

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 810 799**

51 Int. Cl.:

**A61H 1/02** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **12.11.2014 PCT/US2014/065142**

87 Fecha y número de publicación internacional: **21.05.2015 WO15073490**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **12.11.2014 E 14862495 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **08.07.2020 EP 3068360**

54 Título: **Interfaces de máquina a humano para la comunicación desde una ortesis de extremidad inferior**

30 Prioridad:

**12.11.2013 US 201361903087 P**

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

**09.03.2021**

73 Titular/es:

**EKSO BIONICS, INC. (100.0%)  
1414 Harbour Way South Suite 1201  
Richmond, CA 94804, US**

72 Inventor/es:

**AMUNDSON, KURT;  
HARDING, NATHAN;  
ANGOLD, RUSSDON y  
ZOSS, ADAM**

74 Agente/Representante:

**ISERN JARA, Jorge**

**ES 2 810 799 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

Interfaces de máquina a humano para la comunicación desde una ortesis de extremidad inferior

5 **Antecedentes de la invención**

La presente invención se refiere a dispositivos ortopédicos que ayudan en la rehabilitación y restauración de la función muscular en pacientes con función o control muscular deteriorado. Más particularmente, la presente invención se refiere a dispositivos ortopédicos y a configuraciones de estos dispositivos ortopédicos adecuados para uso terapéutico con pacientes que tienen una función neuromuscular/muscular deteriorada de los apéndices, que incluyen, pero sin limitarse a, dispositivos ortopédicos que incluyen un sistema motorizado de tirantes y sistemas de control relacionados que potencian la función mejorada de los apéndices para actividades tal como caminar.

El documento US 8523790 se relaciona con un dispositivo de asistencia para caminar.

Millones de personas sufren una pérdida parcial o total de la capacidad de caminar, lo que resulta en una movilidad muy deteriorada para el individuo afectado. Este estado de discapacidad puede ser el resultado de una lesión traumática, un accidente cerebrovascular u otras afecciones médicas que causan trastornos que afectan el control muscular. Independientemente del origen, el inicio y la continuación de la discapacidad para caminar, puede dar lugar a resultados físicos y/o psicológicos negativos adicionales para el individuo afectado. Para mejorar la salud y la calidad de vida de los pacientes con discapacidad para caminar, el desarrollo de dispositivos y de procedimientos que puedan mejorar o restaurar la función de caminar es de gran utilidad para las comunidades médicas y terapéuticas. Más allá de la discapacidad para caminar, hay una variedad de condiciones médicas que interfieren con el control muscular de los apéndices, lo que resulta en la pérdida de la función y otras condiciones adversas para el individuo afectado. El desarrollo de dispositivos y de procedimientos para mejorar o restaurar estas funciones adicionales también es de gran interés para las comunidades médicas y terapéuticas.

Los dispositivos del exoesqueleto humano se están desarrollando en el campo de la medicina para restaurar y rehabilitar la función muscular adecuada para las personas con trastornos que afectan el control muscular. Estos dispositivos de exoesqueleto pueden representarse como un sistema de tirantes motorizados que pueden aplicar fuerzas a los apéndices del portador. En un entorno de rehabilitación, los exoesqueletos son controlados por un fisioterapeuta y/o el paciente que porta el exoesqueleto usa una de una pluralidad de posibles entradas para controlar un sistema de control del exoesqueleto. A su vez, el sistema de control del exoesqueleto acciona la posición de los tirantes motorizados, lo que da como resultado la aplicación de fuerza y, típicamente, el movimiento del cuerpo del portador del exoesqueleto.

Los sistemas de control del exoesqueleto prescriben y controlan las trayectorias en las articulaciones de un exoesqueleto. Estas trayectorias pueden prescribirse como basadas en la posición, basadas en la fuerza o como una combinación de ambas metodologías, tal como las que se ven en un controlador de impedancia. Los sistemas de control basados en la posición pueden modificar las trayectorias del exoesqueleto directamente a través de la modificación de las posiciones prescritas. Los sistemas de control basados en la fuerza pueden modificar las trayectorias del exoesqueleto a través de la modificación de los perfiles de fuerza prescritos. Los movimientos complicados del exoesqueleto, tal como caminar, están ordenados por un sistema de control del exoesqueleto mediante el uso de una serie de trayectorias del exoesqueleto, con movimientos del exoesqueleto cada vez más complicados que requieren una serie cada vez más complicada de trayectorias del exoesqueleto. Estas series de trayectorias pueden ser cíclicas, tal como el exoesqueleto que da una serie de pasos con cada pierna, o pueden ser discretas, tal como un exoesqueleto que se eleva desde una posición sentada hasta una posición de pie.

En función de la etapa particular de la fisiología o la rehabilitación de un paciente, el exoesqueleto debe proporcionar diferentes grados de asistencia en varios movimientos necesarios para caminar. Para algunos pacientes, tal como los parapléjicos, los actuadores de un exoesqueleto moderno deben proporcionar toda la fuerza requerida para caminar. Sin embargo, en algunas aplicaciones donde un paciente tiene alguna función, puede ser suficiente simplemente proporcionar un empujón en la dirección correcta a la posición correcta en el ciclo de la marcha. Este tipo de asistencia de locomoción puede compararse con empujar a un niño en un columpio: el empuje proporcionado no necesita ser preciso siempre que no sea ni tan pequeño que el movimiento del columpio decaiga ni tan grande que el movimiento del columpio se vuelva inestable. Por lo tanto, es posible que un exoesqueleto facilite el caminar de un paciente simplemente proporcionando algo de asistencia en una porción clave del ciclo de la marcha.

En las personas que tienen un uso limitado de sus extremidades inferiores, la restauración de la función de la rodilla es crítica para la restauración de la función de pararse o caminar porque la pierna no puede soportar peso sin una rodilla funcional. Esto queda claro en el campo de las prótesis, donde el mayor esfuerzo y complejidad del diseño se dedica al diseño de prótesis de la rodilla. Históricamente, las prótesis de rodilla fueron las primeras en incorporar microprocesadores y más tarde también los actuadores motorizados. En el campo de las ortesis, los dispositivos mecánicos convencionales incluyen tirantes que se bloquean cuando la rodilla está recta y se desbloquean en una postura posterior para que la persona pueda doblar su rodilla durante el balanceo; estos dispositivos han estado disponibles durante décadas, aunque los avances recientes los han hecho más pequeños y más confiables. Las

ortesis más nuevas, como las prótesis, han llegado a incluir microprocesadores que permiten una mayor robustez en condiciones variables. Por ejemplo, en una ortesis tradicional, puramente mecánica, el bloqueo de la rodilla para la posición se activa al alcanzar la extensión completa de la rodilla en el balanceo terminal. Sin embargo, puede ser conveniente que la rodilla se bloquee en el balanceo terminal, incluso si la extensión de la rodilla no es completa, mediante el uso de otros marcadores tal como buscar impacto con la superficie del soporte mediante el uso de un acelerómetro. Tales comportamientos son extremadamente difíciles de diseñar mecánicamente, pero pueden ser triviales de implementar con un microprocesador. Hay muchos ejemplos de tales dispositivos conocidos en la técnica, algunos de los cuales están disponibles para la venta.

Los dispositivos de ortesis de rodilla existentes tienen muchas deficiencias. En primer lugar, una rodillera de control de postura no puede proporcionar asistencia activa para ayudar a una persona a pasar de estar sentada a estar de pie. Algunos dispositivos tienen la capacidad de potenciar la marcha de una persona. Es decir, además de tener un microprocesador que puede bloquear la rodilla en una posición fija, el dispositivo también tiene un actuador lo suficientemente grande como para transferir potencia mecánica a la marcha de la persona. La complejidad adicional requerida no es trivial: los únicos sistemas de actuación prácticos son los motores eléctricos que usan relaciones de transmisión grandes (típicamente alrededor de 1:100) que convierten el movimiento de menor torque y alta velocidad del motor en el movimiento de mayor torque y baja velocidad necesario para la locomoción humana. En algunos dispositivos, esta transmisión es un dispositivo de husillo de bola; en otros es un impulso armónico; y en otros es una bomba hidráulica y un cilindro. En todos los casos, existe una dificultad común además de la actuación, y es que el dispositivo debe estar acoplado a la persona. Superficialmente, esto puede no parecer un factor limitante ya que se han diseñado tantas rodilleras de control de postura no motorizadas, pero de hecho hay una diferencia importante. Las rodilleras con control de postura están diseñadas solo para soportar el peso corporal cuando la rodilla está casi recta; en esta situación, el torque resistido por el dispositivo es pequeño. Las rodilleras motorizadas pueden proporcionar torque incluso cuando el ángulo de la rodilla es grande, y están diseñadas para producir torques muy grandes, a menudo similares a los producidos por el cuerpo humano. En estos casos, intentar acoplar a la persona no es un problema trivial, ya que el gran torque generado por el dispositivo en la rodilla debe resolverse a través de la conexión persona-dispositivo tanto en el muslo como en la pierna. Esta conexión es típicamente suave, para no dañar a la persona y, como resultado, la aplicación de un mayor torque da como resultado un movimiento indeseable de la persona-dispositivo. Con esto en mente, existe una necesidad insatisfecha de proporcionar un dispositivo mediante el cual una rodillera motorizada pueda ejercer fuerzas suficientemente grandes sobre la rodilla de la persona acoplada a la rodillera como para afectar la marcha de la persona acoplada a la rodillera, mientras que simultáneamente disminuye el movimiento relativo entre la persona y el dispositivo de rodillera. Este dispositivo también debe hacerlo sin producir molestias o incomodidades indebidas al paciente acoplado al dispositivo.

Un dispositivo ortopédico con solo una rodillera motorizada no puede ayudar en el balanceo de la pierna ni en la propulsión del cuerpo durante la postura. Biomecánicamente, la cadera desempeña un papel en ambas funciones, ayudando a impulsar a la persona durante la postura y lanzar la pierna hacia adelante durante el balanceo. Si bien se han propuesto dispositivos para ayudar con el movimiento de la cadera de la persona durante el caminar, estos dispositivos son engorrosos porque requieren una actuación de alta potencia y/o un acoplamiento antropomórfico cercano a la persona. La cadera humana es una articulación de tres grados de libertad, que permite el movimiento en los tres ejes de rotación; y aunque se requieren altas potencias para caminar solo en el plano sagital, a menudo deben proporcionarse grados de libertad sin potencia en los otros ejes para permitir una caminata normal. Algunos dispositivos se aproximan a estos grados de libertad con mecanismos complejos, y otros simplemente bloquean estos grados de libertad, lo que limita a la persona. Por lo tanto, también existe una necesidad insatisfecha de proporcionar un dispositivo ortopédico de cadera que permita la ayuda del movimiento de la pierna en el balanceo y la propulsión del cuerpo en postura, pero sin restringir los grados de libertad sobre la cadera o que requieran mecanismos pesados demasiado voluminosos y complicados.

Para algunas personas que sufren de debilidad en las extremidades inferiores (a menudo, pero no siempre, después de un accidente cerebrovascular), es importante prevenir la caída del pie, porque de cualquier otra manera la persona podría arrastrar el dedo del pie al suelo, tropezar y caerse. Por lo tanto, existe una necesidad insatisfecha de proporcionar un dispositivo que pueda levantar de manera confiable el dedo del pie de la persona durante el balanceo.

## **Sumario de la invención**

De acuerdo con un aspecto, se proporciona una ortesis de extremidad inferior como se reivindicó en la reivindicación 1. De acuerdo con otro aspecto, se proporciona un procedimiento como se reivindicó en la reivindicación 11. Es un objeto de la presente invención proporcionar un dispositivo ortopédico para la extremidad inferior que permita que una rodillera motorizada ejerza suficiente fuerza sobre una persona acoplada a la rodillera motorizada para proporcionar asistencia a esa persona tanto de pie como caminando, siendo capaz con esta rodillera de producir torques muy grandes similares a los producidos por el cuerpo humano durante el caminar, pero sin que estos torques resultan en un movimiento indeseable de la persona-dispositivo. Es un objeto adicional de la presente invención que este dispositivo de rodillera motorizada funcione sin producir molestias o incomodidades indebidas al paciente acoplado al dispositivo.

