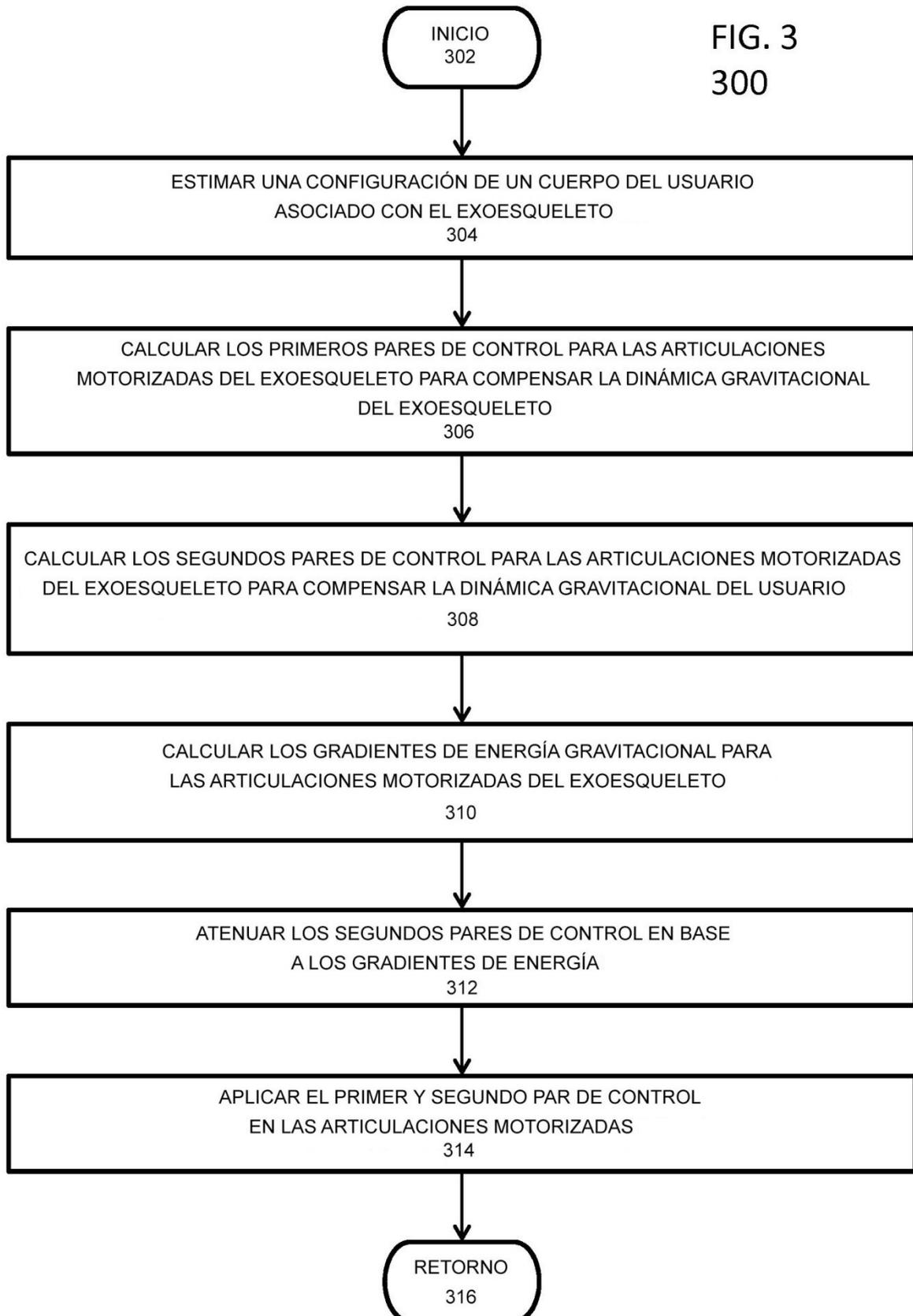


FIG. 2

FIG. 3
300



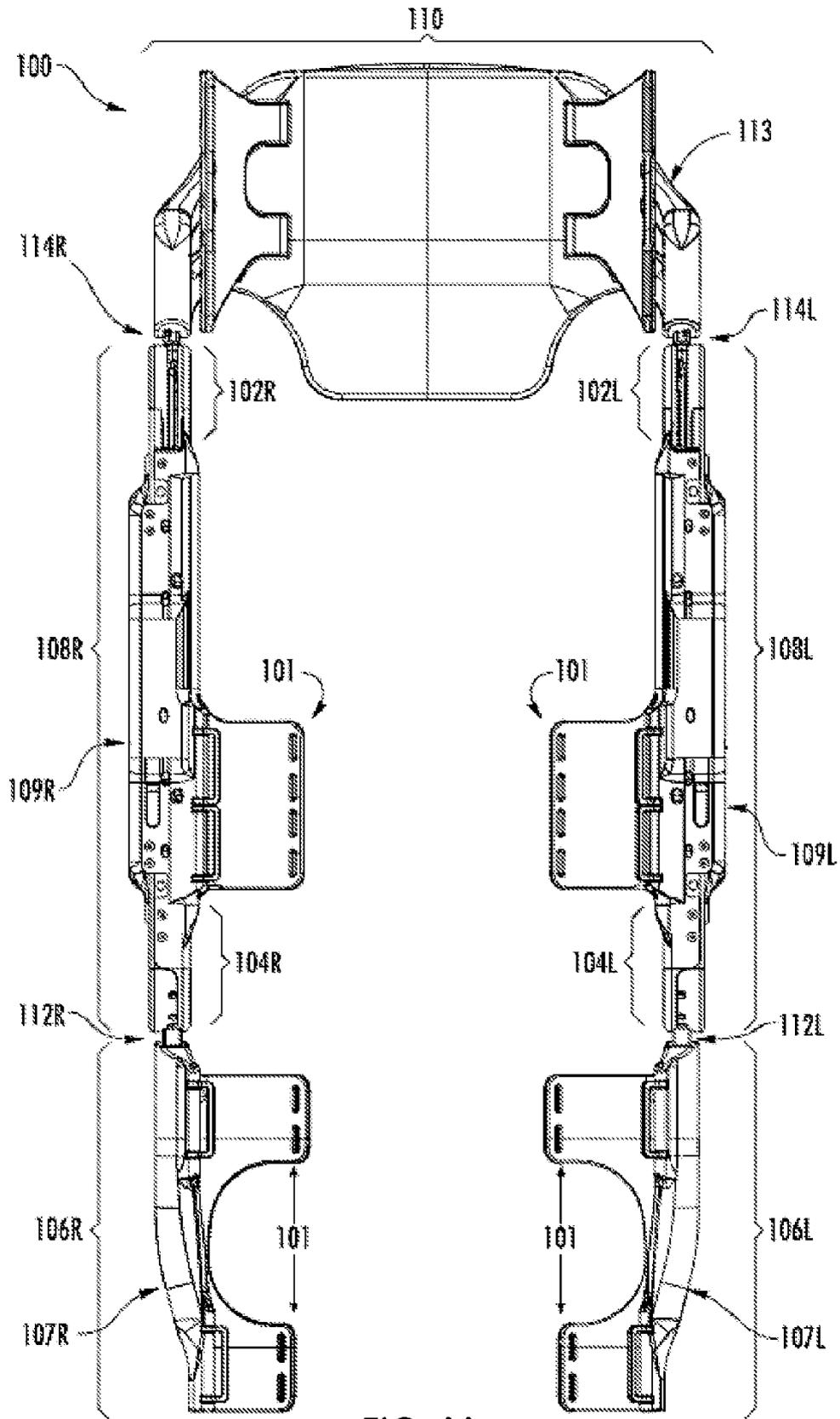


FIG. 4A

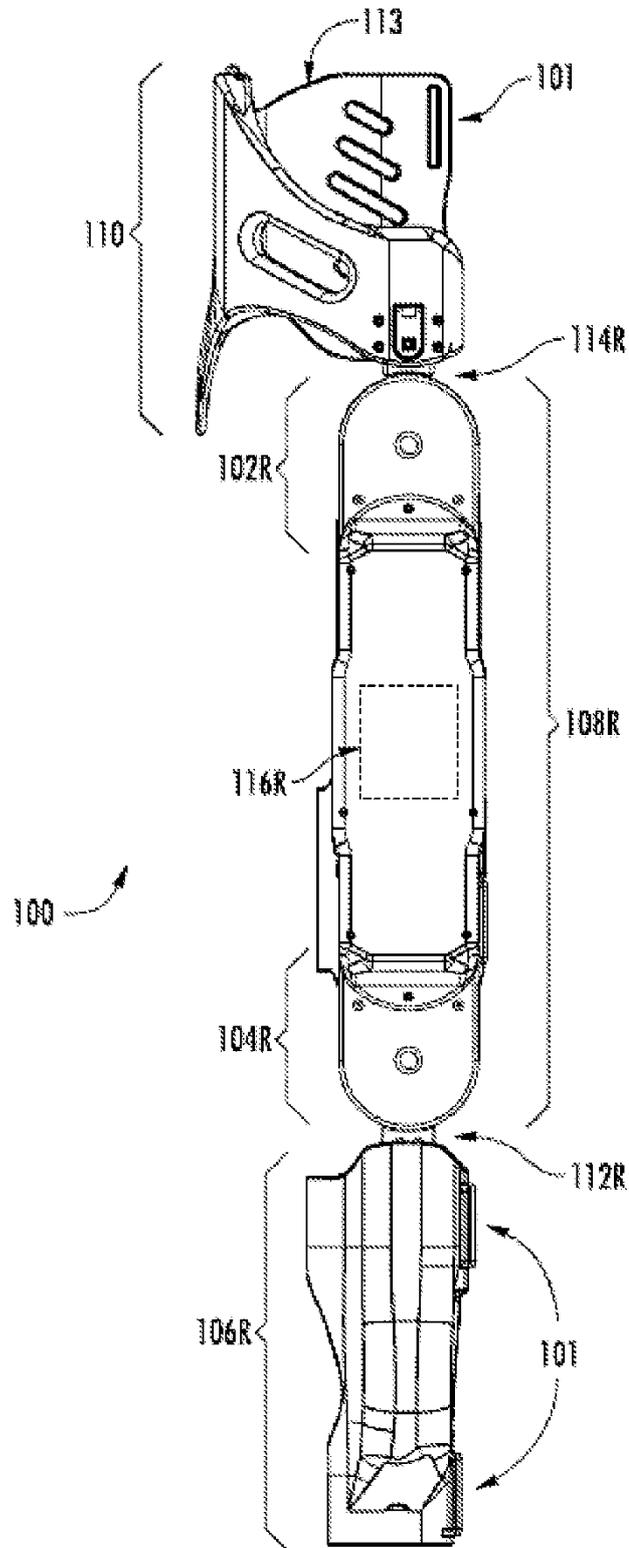