Es un objeto adicional de la presente invención que el dispositivo ortopédico para la extremidad inferior permita que un dispositivo ortopédico de cadera proporcione asistencia a un paciente acoplado en el movimiento de la pierna en el balanceo y la propulsión del cuerpo en la postura, pero sin restringir los grados de libertad sobre la cadera o sin requerir mecanismos demasiado complicados, y a menudo voluminosos o pesados.

5 Es un objeto adicional de la presente invención que el dispositivo ortopédico para la extremidad inferior pueda levantar de manera confiable el dedo del pie de una persona, que está portando una ortesis o exoesqueleto, durante el balanceo, para evitar que esa persona tropiece o caiga.

10 El aspecto principal de la presente invención comprende un dispositivo motorizado de ortesis de rodilla que no está únicamente acoplado a la persona en su pierna y muslo, sino que con este dispositivo que incluye mástiles livianos u otros enlaces rígidos, que se extienden desde el módulo de actuación hasta la longitud del muslo a la cadera, y desde abajo de la pierna hasta el tobillo, con este dispositivo que tiene pivotes pequeños y no motorizados que están alineados, respectivamente, con los pivotes de la cadera y el tobillo de la persona, con estos pivotes de conexión acoplados a la cadera y al tobillo del persona, respectivamente. Como los acoplamientos en la cadera y el tobillo de la persona están muy distantes de la rodilla, las fuerzas que reaccionan allí son mucho menores que cuando las fuerzas de la ortesis reaccionan en la pierna y el muslo, y, por lo tanto, el movimiento entre la persona y el dispositivo es mucho menos, permitiendo que los actuadores impulsen el movimiento de la rodilla para proporcionar más fuerza.

20 El segundo aspecto de la presente invención proporciona un sistema que potencia las caderas de un exoesqueleto a través de un dispositivo de accionamiento ubicado directamente entre los muslos, evitando así la complejidad de un enlace pélvico y la necesidad de proporcionar rotación y abducción al muslo. De acuerdo con este aspecto, los muslos de la persona se acoplan a través de un actuador para que el diseño no necesite acoplarse alrededor de la pelvis de la persona. Una variación de esta realización permite torques mayores con diferentes envases, en los que la conexión entre las caderas se realiza desde una ubicación en la cadera en línea con los pivotes de la cadera de la persona.

30 El tercer aspecto de la presente invención proporciona un mecanismo pasivo que asiste con el movimiento de la cadera de una persona que porta un dispositivo de exoesqueleto. En la realización más simple, se proporciona un elemento de resorte que se engancha durante la postura terminal, cuando la cadera está muy flexionada, y de esta manera proporciona asistencia durante el balanceo inicial.

35 El cuarto aspecto de la presente invención tiene las caderas de una persona que porta un exoesqueleto para acoplarlas de manera que la energía se transfiera de una cadera a la otra. De acuerdo con este aspecto de la invención, las caderas se acoplan a través de un mecanismo de inversión de movimiento, tal como un diferencial, de manera que cuando la cadera derecha se mueve hacia atrás, la cadera izquierda se ve obligada a moverse hacia adelante. Para que sea efectivo, el mecanismo de inversión de movimiento debe estar conectado a tierra, y cuando está conectado al torso, el dispositivo resultante se denomina ortesis de marcha recíproca (RGO). En esta realización, se controla el movimiento entre la RGO y el torso. Al colocar un actuador, en la mayoría de las realizaciones, un motor eléctrico con una transmisión de reducción de velocidad, entre el diferencial y el torso, puede hacerse que el dispositivo se comporte como una RGO bloqueando el motor, o puede hacerse que se comporte como si no hubiera una RGO aplicando un torque nulo, o en un estado intermedio controlando el motor a un perfil de torque.

45 El quinto aspecto de la presente invención comprende un dispositivo ortopédico liviano que pivota en el tobillo de la pierna equipado con el dispositivo, con un freno electromecánico dispuesto en el pivote. Un sensor en la pierna opuesta de aquel que porta este dispositivo de pivote detecta el contacto del pie con el suelo y bloquea la rotación del tobillo de la pierna equipada con el pivote y el freno electromecánico. Este freno mantiene el pivote y el tobillo del portador del dispositivo en dorsoflexión durante el balanceo. Cuando el pie en la pierna opuesta a la pierna que porta este dispositivo de pivote vuelve a contactar con el suelo al final del balanceo, el freno se libera para un ciclo de postura natural. Al ajustar el tiempo, el ángulo de balanceo del tobillo puede variar. Una variante de esta realización comprende un dispositivo que sostiene el tobillo de una persona que porta el dispositivo en dorsiflexión durante el balanceo, pero sin requerir una ortesis. En esta realización, un cable se conecta entre un fleje en el pie y la pierna del paciente, con un resorte de retracción en la pierna que mantiene este cable bajo tensión, y un dispositivo de freno que restringe el movimiento del cable cuando la pierna opuesta golpea el suelo, manteniendo la posición del tobillo de la pierna que porta el dispositivo hasta que la pierna que porta este dispositivo toque el suelo.

60 En general, estos aspectos de la invención pueden combinarse sinérgicamente para proporcionar una funcionalidad mejorada global del dispositivo ortopédico para ayudar en la rehabilitación y la función muscular en pacientes con función o control muscular deteriorado. En cualquier caso, objetos adicionales, características y ventajas de la invención serán más fácilmente evidentes a partir de la descripción detallada presentada a continuación, particularmente cuando se toman junto con los dibujos en los que los numerales de referencia similares se refieren a partes correspondientes en las diversas vistas.

65 **Breve descripción de los dibujos**

La Figura 1 es una vista lateral esquemática de un individuo discapacitado acoplado a un exoesqueleto ambulatorio complejo y motorizado para el cuerpo inferior.

La Figura 2a es un dibujo de una vista lateral de un individuo discapacitado acoplado a una ortesis de rodilla motorizada convencional, con este dibujo que muestra el tirante y las fuerzas resultantes.

La Figura 2b es un dibujo de una vista lateral de un individuo discapacitado acoplado a la ortesis de rodilla motorizada de la presente invención, con este dibujo que muestra el tirante y las fuerzas resultantes.

La Figura 3a es un dibujo que muestra una vista trasera y una vista lateral de un individuo discapacitado que porta un dispositivo de ortesis de acoplamiento de muslos accionado de la presente invención.

La Figura 3b es un dibujo que muestra una vista trasera más cercana del dispositivo auxiliar de acoplamiento de muslos de la Figura 3a.

La Figura 4 es un dibujo que muestra una vista frontal y una vista lateral de un individuo discapacitado que porta una configuración variante del dispositivo de ortesis de acoplamiento de muslos accionado de la presente invención.

La Figura 5a es un gráfico del torque del actuador de cadera en función de las fases de postura que ejemplifican los datos para una persona acoplada a los dispositivos de acoplamiento de muslos de la presente invención.

La Figura 5b es un gráfico del torque del actuador de cadera en función de las fases de postura para los dispositivos de cadera acoplados de la presente invención.

La Figura 6a es un dibujo que muestra una vista lateral de un individuo discapacitado que porta un dispositivo pasivo de asistencia de cadera de la presente invención.

La Figura 6b es un gráfico que muestra los datos de la marcha de la cadera, que se muestra como la traza sólida con círculos abiertos, con datos de resorte superpuestos, que se muestran como una línea discontinua, que representa el uso del dispositivo de cadera pasivo de la presente invención que ayuda en la postura tardía y el balanceo temprano.

La Figura 7 es un dibujo que muestra una vista lateral de un individuo discapacitado que porta un dispositivo de ortesis de marcha recíproca accionado construido de acuerdo con la invención.

La Figura 8a es un dibujo que muestra una vista lateral de un individuo discapacitado acoplado a un dispositivo ortopédico que incluye un dispositivo auxiliar del pie y el tobillo de la presente invención.

La Figura 8b es un dibujo que muestra una vista lateral de un individuo discapacitado acoplado a una variante del dispositivo auxiliar del pie y del tobillo de la Figura 8a.

### **Descripción detallada de la invención**

La presente invención se usa junto con dispositivos ortopédicos motorizados o no motorizados que proporcionan movimiento para caminar o asistencia para el movimiento(s) de caminar para el portador de la ortesis. Un exoesqueleto motorizado es un ejemplo de tal dispositivo ortopédico. En un entorno de rehabilitación, los exoesqueletos motorizados son controlados por un fisioterapeuta que usa uno de una pluralidad de posibles medios de entrada para ordenar un sistema de control del exoesqueleto. A su vez, el sistema de control del exoesqueleto acciona la posición de los tirantes motorizados, lo que da como resultado la aplicación de fuerza y, a menudo, el movimiento del cuerpo del portador del exoesqueleto.

La Figura 1 muestra, como referencia, un exoesqueleto de cuerpo completo que generalmente es conocido en la técnica; esto se hace principalmente para proporcionar referencia a varios componentes del exoesqueleto a los que se hará referencia en la aplicación. Con referencia a la Figura 1, el exoesqueleto 100 que tiene una porción del tronco 110 y soportes para las piernas inferiores 112 se usa en combinación con una muleta 102, que incluye una punta de enganche en el suelo inferior 101 y un mango 103, por una persona o portador 109 para caminar. Se muestra que el portador 109 tiene un brazo superior 111, un brazo inferior (antebrazo) 122, una cabeza 123 y extremidades inferiores 124. De una manera conocida en la técnica, la porción del tronco 110 es configurable para acoplarse a una parte superior del cuerpo (no etiquetada por separado) del portador 109, los soportes para las piernas 112 son configurables para acoplarse a las extremidades inferiores 124 de la persona 109 y los actuadores, indicados generalmente en 125 pero en realidad interpuestos entre las porciones de los soportes para las piernas 112, así como también entre los soportes para las piernas 112 y la porción del tronco 110 de una manera ampliamente conocida en la técnica, para desplazar los soportes de las piernas 112 con relación a la porción del tronco 110 para permitir el movimiento de las extremidades inferiores 124 del portador 109. En algunas realizaciones, la porción del tronco 110 puede ser bastante pequeña y comprender un enlace pélvico que envuelve la pelvis del portador 109. En el ejemplo que se muestra en la Figura 1, los actuadores del exoesqueleto 125 se muestran específicamente como un actuador de cadera 135 que se usa para mover la articulación de la cadera 145 en flexión y extensión, y un actuador de rodilla 140 que se usa para mover la articulación de la rodilla 150 en flexión y extensión. Los actuadores del exoesqueleto 125 están controlados por la CPU 120, siendo la CPU 120 un componente de un sistema de control del exoesqueleto, en una pluralidad de formas conocidas por un experto en la técnica del control del exoesqueleto. Aunque no se muestra en la Figura 1, se proporcionan varios sensores en comunicación con la CPU 120 para que la CPU 120 pueda monitorear la orientación del dispositivo. Tales sensores pueden incluir, sin restricción, codificadores, sensores de inercia, sensores de presión, potenciómetros, acelerómetros y giroscopios, estando estos sensores ubicados en varias posiciones en la estructura del exoesqueleto, en función de las necesidades de un exoesqueleto o de sistema de control específico. Además, la CPU 120 está en comunicación continua o intermitente con un servidor central 171 e informa todos los datos

recopilados. Como la estructura particular de varios exoesqueletos puede tomar muchas formas, como se conoce en la técnica, la estructura de este exoesqueleto de ejemplo no se detallará más en la presente memoria.