FIG. 4B

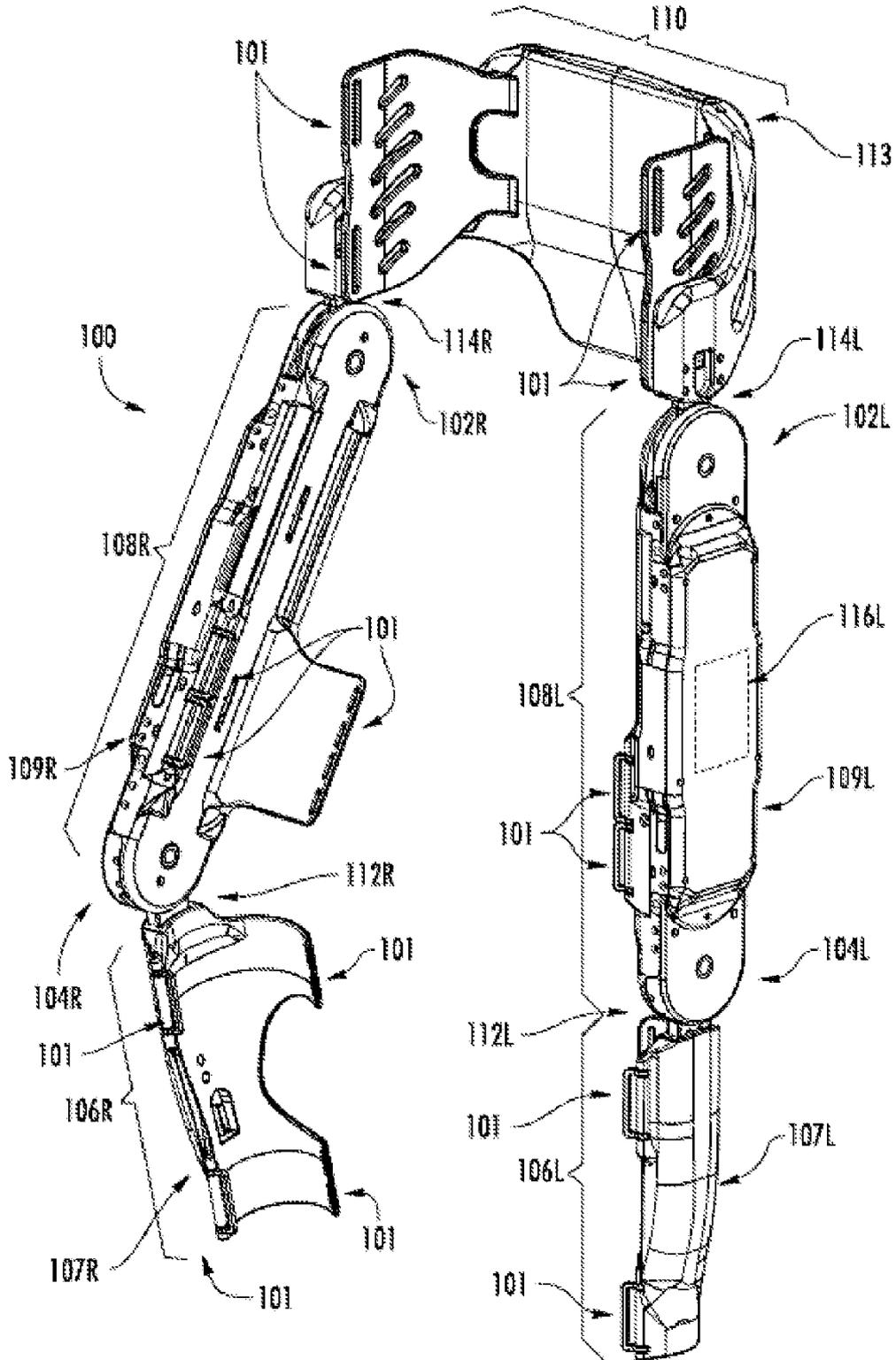


FIG. 4C