5 Con referencia a la Figura 2a, se muestran dibujos que representan un dispositivo motorizado de ortesis de rodilla convencional. En el panel izquierdo de la Figura 2a, se muestra un dibujo de una ortesis de rodilla convencional. La persona 200 porta una ortesis de rodilla convencional 201, con la estructura del muslo 203 acoplada al muslo 202 de la persona 200, con la estructura del muslo 203 conectada de forma giratoria a la articulación de la rodilla 204, con la articulación de la rodilla 204 conectada de forma giratoria a la estructura de la pierna 206, con la estructura de la pierna 206 acoplada a la pierna 205 de la persona 200. El generador de torque 208 está conectado tanto a la estructura del muslo 203 como a la articulación de la rodilla 204, con el generador de torque 208 ejerciendo un torque sobre la articulación de la rodilla 204 dando como resultado la flexión o extensión en la trayectoria de la flecha 207, con la rotación de la articulación de la rodilla 204 de la ortesis 201 dando como resultado la flexión o extensión de la pierna de la persona 200 cambiando los ángulos relativos del muslo 202 a la pierna 205 de la persona 200. En el panel derecho de la Figura 2a, un modelo simple de cómo las fuerzas de una rodillera que generan un torque de asistencia reaccionan sobre la persona. Aquí, la conexión entre la persona 200 y la ortesis 201 se representa esquemáticamente como dos parches, con el parche del muslo 211 en el muslo 202 de la persona 200, y el parche de la pierna 213 en la pierna 205 de la persona 200, con el parche del muslo 211 y el parche de la pierna 214 representando los flejes y/o puños que acoplan el dispositivo ortopédico 201 a la persona 200. El parche del muslo 211 y el parche de la pierna 214 deben reaccionar al torque aplicado por el generador de torque 208 sobre la rodilla 204, y como la longitud del parche del muslo 212 y la longitud del parche de la rodilla 214 son relativamente cortas, en comparación con la longitud del muslo 202 y de la pierna 205, las fuerzas requeridas para que el dispositivo de ortesis motorizado 201 mueva el muslo 202 con relación a la pierna 205 son bastante altas, con una extensión resultante de las fuerzas 215 y 216 en el parche del muslo 211 y las fuerzas 217 y 218 en el parche de la pierna 213, respectivamente. Aunque las fuerzas se muestran aquí como cargas puntuales en cualquiera de los bordes del fleje, se entiende que en flejes bien diseñados la fuerza se distribuiría, pero la simplificación de las cargas puntuales no cambia la naturaleza del problema con las ortesis de rodilla motorizadas convencionales; los mayores torques de rodilla producen un movimiento relativo indeseable entre la persona 200 y la ortesis 201, como resultado de la compresión de los tejidos de la persona 200 o del acolchado/flejado de la ortesis 201.

30 Con referencia a la Figura 2b, se muestran dibujos que representan el dispositivo de ortesis de rodilla motorizado de la realización primaria de la presente invención. La ortesis de rodilla motorizado de la primera realización está, mediante el uso de cualquier técnica de actuación apropiada, acoplada a la persona en varios lugares, además de su pierna y su muslo. Los mástiles livianos están desde el módulo de actuación hasta la longitud del muslo hasta la cadera y hacia abajo desde la pierna hasta el tobillo, como se muestra en la Figura 2b. En la cadera y en el tobillo, se proporcionan pivotes pequeños y no motorizados, y estos pivotes están alineados, respectivamente, con los pivotes de la cadera y el tobillo de la persona. En el panel izquierdo de la Figura 2b, se muestra un dibujo del dispositivo de ortesis de rodilla motorizado de la realización primaria. La persona 202 porta una ortesis motorizada 261, con la ortesis 261 acoplada a la cintura de la persona 220 por el cinturón 228, con el cinturón 228 conectado de forma giratoria al enlace del muslo 230 por el enlace de la cintura 229, con el enlace del muslo 230 conectado a la estructura del muslo 223, con la estructura del muslo 223 acoplada al muslo 222 de la persona 220, con el enlace del muslo 230 conectado de forma giratoria a la articulación de la rodilla 224, con la articulación de la rodilla 224 conectada de forma giratoria al enlace de la pierna 231, con el enlace de la pierna 231 acoplado a la pierna 251 de la persona 220, con el enlace de la pierna 231 conectado de forma giratoria al enlace del pie 232, con el enlace del pie 232 conectado a la estructura del pie 233, con el pie 234 de la persona 220 acoplado a la estructura del pie 233. El generador de torque 240 está conectado tanto al enlace del muslo 230 como a la articulación de la rodilla 224, con el generador de torque 240 ejerciendo torque sobre la articulación de la rodilla 224 dando como resultado la flexión o extensión en la trayectoria de la flecha 227, con la rotación de la articulación de la rodilla 224 de la ortesis 261 dando como resultado la flexión o extensión de la pierna de la persona 220 al cambiar los ángulos relativos del muslo 222 a la pierna 251 de la persona 220.

50 En el panel derecho de la Figura 2b, un modelo simple de cómo las fuerzas de una rodillera que generan un torque de asistencia reaccionan sobre la persona. Aquí, la conexión entre la persona 220 y la ortesis 261 se representa esquemáticamente como dos parches, con el parche del muslo 241 en el muslo 222 de la persona 220 y el parche de la pierna 243 en la pierna 251 de la persona 220, con el parche del muslo 241 y el parche de la pierna 243 representando los flejes y/o los puños que unen el dispositivo ortopédico 261 a la persona 220. Dado que la articulación de la rodilla 224 está conectada al enlace de la pierna 231 y al enlace del muslo 230, que están conectados al enlace del pie 232 y al enlace de la cintura 229, respectivamente, el torque del generador de torque 240 se ejerce en distancias más largas, la longitud del muslo 242 y la longitud de la pierna 244, con una extensión resultante de la fuerza 235 en el enlace de cintura 229, la fuerza 236 en el parche del muslo 241, la fuerza 238 en el parche del muslo 238 y la fuerza 237 en el enlace del pie 232.

65 En esta primera realización de la presente invención, la inclusión de los pivotes en la cadera y el pie es una adición crítica. En la práctica, el flejado original de las longitudes en el muslo y la pierna no puede alargarse porque la persona encontrará incómodo colocar el fleje en la parte superior del muslo o la parte inferior del muslo; en cambio, los pivotes permiten que el fleje adicional se ubique mucho más lejos de la rodilla, minimizando las fuerzas. Además, el cinturón actúa cerca del centro de masa de la persona, y la correa del pie actúa cerca de la reacción al suelo: el

5 resultado es que el torque de la rodilla actúa casi directamente entre el centro de masa y el suelo. Como los  
 10 acoplamientos en la cadera y el tobillo de la persona están muy distantes de la rodilla, las fuerzas que reaccionan allí  
 son mucho menores que cuando las fuerzas de la ortesis reaccionan en la pierna y el muslo, y, por lo tanto, el  
 movimiento entre la persona y el dispositivo es mucho menos, permitiendo que los actuadores impulsen el  
 movimiento de la rodilla para proporcionar más fuerza. Sin embargo, si bien tal diseño mejora drásticamente la  
 función del dispositivo, la complejidad y el costo del componente estructural adicional no es significativo en  
 comparación con el accionamiento de la ortesis en sí. En algunas realizaciones, la ortesis está equipada con  
 sensores, tal como sensores de inercia o sensores de presión, en varios lugares sobre la ortesis que informan a un  
 sistema de control de la ortesis que controla la acción del generador de torque en la ortesis, con estos sensores  
 informando información sobre el estado de ortesis al sistema de control de la ortesis. En algunas realizaciones, el  
 generador de torque es un motor eléctrico, actuador u otro dispositivo conocido en la técnica.

15 En un ejemplo de la realización primaria de la presente invención, se considera un paciente discapacitado en un  
 entorno de rehabilitación que tiene fuerza limitada en una pierna. Si este paciente usara el dispositivo de la  
 invención, la ortesis podría proporcionar un torque de rodilla adicional al paciente, con relación al torque disponible  
 por las ortesis motorizadas convencionales, ayudando a este paciente en los movimientos de rodilla relacionados  
 con el caminar y mejorando el beneficio de la rehabilitación.

20 Con referencia a las Figuras 3a y 3b, se muestran dibujos que representan una forma del dispositivo de ortesis de  
 acoplamiento de muslo motorizado de una realización modificada de la presente invención. La cadera humana es  
 una articulación de tres grados de libertad, que permite el movimiento en los tres ejes de rotación. Si bien las altas  
 potencias para caminar se requieren solo en el plano sagital, a menudo deben proporcionarse grados de libertad no  
 motorizados en los otros ejes para permitir una caminata normal. Algunos dispositivos se aproximan a estos grados  
 de libertad con mecanismos complejos, y otros simplemente bloquean estos grados de libertad, lo que limita a la  
 persona. En esta realización, los muslos de la persona se acoplan a través de un actuador para que el diseño no  
 necesite acoplarse alrededor de la pelvis de la persona. La persona 300 porta una ortesis de acoplamiento de muslo  
 301, con el segmento o estructura del muslo izquierdo 303 acoplado al muslo de la pierna izquierda 302 de la  
 persona 300, y con el segmento o estructura del muslo derecho 305 acoplado al muslo derecho de la persona 300.  
 La estructura del muslo izquierdo 303 contiene el motor eléctrico 306, mientras que la estructura del muslo derecho  
 305 contiene baterías y componentes electrónicos 311. El motor 306 se conecta a una junta universal 307, con la  
 junta universal 307 conectada de forma giratoria a una ranura deslizante 308, con la ranura deslizante 308  
 conectada de forma giratoria a una junta universal 309, con la junta universal 309 conectada al soporte 310 en la  
 estructura del muslo derecho 305 de manera que se establece un enlace de actuador entre las estructuras del muslo  
 derecho e izquierdo 303 y 305. El torque generado en el motor 306 se hace reaccionar directamente en el segmento  
 del muslo 305; como los segmentos del muslo 303 y 305 están acoplados a los muslos de la persona 300, los  
 muslos de la persona 300 son impulsados de manera igual y opuesta con el torque generado por el motor 306, lo  
 que resulta en flexión 350 o extensión 351 de la pierna 306 de la persona 300. En otras palabras, se usa un solo  
 actuador para conducir las estructuras del muslo derecho e izquierdo 303 y 305 en direcciones opuestas, por  
 ejemplo, una en una dirección anterior y otra en una dirección posterior. Por supuesto, en la mayoría de las  
 realizaciones, el motor 306 también comprenderá una transmisión para generar un movimiento de mayor torque y  
 baja velocidad, apropiado para caminar. Los segmentos del muslo 303 y 305 están acoplados solo a los muslos de  
 la persona 300 y, como resultado, el dispositivo no puede producir grandes torques (porque las fuerzas aplicadas  
 para hacer reaccionar el torque a los muslos serán inaceptablemente altas; considere la primera realización). Aun  
 así, en la articulación de la cadera humana, un torque moderado de solo 10 a 20 Newton-metros puede producir un  
 efecto significativo y resultar en una mejor marcha para una persona que necesita ayuda y este torque puede  
 aplicarse tanto en los muslos como en las caderas. Este diseño es más ventajoso sobre los dispositivos existentes  
 porque solo se requiere un motor o actuador, lo que simplifica el diseño del dispositivo. En algunas realizaciones, la  
 electrónica y las baterías pueden estar en el mismo lado que el motor, de manera que todos los elementos eléctricos  
 están colocados, aunque esto tiene la desventaja de que el peso no está distribuido uniformemente. En algunas  
 realizaciones, la ortesis está equipada con sensores adicionales, tal como sensores de inercia, por ejemplo,  
 acelerómetros y giroscopios, en varias ubicaciones sobre la ortesis que informan a un sistema de control de la  
 ortesis que controla la acción del generador de torque en la ortesis, con estos sensores se informa sobre el estado  
 de la ortesis al sistema de control de la ortesis. En algunas realizaciones, los sensores inerciales, e incluso el  
 sistema de control, pueden ser parte de la electrónica 311 para minimizar la complejidad del dispositivo, o pueden  
 incluirse en ambas estructuras del muslo 303 y 305 para capturar información del movimiento de ambas piernas. En  
 algunas realizaciones, el generador de torque es un motor eléctrico, actuador u otro dispositivo conocido en la  
 técnica.