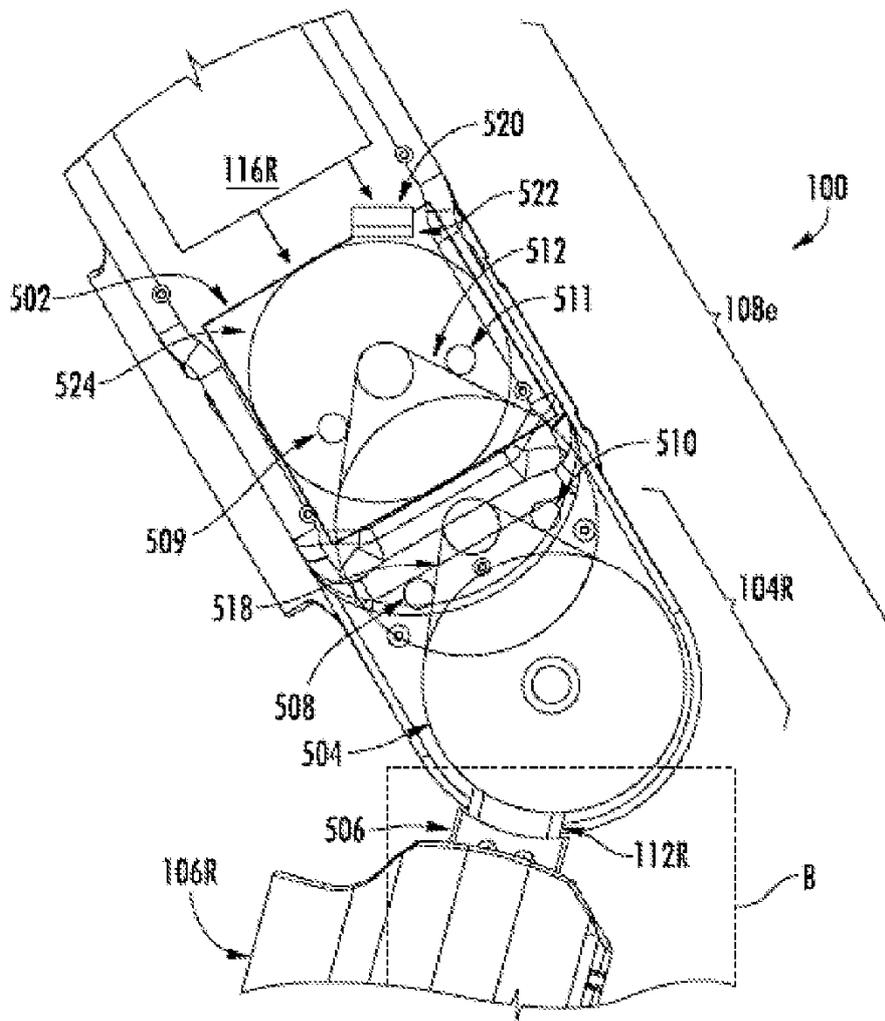
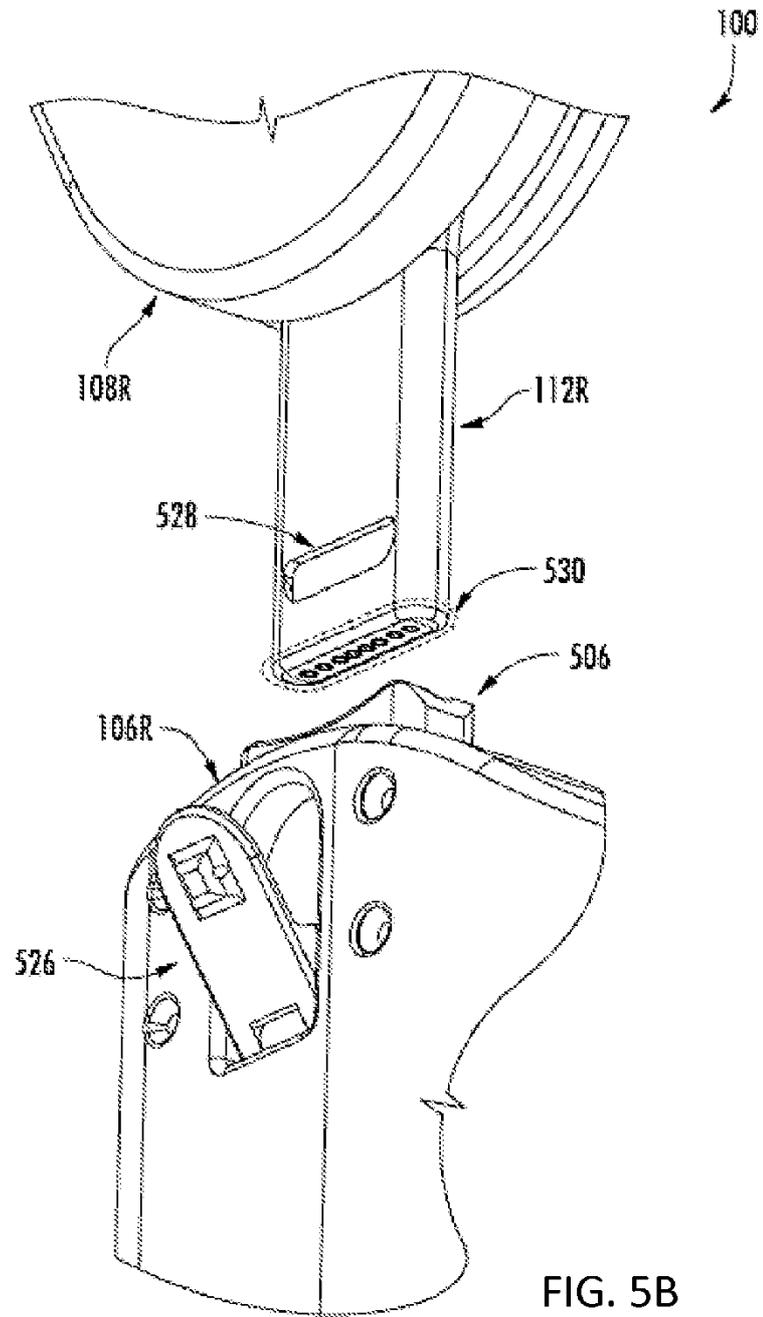