60 Con referencia a la Figura 4, los dibujos representan una variación del dispositivo de ortesis de acoplamiento de  
 muslo motorizado en general de la invención. Esta variación permite torques mayores con diferentes envases. En  
 esta realización, la conexión entre las caderas se realiza desde una ubicación en la cadera en línea con los pivotes  
 de la cadera de la persona. Como resultado, las uniones universales y la ranura no son necesarias. Con referencia a  
 la Figura 4, la persona 400 porta el dispositivo 401 con el muslo izquierdo 409 y el muslo derecho 403. El dispositivo  
 está compuesto por el enlace derecho 404, el actuador 405 y el enlace izquierdo 407. El enlace derecho 404 está  
 65 acoplado al muslo derecho 403 con la estructura del muslo derecho 402, y el enlace izquierdo 407 está acoplado al  
 muslo izquierdo 409 con la estructura del muslo izquierdo 408. Los enlaces derecho e izquierdo 404 y 407 están

5 acoplados a través del actuador 405, girando concéntricamente alrededor del pivote de la cadera 406. El pivote de la cadera 406 está alineado aproximadamente con los centros de rotación de la cadera de la persona 400. El actuador 405 aplica un torque al enlace izquierdo 407 con respecto al enlace derecho 404. El actuador 405 generalmente puede sostenerse en el torso de la persona 400 con flejes adicionales que no se muestran, pero este flejado no aplica torque al torso con respecto a ninguno de los enlaces del muslo. En funcionamiento, un controlador hace que el actuador 405 proporcione un torque mientras la persona 400 camina. El torque proporcionado por el actuador 400 actúa directamente entre las piernas de la persona, dando como resultado la flexión 450 o la extensión 451 de la pierna 403 de la persona 400, ayudándola a caminar. Se entiende que el dispositivo podría funcionar igualmente bien con la configuración opuesta, es decir, el actuador 406 podría estar unido a la cadera izquierda con enlaces de interconexión rediseñados apropiadamente. Finalmente, la conexión entre el extremo proximal del enlace izquierdo 407 y el actuador 405 puede incorporar grados de libertad pasivos (no motorizado) en ejes distintos al del pivote de la cadera 406, permitiendo el movimiento normal de los muslos. Además, el enlace izquierdo 407 puede estar detrás de la persona en lugar de delante, pero en cualquier caso se extiende a través de la persona para interconectar las estructuras del muslo derecho e izquierdo 402 y 408. En algunas realizaciones, la quiralidad de la invención puede ser reverenciada, con el actuador en el lado izquierdo y los enlaces derecho e izquierdo invertidos.

Los dispositivos de esta realización permiten que el torque se proporcione directamente de un muslo a otro. En cualquiera de estas realizaciones, en la Figura 5a se muestra un perfil de torque típico con respecto a las fases de la postura. Este perfil proporciona un torque propulsivo, que se muestra en el eje Y 500, frente al tiempo, que se muestra en el eje X 501, con la traza 502 que representa el torque del actuador durante la postura, y ayuda a lanzar la pierna hacia adelante durante el balanceo. Los períodos de postura de la pierna derecha se muestran como 504, 506 y 505, mientras que los períodos de postura de la pierna izquierda se muestran como 503, 505 y 507, con un paso de balanceo de la pierna izquierda como 510, y un paso de balanceo de la pierna derecha como 511. En algunas realizaciones, puede haber un elemento elástico en serie entre las piernas para que el elemento elástico almacene energía durante la doble postura y libere esa energía cuando la pierna del balanceo abandone el suelo. La Figura 5b muestra una realización adicional de este controlador que no necesita sensores de pie, y puede implementarse simplemente mediante el uso de las velocidades angulares del muslo en base a un giroscopio MEMS que puede incluirse en la ortesis. Con respecto a la Figura 5b, el torque del actuador se traza en el eje Y 562, mientras que el tiempo se traza en el eje X 561, con la traza del torque del actuador 563 trazada de manera que los torques positivos del actuador extienden la cadera derecha y flexionan la cadera izquierda, mientras que los torques negativos del actuador flexionan la cadera derecha y extienden la cadera izquierda. El eje Y 564 muestra la velocidad angular de la cadera en grados por segundo, con el tiempo en el eje X 562, donde la velocidad angular de la pierna derecha 403 se muestra como la traza sólida 565, mientras que la velocidad angular de la pierna izquierda 409 se muestra como la traza discontinua 566, y la separación de ciclos entre pasos está marcado por las líneas de puntos 567. Como se muestra, se supone que la fase de postura comienza cuando la velocidad angular del muslo es cero después de que ha sido grande y positiva. Por supuesto, la fase de postura podría comenzar un poco más temprano o más tarde buscando, respectivamente, una tasa de muslo que sea ligeramente positiva o negativa en lugar de cero.

En un ejemplo de la realización de las Figuras 3a y 3b de la presente invención, considere un paciente discapacitado en un entorno de rehabilitación que tiene fuerza limitada en ambas piernas, y específicamente fuerza limitada en las caderas. Si este paciente usara el dispositivo de esta realización, la ortesis podría proporcionar un torque de cadera adicional al paciente, ayudando a este paciente en los movimientos de la rodilla relacionados con el caminar y mejorando el beneficio de la rehabilitación.

Con referencia a la Figura 6a, se muestra un dibujo que representa el dispositivo pasivo de asistencia de cadera de una tercera realización. La persona 600 porta la ortesis 601, con el cinturón o el enlace 603 acoplado a la cintura 604 de la persona 600, con el soporte de la cadera 606 conectado al cinturón 603, con el soporte de la cadera 606 conectado de forma giratoria al enlace de la cadera 607 estableciendo una junta de la cadera, con el enlace de la cadera 607 conectado al soporte o el enlace del muslo 608, con el soporte del muslo 608 conectado a la estructura del muslo 609, con la estructura del muslo 609 acoplada a la pierna 610 de la persona 600. El soporte de la cadera 606 está conectado a un actuador, específicamente en forma de un elemento elástico de resorte, tal como un resorte de hoja 612. El soporte de los muslos 608 está conectado al tope del resorte 611. El enlace de la cadera 607 está alineado con la cadera de la persona 600. En ángulos pequeños de la flexión de la cadera, es decir, cuando el soporte del muslo 608 es aproximadamente posterior a la vertical, el resorte de hoja 612 se aplica al tope del resorte 611 y genera un torque de cadera; en ángulos grandes, el resorte de hoja 612 se desengancha del tope 611 y no produce torque en la cadera. Con este arreglo, el elemento elástico de resorte genera ventajosamente un torque en la dirección de flexión de la cadera durante la postura tardía y el balanceo temprano. La ubicación real del pilar puede ajustarse, por ejemplo, al cambiar la posición o cambiar la pendiente de la parada 611. En algunas realizaciones, la cadera de la ortesis tiene características adicionales que permiten la abducción y la rotación, como las divulgadas en la Figura 12 de la patente de los Estados Unidos 7947004 que se incorpora en la presente memoria como referencia. En algunas realizaciones, la ortesis está equipada con sensores, tal como sensores de inercia o sensores de presión, en varios lugares sobre la ortesis que informan a un sistema de control de la ortesis que controla la acción del generador de torque en la ortesis, con estos sensores informando información sobre el estado de ortesis al sistema de control de la ortesis. En algunas realizaciones, el generador de torque es un motor eléctrico, actuador u otro dispositivo conocido en la técnica.

Con referencia a la Figura 6b, se muestra un gráfico que muestra datos de la marcha de la cadera que representan el arreglo de la Figura 6a. Los datos de la marcha humana se han trazado paramétricamente para un paso como ángulo de cadera versus torque de cadera, con el torque trazado en el eje X 620 y ángulo en el eje Y 621. Los datos de la marcha de la cadera se muestran como una traza sólida con círculos abiertos 622, mientras que los datos del resorte superpuestos aparecen como una línea discontinua 623, que representa el arreglo de la Figura 6a de la presente invención que ayuda en la postura tardía y el balanceo temprano, aumentando los ángulos de la cadera (hacia adelante) 650 y disminuyendo los ángulos de cadera (hacia atrás) 651. El golpe del talón se produce en el extremo derecho del gráfico, y el tiempo transcurre en el sentido de las manecillas del reloj; los torques mayores en la parte superior del lazo son de la postura, el extremo izquierdo del gráfico es más o menos convergente, y los pequeños torques negativos son del balanceo. La relación torque/ángulo de la cadera puede aproximarse mediante una línea en esta región, y esa línea puede realizarse con un resorte que se desengancha por encima del ángulo de la cadera.

En un ejemplo del arreglo de la Figura 6a de la presente invención, considere un paciente discapacitado en un entorno de rehabilitación que tiene una fuerza limitada en sus piernas y que se dedica a la fisioterapia mediante el uso de una ortesis no motorizada. Si este paciente usara el dispositivo de la Figura 6a, se le proporcionará asistencia en los movimientos de la cadera asociados con el caminar, sin requerir una ortesis motorizada en la cadera o en los sistemas de control relacionados.

Con referencia a la Figura 7, el dibujo representa el dispositivo motorizado de ortesis de marcha recíproca de una forma modificada. En esta realización, el dispositivo acopla las caderas de la persona para que la potencia se transfiera de una cadera a otra. Esta realización tiene una ventaja particular para un paciente que exhibe un déficit de fuerza hemipléjica, es decir, un déficit de fuerza en un solo lado de su cuerpo. En esta realización, las caderas se acoplan a través de un mecanismo de inversión de movimiento, tal como un diferencial, de manera que cuando la cadera derecha se mueve hacia atrás, la cadera izquierda se ve obligada a moverse hacia adelante. Para ser efectivo, tal como una ayuda en la postura tardía y el balanceo temprano, el mecanismo de inversión de movimiento debe estar conectado a tierra, y cuando está conectado al torso, el dispositivo resultante puede denominarse una ortesis de marcha recíproca (RGO). En esta realización, el dispositivo se fomenta controlando el movimiento entre la RGO y el torso. Al colocar un actuador (en la mayoría de las realizaciones, un motor eléctrico con una transmisión de reducción de velocidad) entre el diferencial y el torso, puede hacerse que el dispositivo se comporte como una RGO bloqueando el motor, o haciendo que se comporte como si no hubiera una RGO aplicando un torque nulo, o en un estado intermedio controlando el motor a un perfil de torque. Con respecto a la Figura 7, la persona 700 porta una RGO 701, con el tirante o el enlace de la cintura 702 acoplado a la cintura 703 de la persona 700, con el brazo oscilante 705 conectado por el pivote 704 al soporte de la cintura 702, con el actuador 714 aplicando fuerza entre el brazo oscilante 705 y el tirante de la cintura 702 que da como resultado la rotación alrededor del pivote 704. El brazo oscilante 705 se conecta adicionalmente de forma giratoria al enlace del muslo derecho 706 y al enlace del muslo izquierdo 707, con el enlace del muslo derecho 706 conectado de forma giratoria al soporte del muslo derecho 708, con el soporte del muslo derecho 708 conectado de forma giratoria a una estructura o segmento del muslo derecho 710, con la estructura del muslo derecho 710 acoplada al muslo derecho 712 de la persona 700, y el enlace del muslo izquierdo 707 conectado al soporte del muslo izquierdo 709, con el soporte del muslo izquierdo 709 acoplado de forma giratoria a una estructura o segmento del muslo izquierdo 711, con la estructura del muslo izquierdo 711 acoplado al muslo izquierdo 713 de la persona 700. A través del dispositivo RGO 701, las fuerzas de los movimientos del muslo izquierdo 713 de la persona 700 se transmiten al muslo derecho 712 de la persona 700, con un actuador 714 que afecta selectivamente los movimientos vinculados y aplica fuerzas al muslo izquierdo 713 y al muslo derecho 712 de la persona 700. El actuador 714 puede tomar varias formas, incluido un actuador motorizado, un freno o un miembro de presión elástico. En algunas realizaciones, la ortesis está equipada con sensores de adición, tal como sensores de inercia o sensores de presión, en varias ubicaciones sobre la ortesis que informan a un sistema de control de la ortesis que controla la acción del generador de torque en la ortesis, con estos sensores informando información sobre el estado de la ortesis para el sistema de control de la ortesis. En algunas realizaciones, el actuador se coloca en una ubicación diferente, ya que la actuación en cualquier punto de la ortesis puede hacer uso del brazo oscilante para transferir la fuerza a través de la ortesis. En algunas realizaciones, la RGO no es una RGO de brazo oscilante, sino que es una RGO que usa cables u otros medios para transferir fuerza a través de la ortesis. En algunas realizaciones, puede ser ventajoso colocar el actuador a través de solo una de las articulaciones de la cadera izquierda y derecha, lo que permite proporcionar potencia a ambas articulaciones de la cadera a través de la RGO.