FIG. 5A



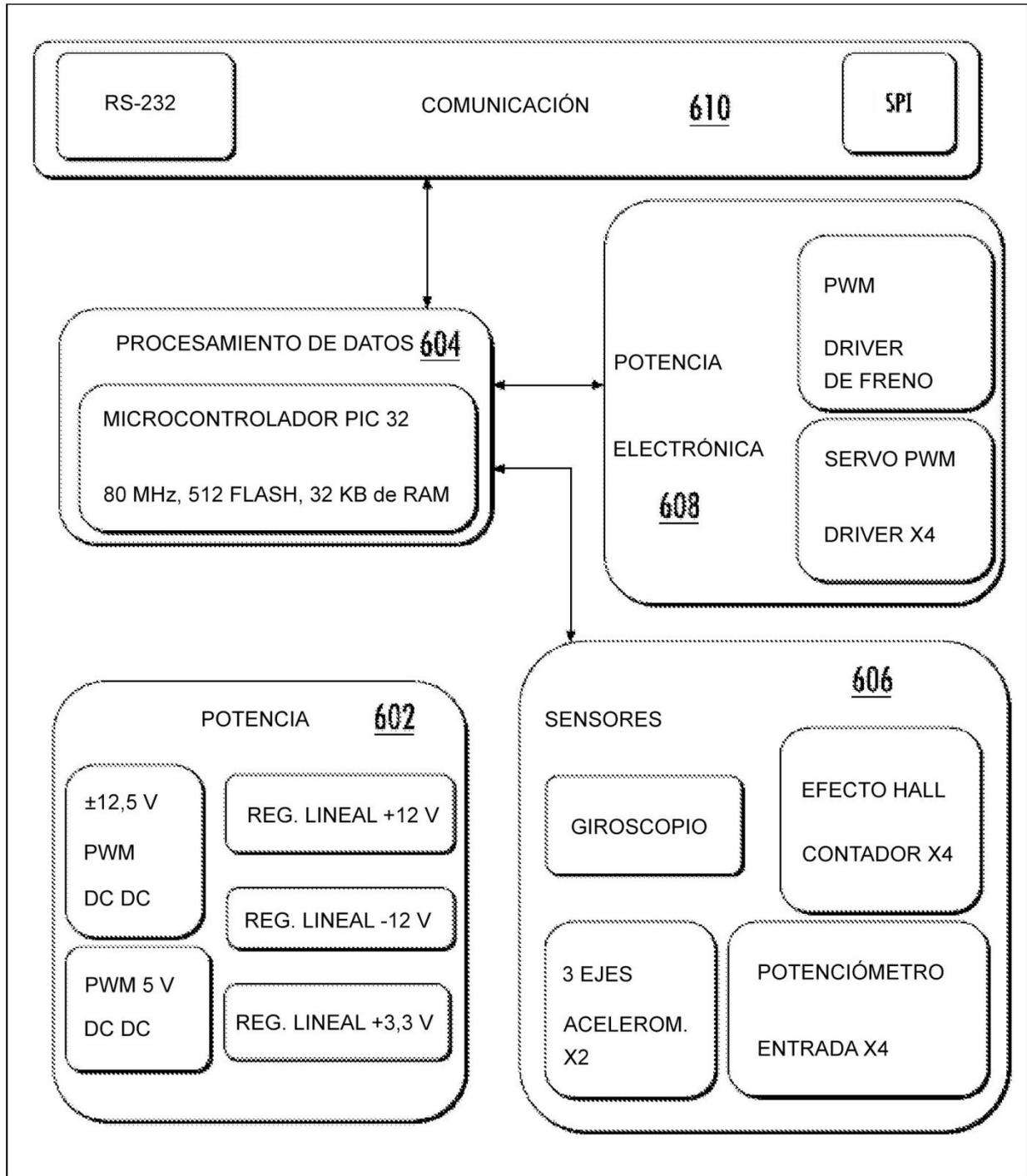


FIG. 6
600



FIG. 7