En un ejemplo de este arreglo de la presente invención, considere un paciente discapacitado en un entorno de rehabilitación. Este dispositivo RGO tiene numerosas ventajas para su uso en una persona con alguna función en una o ambas piernas. Primero, cuando se encuentra con un obstáculo donde la marcha rígida impuesta por una RGO no funcionará, libera el motor (por ejemplo, controlarlo a corriente cero) y elimina efectivamente la RGO. Mientras el paciente tenga suficiente fuerza para un solo paso, puede desconectar y volver a conectar la RGO. De manera similar, permite que un paciente se siente en una silla mientras usa el dispositivo. En segundo lugar, el controlador puede permitir que el ángulo del torso con relación a las piernas cambie durante el ciclo de caminata, haciendo de esta manera que el uso de la RGO sea más cómodo y permita caminar sobre terrenos variados. Finalmente, en algunas realizaciones, puede ser conveniente variar el ángulo entre el torso y el cuerpo RGO durante

un solo ciclo de marcha (es decir, de forma continua mientras camina) para que la potencia se transfiera al ciclo de marcha de la persona.

5 Con referencia a las Figuras 8a y 8b, se muestra un dispositivo ortopédico auxiliar del tobillo y del pie de la invención en general. Para algunas personas que sufren de debilidad en las extremidades inferiores (a menudo, pero no siempre, después de un accidente cerebrovascular), es importante prevenir la caída del pie, porque de cualquier otra manera la persona podría arrastrar el dedo del pie al suelo, tropezar y caerse. El objetivo del dispositivo es levantar de manera confiable el dedo del pie de la persona durante el balanceo. El dispositivo puede proporcionar asistencia con la caída del pie en dos realizaciones ilustrativas. La Figura 8a ilustra una realización en la que se proporciona un pivote ortopédico liviano en el tobillo, con un freno electromecánico dispuesto en el pivote, con la persona 800 portando la ortesis 801, con la ortesis 801 acoplada a la pierna derecha 802 de la persona 800 por la estructura del muslo 803 y la estructura de la pierna 805, con el pie 808 de la persona 800 acoplado a la estructura del pie o del talón 807 y el estribo 815, con la estructura del muslo 803 conectada de forma giratoria a la rodilla 804, con la rodilla 804 conectada de forma giratoria a la estructura de la pierna 805 y el enlace de la pierna 806, con el enlace de la pierna 806 conectado de forma giratoria a la estructura del talón 807. El freno 813 seleccionable bloquea el ángulo de la pierna 806 con relación a la estructura del pie 807, lo que da como resultado un bloqueo del ángulo de la pierna 809 de la persona 800 con relación al pie 808 de la persona 800. El freno 813 se bloquea cuando los sensores del suelo 811 unidos a la estructura del pie 816 unidos a la pierna izquierda 817 de la persona 800 detectan el contacto entre los sensores del suelo 811 y la superficie 810. De esta manera, el tobillo de la pierna derecha de la persona 800 se fija en dorsiflexión durante el balanceo. Cuando el pie 808 y la estructura del pie 807 entran en contacto con la superficie 810 al final del balanceo, el sensor del suelo 815 detecta el contacto entre la estructura del pie 807 y la superficie 810, indicando que se suelte el freno 813 y permitiendo un ciclo de postura natural para la pierna derecha de la persona 800. Al ajustar el tiempo, el ángulo de balanceo del tobillo puede variar. En algunas realizaciones, se usan otros tipos de sensores para determinar cuándo debe activarse el freno. En algunas realizaciones, el freno es algún otro tipo de mecanismo de bloqueo de acoplamiento seleccionable, tal como un pasador de bloqueo o motor eléctrico, u otro dispositivo conocido en la técnica.

En una realización alternativa que se muestra en la Figura 8b, se muestra un dispositivo que sostiene el tobillo de una persona que usa el dispositivo en dorsiflexión durante el balanceo, pero sin requerir un enlace de la pierna. Con respecto a la Figura 8b, la persona 840 porta el dispositivo 821, con el dispositivo 821 acoplado a la pierna derecha 822 de la persona 840 por el tobillo 805 y el pie 828 de la persona 840 por la estructura del pie 835. La estructura del pie 835 está conectada al cable 834, con el cable 834 interactuando con el dispositivo de frenado 833, el cable 834 sujeto es tensado y conectado a un resorte de retracción 832 u a otro elemento elástico de retracción, con el resorte de retracción 832 conectado al tobillo 805. La estructura de carcasa 837 está conectada al tobillo 805 y cubre el resorte de retracción 832, y en algunas realizaciones el dispositivo de frenado 833. La tensión del resorte de retracción 832 solo es lo suficientemente fuerte como para mantener el cable 834 en tensión, pero no lo suficientemente fuerte como para que la persona 840 pueda notarlo. La pierna izquierda 817 de la persona 840 está equipada con la estructura del pie 836, con el sensor del suelo 831 conectado a la estructura del pie 836. De manera similar al dispositivo previamente divulgado de la Figura 8a, cuando el sensor del suelo 831 detecta el contacto con la superficie 810, el dispositivo de frenado 833 se acopla y bloquea el cable 834 en su lugar, fijando el ángulo del tobillo 839. De esta manera, el tobillo de la pierna derecha de la persona 800 se fija en dorsiflexión durante el balanceo. En algunas realizaciones, cuando el sensor del suelo 835 detecta el contacto con la superficie 810, el dispositivo de frenado 833 libera el cable 834 y permite que el tobillo 839 pivote. En otra realización, el dispositivo de frenado 833 está dimensionado de manera que cuando la pierna 822 golpea el suelo, el dispositivo de frenado 833 no produce suficiente fuerza para sostener el cable 834, permitiendo que el tobillo 839 pivote. Esto es posible porque la fuerza necesaria en el freno 833 para sostener el pie 828 durante el balanceo es mucho menor que la fuerza generada en el dispositivo de frenado 833 por el golpe del talón del pie 828 (y mucho más que la fuerza producida por el resorte de retracción 832 en el freno 833). En algunas realizaciones, el cable es una cadena, tal como una cadena de bicicleta, que podría estar acoplada con diversos mecanismos de engranaje, incluidos los que están unidos a un dispositivo de frenado.

En un ejemplo de este arreglo, considere a un paciente en un entorno de rehabilitación que recientemente ha sufrido un accidente cerebrovascular y tiene problemas con el arrastre del pie durante la marcha en el lado afectado por el accidente cerebrovascular. Si este paciente usara este dispositivo, el dispositivo podría levantar el pie afectado del paciente durante el balanceo, evitando el arrastre del pie y posiblemente evitando lesiones causadas por un viaje o una caída relacionados con el arrastre del pie.

En general, estos diversos procedimientos para ayudar con el movimiento de la cadera y la caída del pie pueden combinarse con varios procedimientos de control de la postura que se conocen bien en la técnica. Además, los procedimientos de la cadera y del pie pueden combinarse con una rodillera motorizada mediante el uso del dispositivo del diseño de la primera realización. Por ejemplo, el elemento del muslo 608 del mecanismo de resorte de cadera en la Figura 6a podría ser el enlace del muslo 230 desde la rodillera motorizada de la Figura 2b. En otra realización, el dispositivo de asistencia para muslos de la Figura 4 podría combinarse con el mecanismo de caída de los dedos de la Figura 8b. En algunas realizaciones, la rodillera puede no estar motorizada, pero puede ser uno de una serie de dispositivos bien entendidos que proporcionan soporte para la rodilla durante la postura. Por lo tanto, debe tenerse en cuenta que dos o más dispositivos ortopédicos de asistencia para la rodilla, el muslo, la cadera y el

tobillo/pie descritos anteriormente pueden usarse en combinación, produciendo resultados sinérgicos para ayudar en la rehabilitación y restauración de la función muscular en pacientes con función o control muscular deteriorado.

REIVINDICACIONES

1. Una ortesis de extremidad inferior, configurable para acoplarse a una persona para asistencia de marcha que comprende:
  - 5 una ortesis del muslo (301) que incluye estructuras del muslo interconectadas izquierda y derecha (303, 305) configuradas para acoplarse a la persona  
**caracterizado porque** la ortesis del muslo (301) incluye además un actuador único configurado para conducir las estructuras del muslo izquierdo y derecho (303, 305) por igual y en direcciones opuestas; en la que la ortesis de extremidad inferior comprende además uno o más de:
    - 10 a) una ortesis de rodilla (261) que incluye un enlace de cintura (229) configurado para acoplarse a la persona, un enlace del muslo (230), un enlace de la pierna (231), configurado para acoplarse a la persona, una articulación de la rodilla (224) y un generador de torque (240), con tal enlace del muslo (230) conectado de manera giratoria a tal enlace de la cintura (229) en la articulación de la cadera y en la articulación de la rodilla (224), tal enlace de la pierna (231) está conectado de manera giratoria en la articulación de la rodilla (224) y el generador de torque (240) está configurado para ejercer un torque alrededor de la articulación de la rodilla (224) para dar como resultado la flexión o extensión de una pierna de una persona que usa la ortesis de extremidad inferior, con fuerzas generadas por el generador de torque (240) siendo reaccionado en tal enlace de cintura (229) y tal enlace de la pierna (231);
    - 15 b) una ortesis de cadera (601) que incluye un enlace del muslo (608), un enlace de cintura y otro actuador, con tal enlace del muslo (608) y tal enlace de cintura configurados para acoplarse a la persona, tal enlace del muslo (608) está conectado de manera giratoria a tal enlace de cintura en la articulación de la cadera, y tal actuador está colocado para proporcionar una fuerza sobre el enlace del muslo (608) durante la postura tardía y el balanceo temprano; y
    - 20 c) una ortesis de tobillo (801) que incluye una estructura de la pierna (805) configurada para acoplarse a una pierna de la persona y una estructura del pie (807) configurada para acoplarse a un pie de la persona, tal estructura de la pierna (805) y tal estructura del pie (807) están interconectadas, de manera que la ortesis de tobillo (801) está configurada para ayudar a prevenir la caída del pie durante una fase de balanceo de un ciclo de marcha.
2. La ortesis de extremidad inferior de acuerdo con la reivindicación 1, en la que la ortesis de extremidad inferior incluye la ortesis de rodilla (261) que además incluye un enlace del pie (232) conectado de manera giratoria al enlace de la pierna (231) en una articulación del tobillo, y donde las fuerzas generadas por el generador de torque (240) también reaccionan en el enlace del pie (232).
3. La ortesis de extremidad inferior de acuerdo con la reivindicación 1, en la que la ortesis de extremidad inferior incluye la ortesis de rodilla (261) y el generador de torque (240) se extiende directamente entre el enlace del muslo (230) y la articulación de la rodilla (224).
4. La ortesis de extremidad inferior de acuerdo con la reivindicación 1, en la que el actuador único está constituido por un motor (306) que acciona una conexión de ranura (308) que interconecta las estructuras del muslo izquierdo y derecho (303, 305).
5. La ortesis de extremidad inferior de acuerdo con la reivindicación 1, en la que la ortesis del muslo (301) comprende al menos un sensor de inercia que proporciona información de la posición del muslo a un controlador para regular el actuador único.
6. La ortesis de extremidad inferior de acuerdo con la reivindicación 1, en la que la ortesis del muslo (301) comprende un enlace que se extiende a través de un cuerpo de la persona para interconectar las estructuras del muslo izquierdo y derecho (303, 305); y el actuador individual gira concéntrico con un pivote de la cadera.
7. La ortesis de extremidad inferior de acuerdo con la reivindicación 1, en la que la ortesis de extremidad inferior incluye la ortesis de cadera (601) y tal accionador comprende un elemento elástico de resorte que actúa entre el enlace de la cintura y el enlace del muslo (608).
8. La ortesis de extremidad inferior de acuerdo con la reivindicación 1, en la que la ortesis de extremidad inferior incluye la ortesis de cadera (601) que comprende un mecanismo de inversión de movimiento que interconecta el enlace del muslo (608) con otro enlace del muslo acoplado a la persona; y el mecanismo de inversión de movimiento incluye un brazo oscilante y un actuador que actúa sobre el brazo oscilante.
9. La ortesis de extremidad inferior de acuerdo con la reivindicación 1, en la que la ortesis de extremidad inferior incluye la ortesis de tobillo (801) que comprende un dispositivo de freno que limita el movimiento giratorio de la estructura del pie (807) con relación a la estructura de la pierna (805).