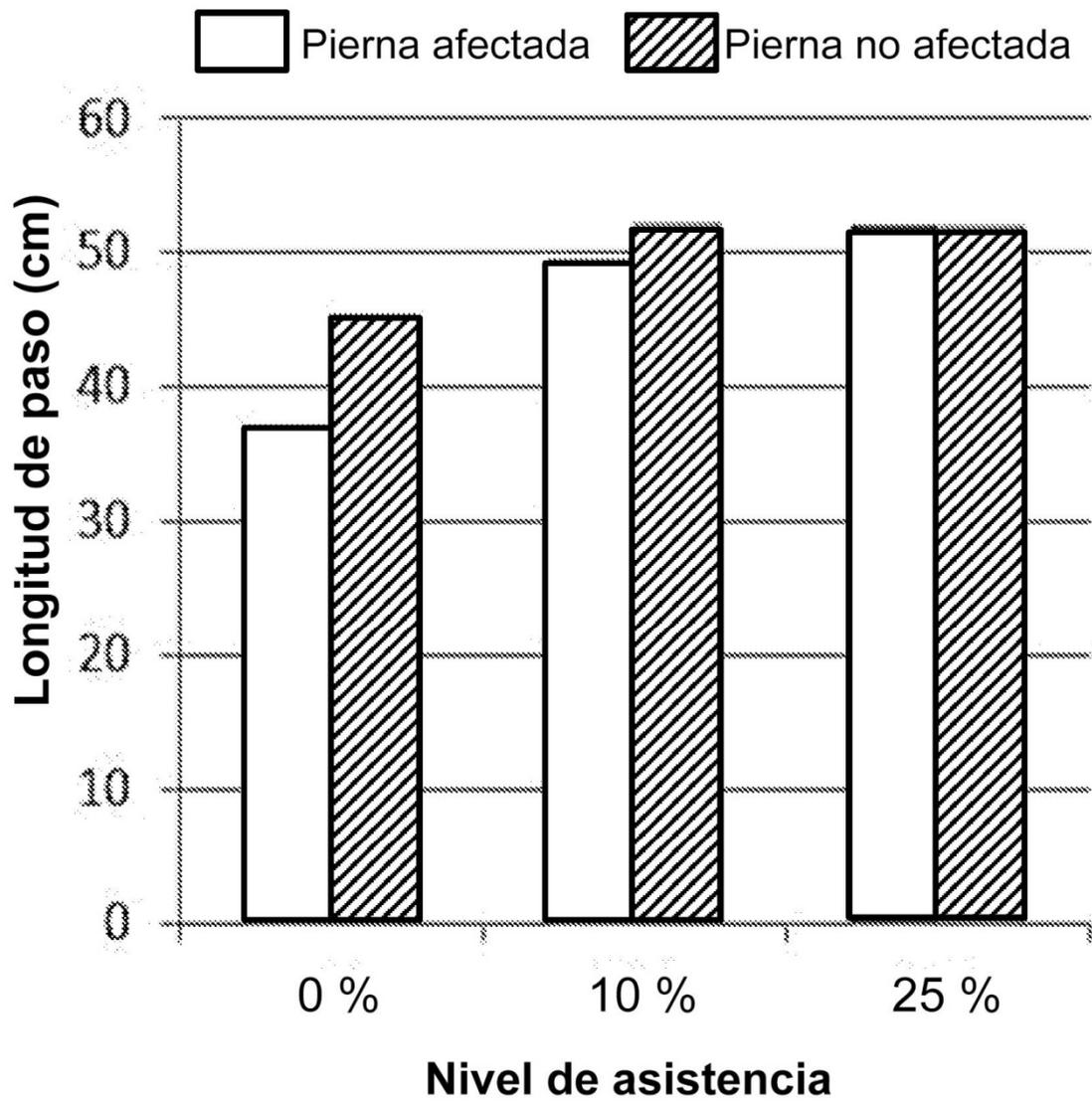


FIG. 8

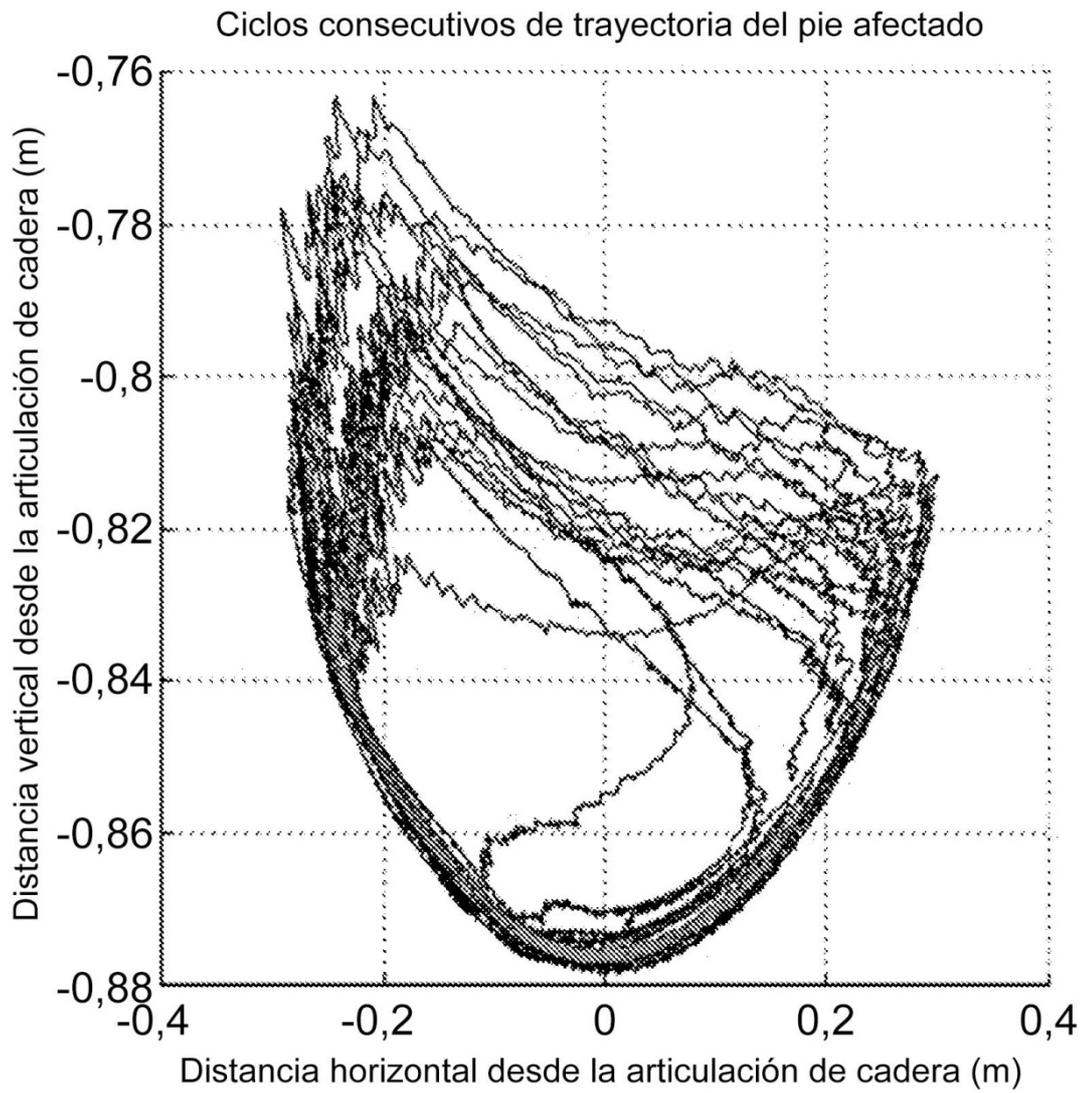