65

10. La ortesis de extremidad inferior de acuerdo con la reivindicación 9, que comprende además un sensor del suelo, en el que el dispositivo de freno evita el movimiento giratorio relativo entre el pie y la estructura de la pierna (807, 805) al detectar cuándo la estructura del pie (807) se engancha en una superficie de apoyo del suelo.
- 5 11. Un procedimiento no terapéutico para usar una ortesis de extremidad inferior de acuerdo con la reivindicación 1, comprendiendo tal procedimiento:
- 10 usar el actuador único para conducir las estructuras del muslo izquierdo y derecho (303, 305) por igual y en direcciones opuestas;
- cuando se emplea la ortesis de rodilla (261), ejercer un torque, con el generador de torque (240), alrededor de la articulación de la rodilla (224) dando como resultado la flexión o extensión de una pierna de la persona, con fuerzas generadas por el generador de torque (240) y reaccionar en tal enlace de cintura (229) y tal enlace de la pierna (231);
- 15 cuando se emplea la ortesis de cadera (601), proporcionar una fuerza con tal actuador en el enlace del muslo (608) durante la postura tardía y el balanceo temprano; y
- cuando se emplea la ortesis de tobillo (801), evitar la caída del pie durante una fase de balanceo de un ciclo de marcha a través de la ortesis de tobillo (801).
12. El procedimiento de la reivindicación 11 en el que se emplea la ortesis de rodilla (261), con la ortesis de rodilla (261) que incluye además un enlace del pie (232) conectado de forma giratoria al enlace de la pierna (231) en un tobillo, en donde las fuerzas generadas por el generador de torque (240) también reaccionan en el enlace del pie (232).
13. El procedimiento de la reivindicación 11, en el que el uso del actuador único incluye la activación de un motor (306) para cambiar una conexión de ranura (308) que interconecta las estructuras del muslo izquierdo y derecho (303, 305).
14. El procedimiento de la reivindicación 11, comprendiendo tal procedimiento, además:
- transferir fuerzas entre las estructuras del muslo izquierdo y derecho (303, 305) a través de un enlace que se extiende a través del cuerpo de la persona; y
- 30 girar el actuador único concéntrico con el pivote de la cadera.
15. El procedimiento de la reivindicación 11, en el que se emplea la ortesis de tobillo (801), comprendiendo tal procedimiento, además:
- 35 activar un dispositivo de freno para limitar el movimiento giratorio de la estructura del pie (807) con relación a la estructura de la pierna (805); y
- evitar el movimiento giratorio relativo entre el pie y las estructuras de la pierna (807, 805) al detectar cuándo la estructura del pie (807) se engancha en una superficie de apoyo del suelo.



Figura 2a  
(Técnica Anterior)

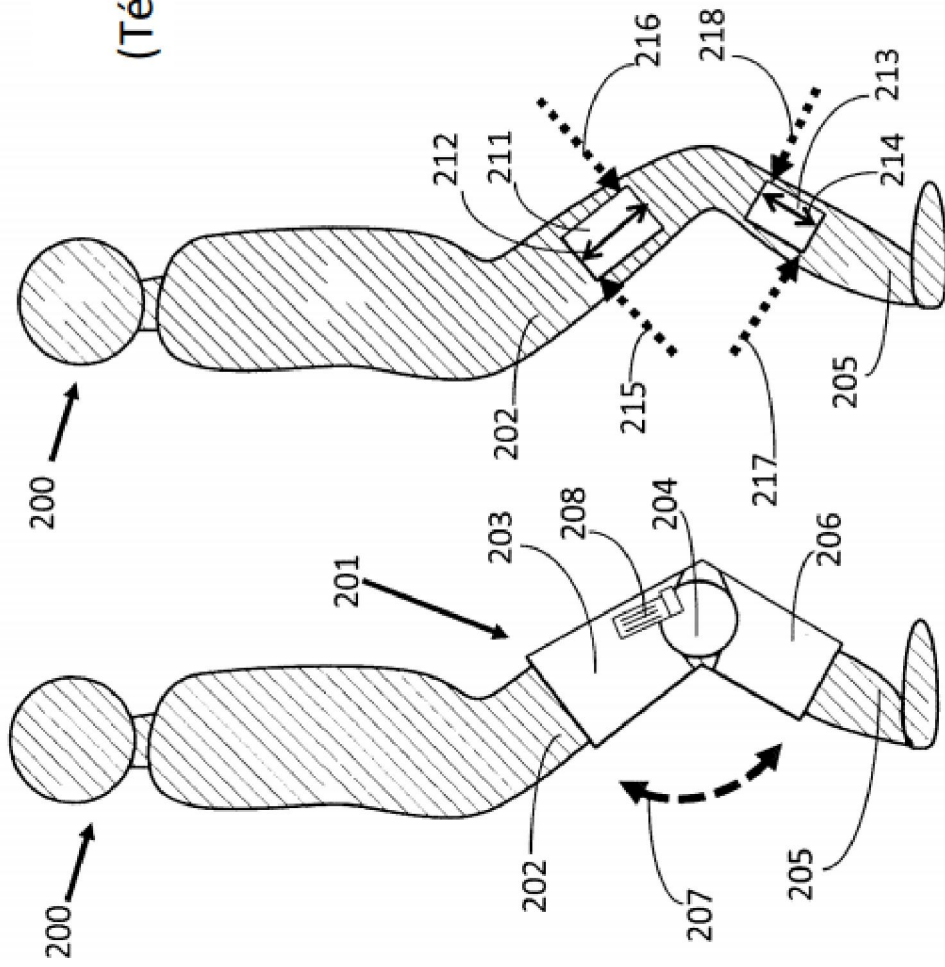




Figura 3a

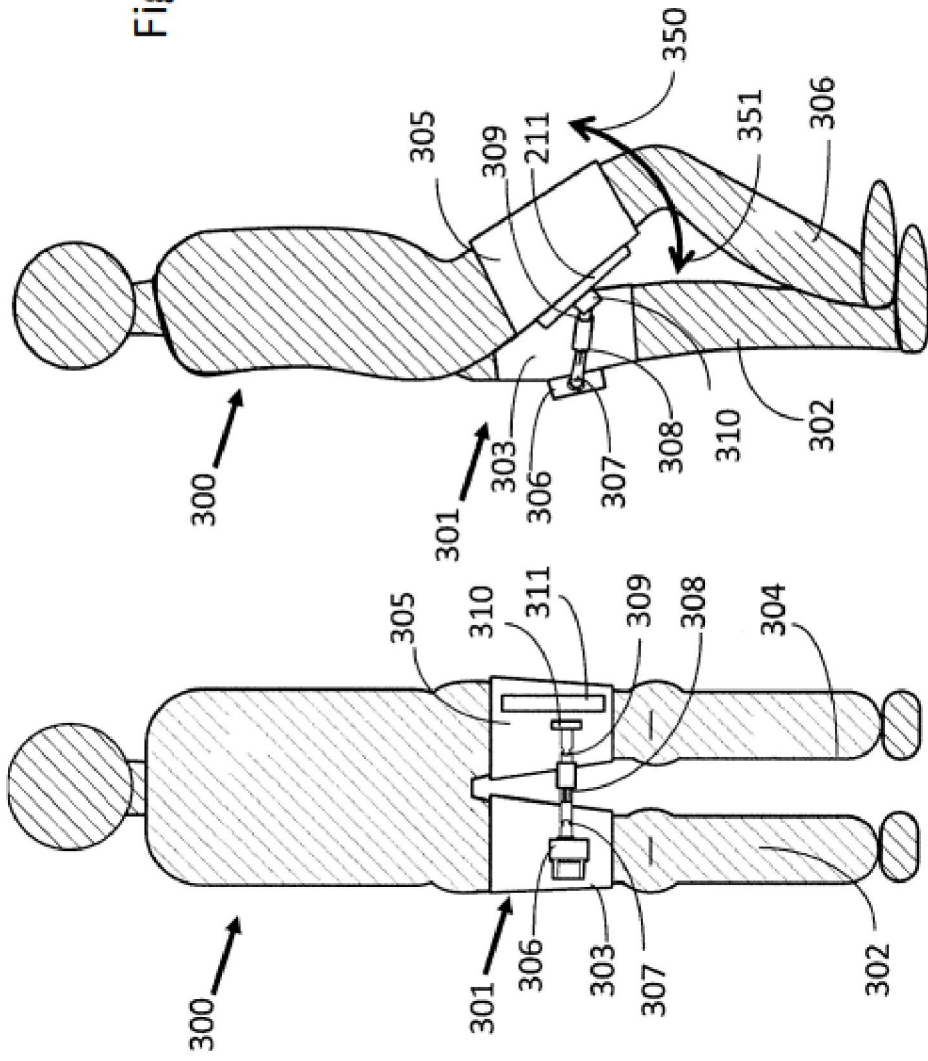


Figura 3b

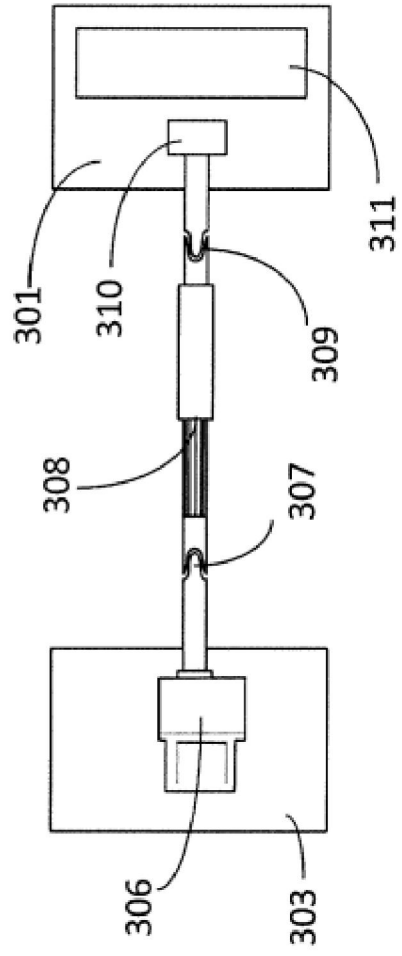


Figura 4

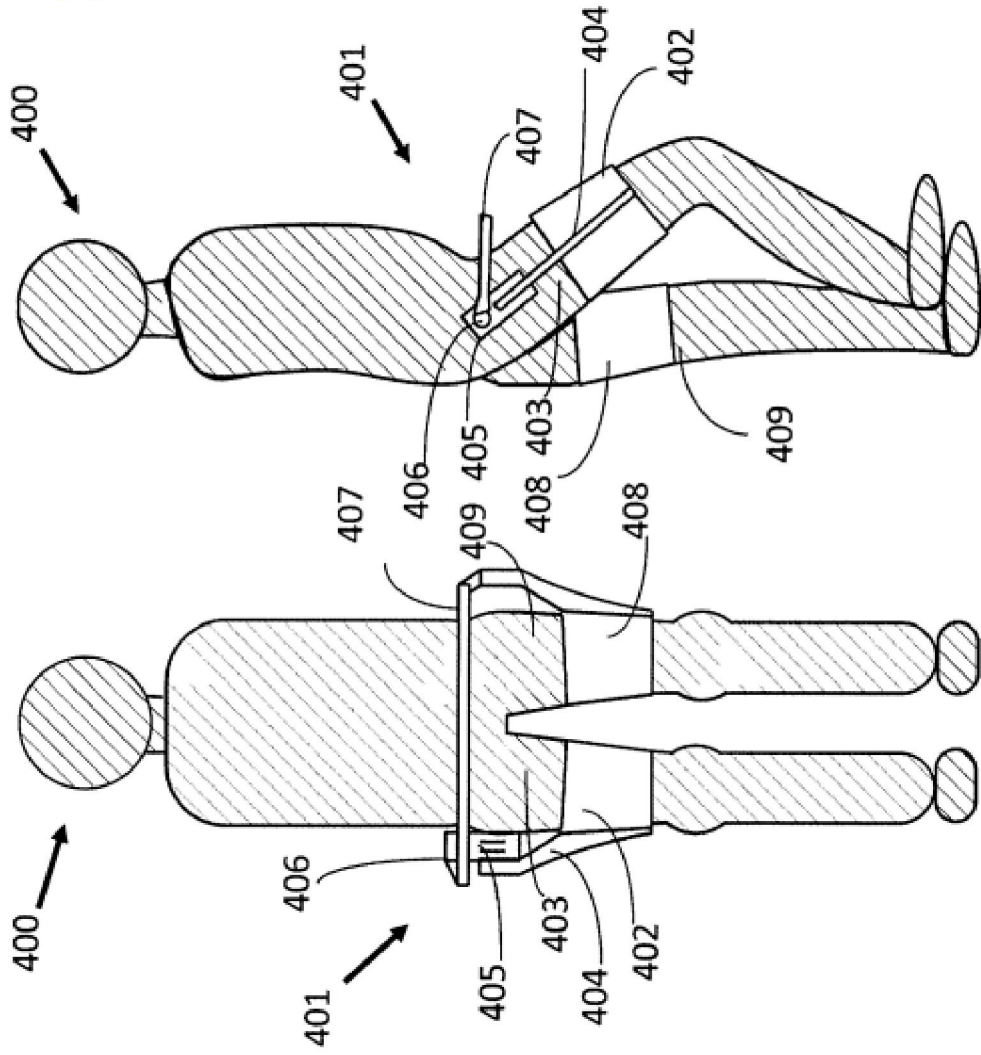
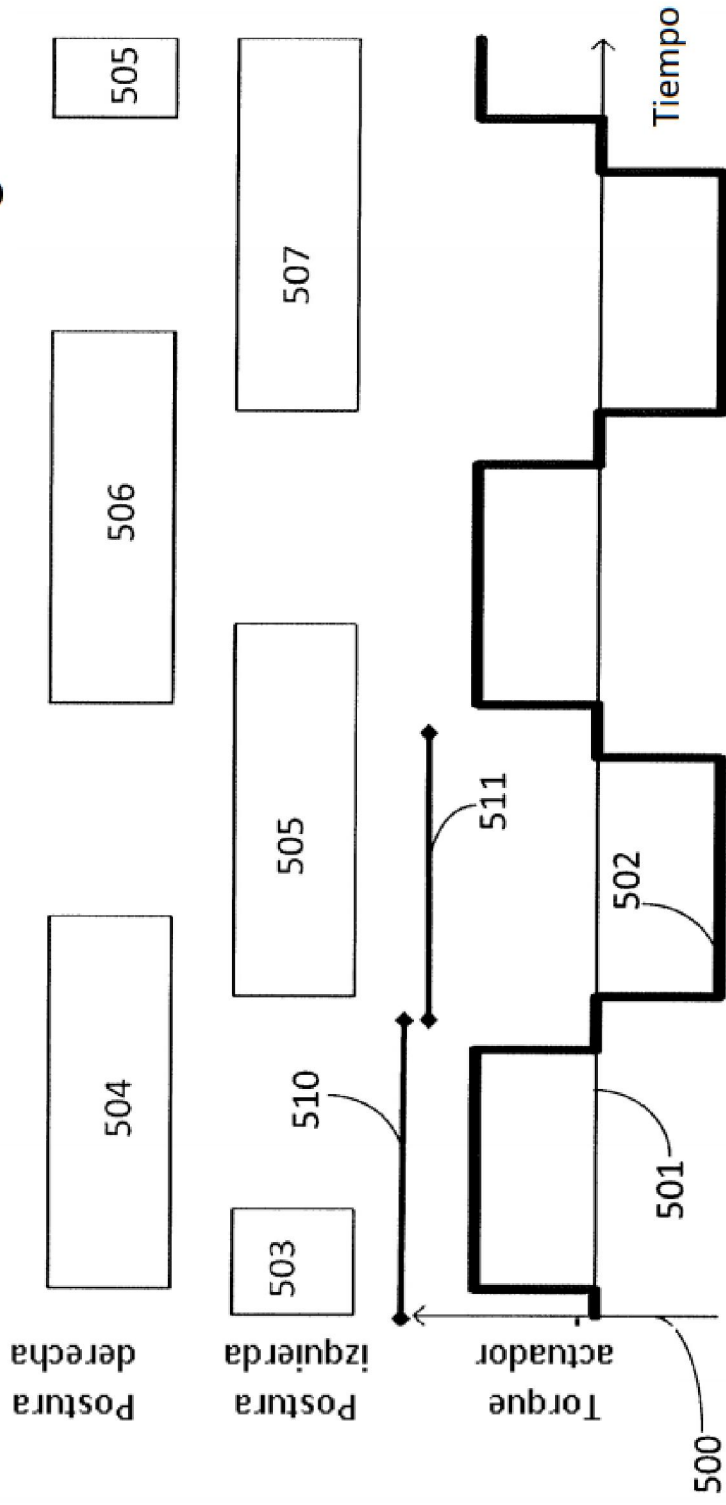


Figura 5a



Torques positivos que extienden la rodilla derecha y flexionan la rodilla izquierda.  
 Torques negativos que flexionan la rodilla derecha y extienden la rodilla izquierda.

Figura 5b

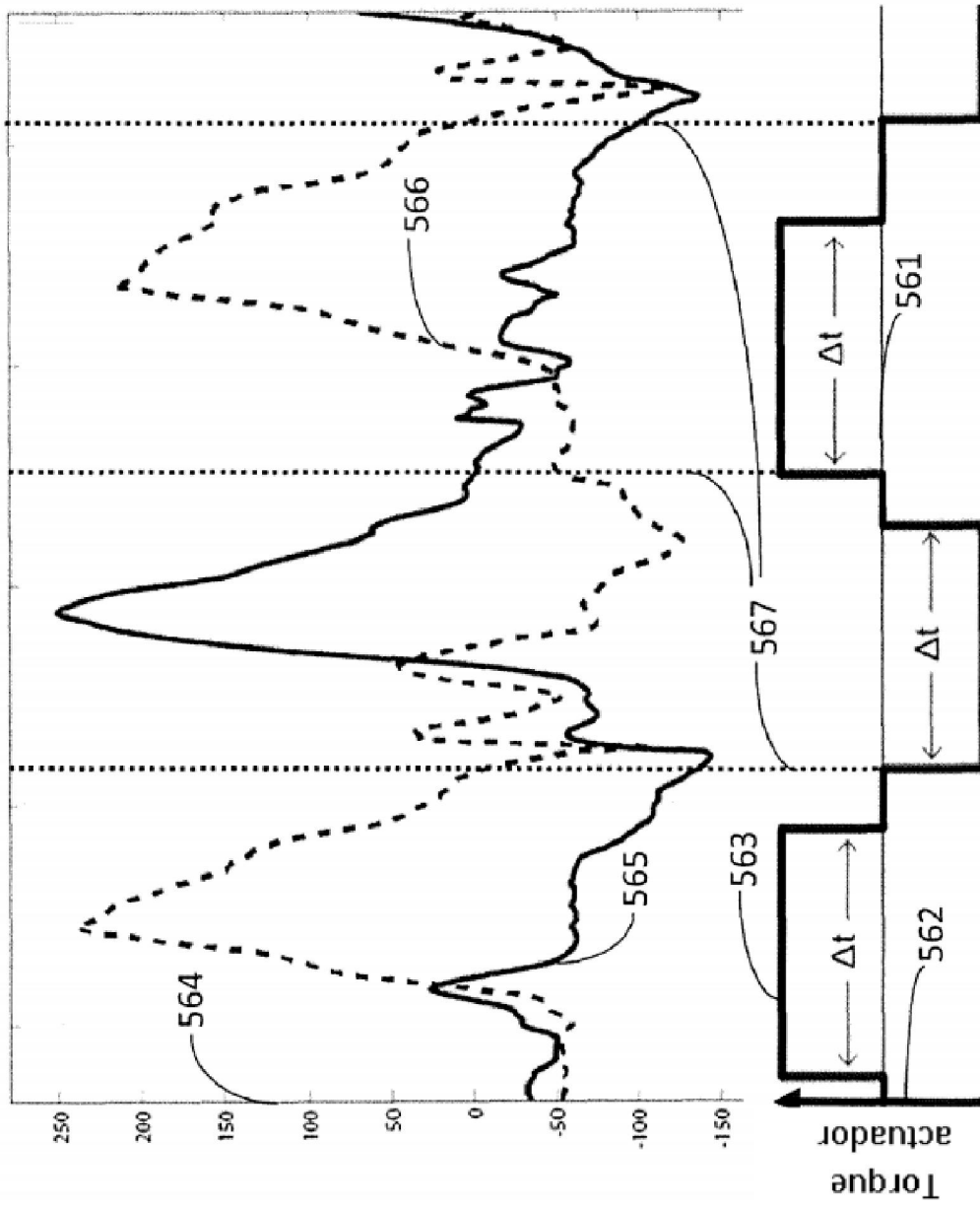
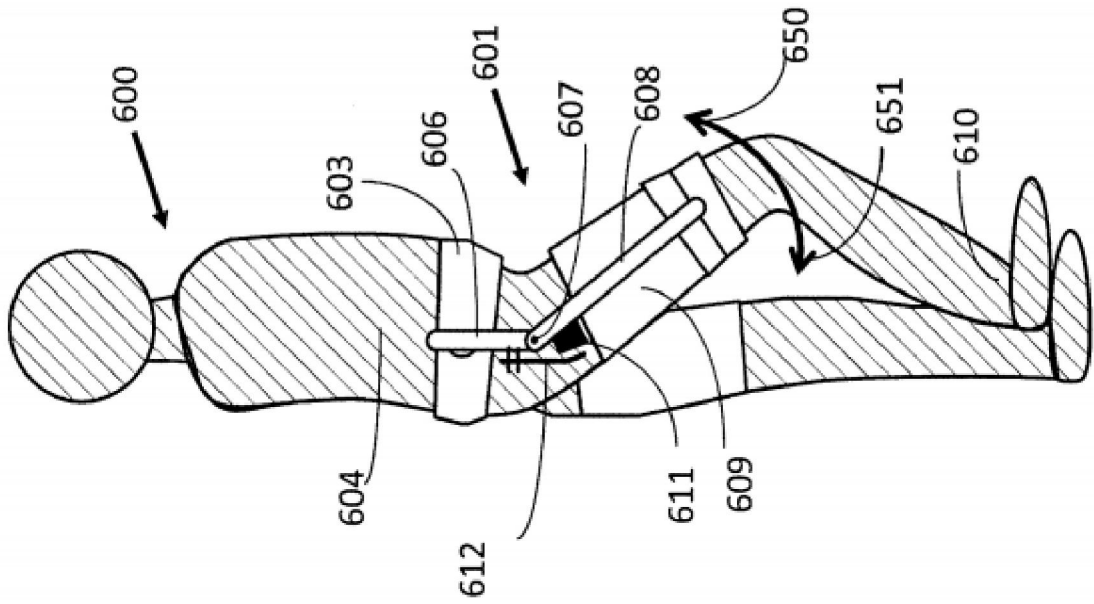