FIG. 9A

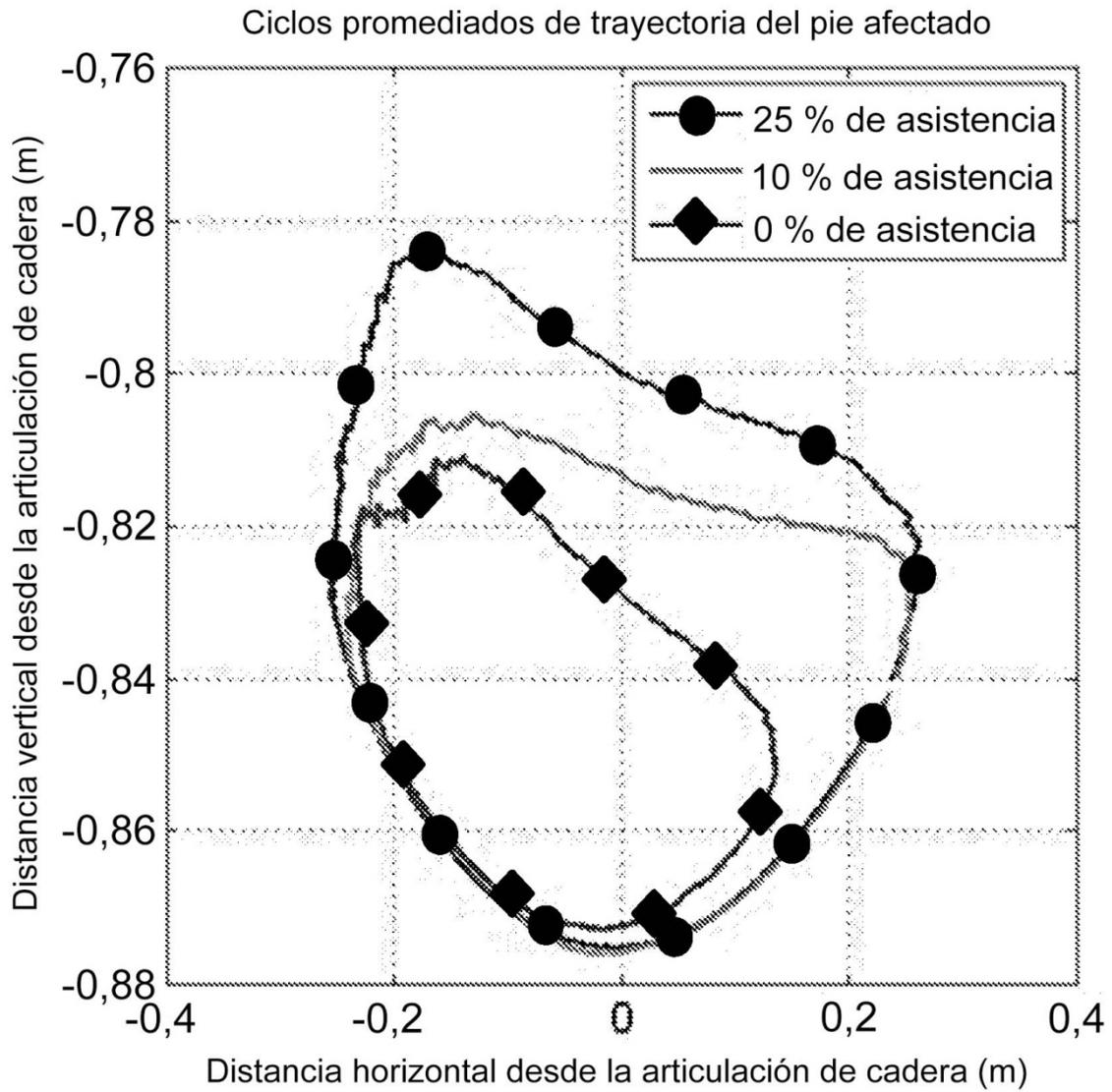


FIG. 9B