Figura 6a



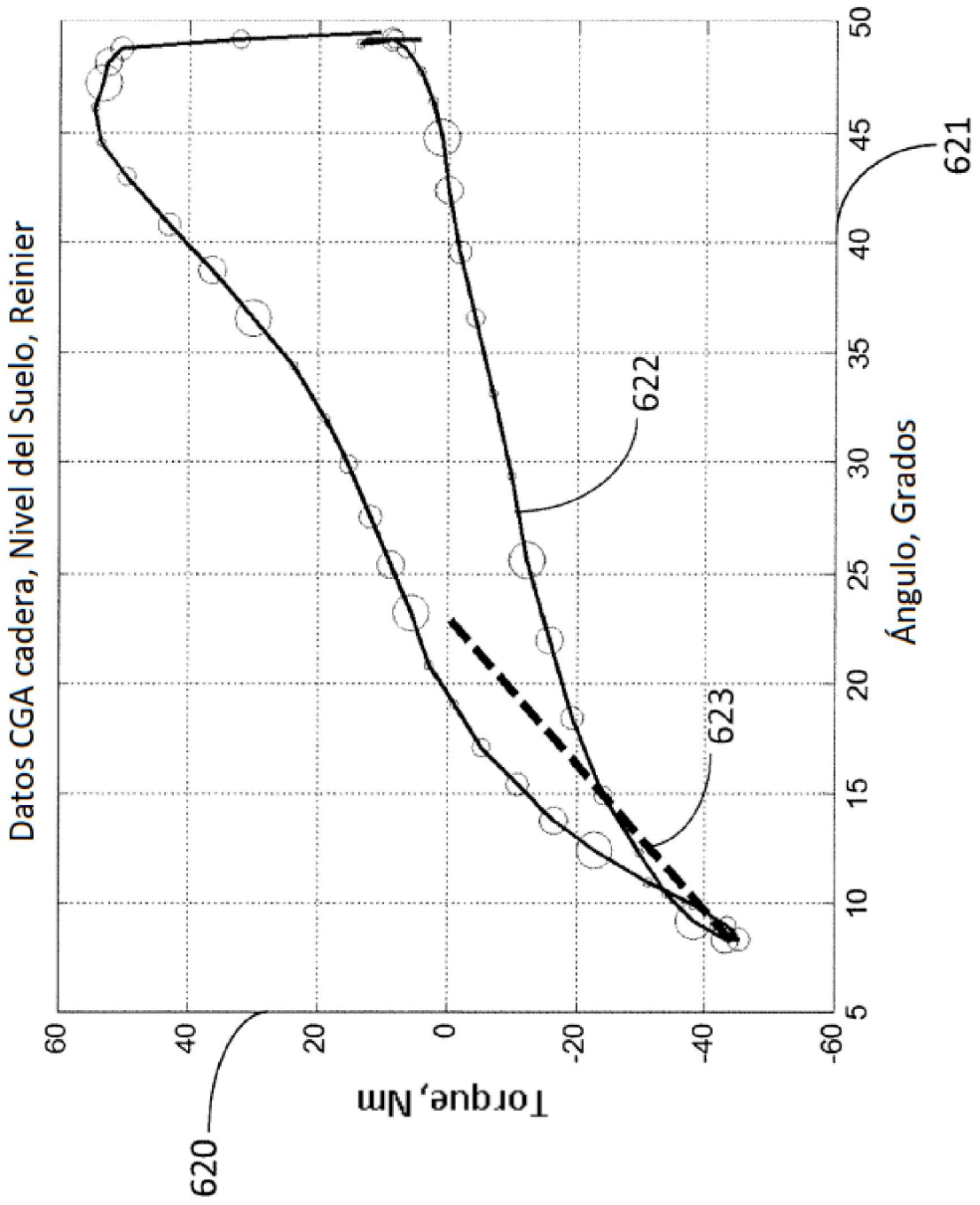


Figura 6b

Figura 7

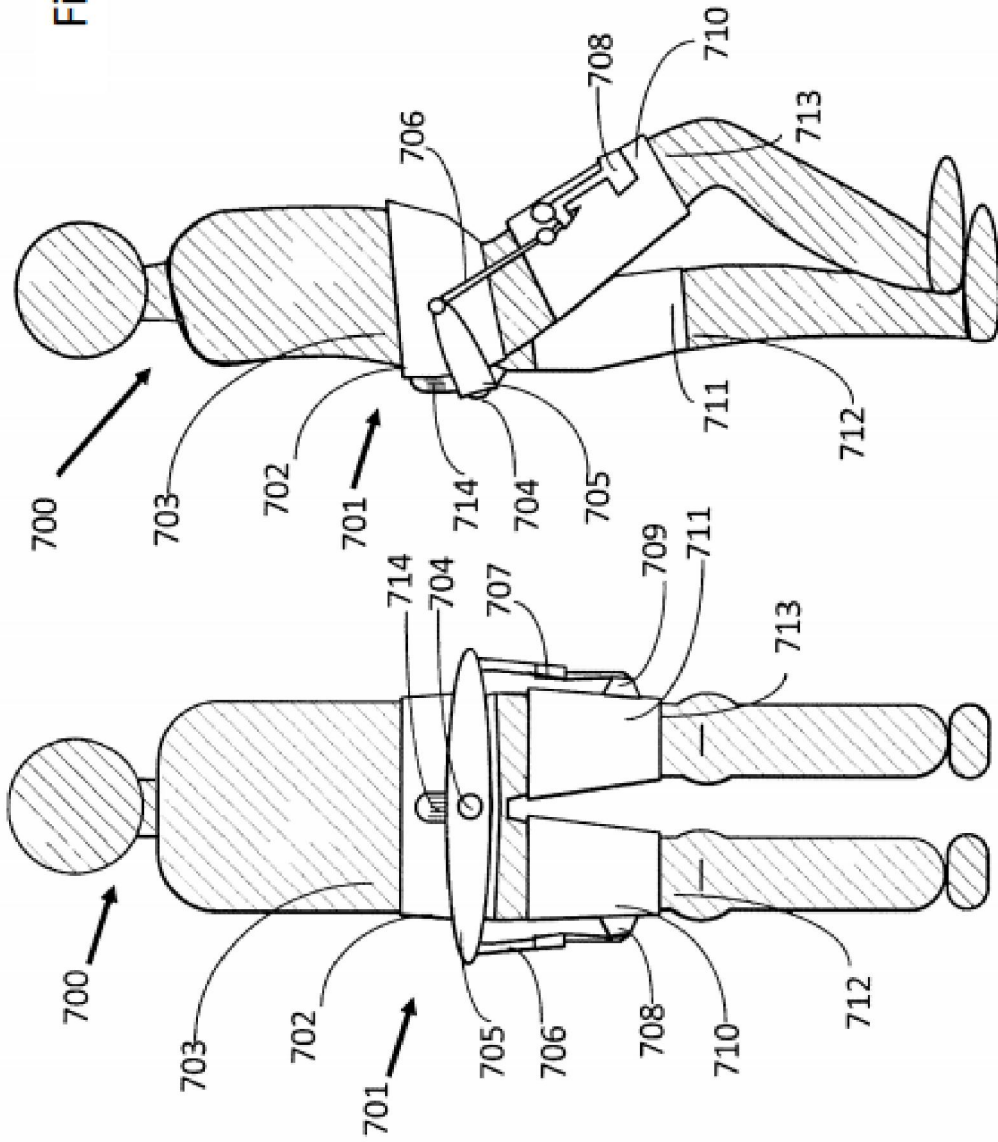


Figura 8a

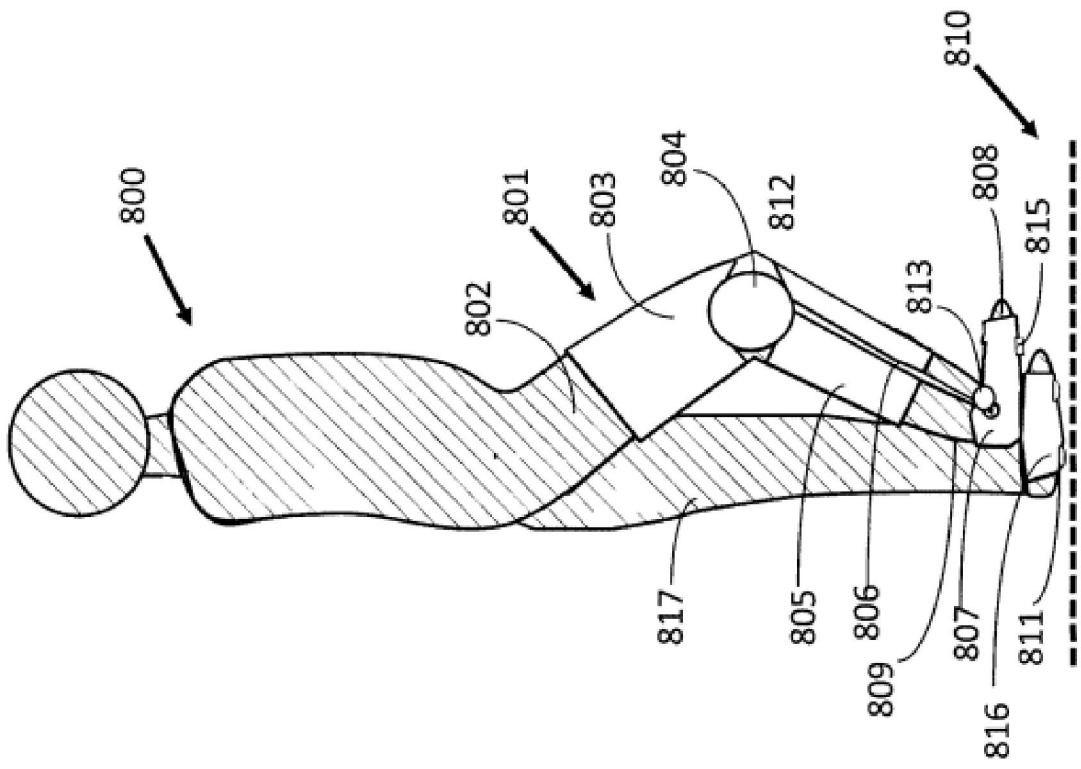


Figura 8b