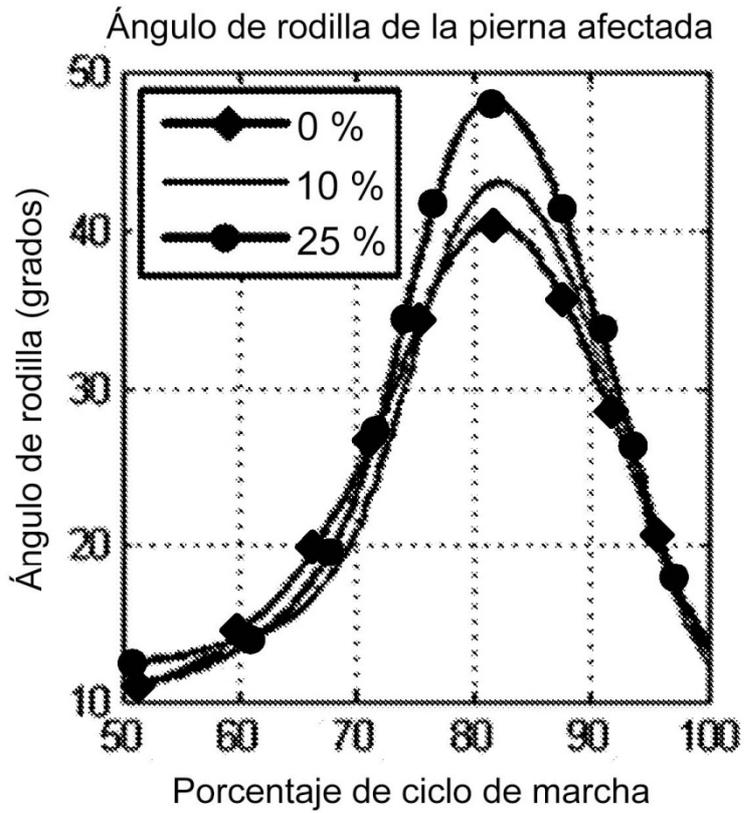


FIG. 10A

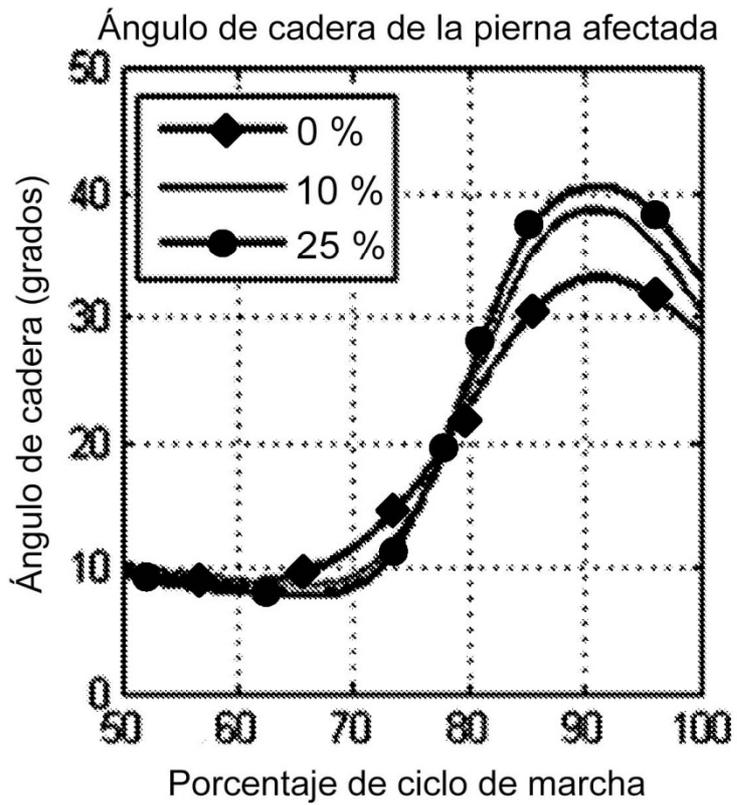


FIG. 10B