

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 555 119**

51 Int. Cl.:

B25J 9/00 (2006.01)

A61H 3/00 (2006.01)

A61H 3/06 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **19.05.2009 E 13180102 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **21.10.2015 EP 2687339**

54 Título: **Dispositivo y método para disminuir el consumo de energía de una persona mediante el uso de un exoesqueleto de extremidad inferior**

30 Prioridad:

20.05.2008 US 71823 P

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

29.12.2015

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

**KAZEROONI, HOMAYOON;
AMUNDSON, KURT y
HARDING, NATHAN**

74 Agente/Representante:

DE ELZABURU MÁRQUEZ, Alberto

ES 2 555 119 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 y método para disminuir el consumo de energía de una persona mediante el uso de un exoesqueleto de extremidad inferior

5 La presente invención se refiere en general al campo de los exoesqueletos de las extremidades inferiores y, más concretamente, al campo de los exoesqueletos de las extremidades inferiores que disminuyen el consumo de energía de su portador.

Más concretamente, la presente invención se refiere a un sistema de exoesqueleto y métodos de controlar un sistema de exoesqueleto.

10 En una amplia variedad de situaciones, las personas de capacidad ordinaria consumen a menudo una gran cantidad de energía cuando caminan o llevan una carga. Un intento de mejorar la capacidad de transporte se expone en el documento titulado "UN EXOESQUELETO DE PIERNA CASI PASIVO PARA EL AUMENTO DE LA CARGA A TRANSPORTAR", C. J. Walsh, K. Endo y H. Herr, Revista Internacional de Robótica Humanoide, 2007. Sin embargo, el exoesqueleto casi pasivo planteado por Walsh et al. aumenta el consumo de oxígeno de su portador. Más específicamente, el exoesqueleto descrito no tiene unidad de accionamiento y energía y por lo tanto no será capaz de transferir energía desde el exoesqueleto a la persona. Esto significa que este tipo de sistema, independientemente de la ubicación y la fuerza de sus muelles, no disminuirá el consumo de energía de su portador. Dado que el consumo de oxígeno es proporcional a la energía gastada, no se reducirá el consumo de oxígeno de un usuario.

20 Un artículo publicado por la Revista de Ciencia popular (mayo 2008) describe un sistema de exoesqueleto motorizado diseñado y construido por Sarcos, que se controla por un método llamado "salir del camino". Este método mide las fuerzas y momentos que un usuario ejerce sobre el exoesqueleto y acciona el exoesqueleto en base a estas mediciones. Este método de control "salir del camino" se ha utilizado ampliamente en el control de los dispositivos de asistencia inteligentes. Ver las patentes de EE. UU. 6.299.139, 6.386.513 y 6.886.812. Sin embargo, el método de control "salir del camino" no reducirá el consumo de energía de un portador porque la fuerza desde el exoesqueleto al portador está en dirección opuesta al movimiento del portador y de hecho aumenta el consumo de energía del portador.

30 Basado en lo anterior, existen oportunidades para proporcionar un dispositivo de exoesqueleto de propósito general que disminuirá el consumo de energía del portador mientras se usa el dispositivo. Proporcionar un exoesqueleto que disminuya el consumo de energía de su portador permitiría a un portador caminar y llevar objetos pesados, mientras se reduce el gasto de energía del portador. En particular, esta invención cubre varias realizaciones de dispositivos de exoesqueletos que reducen el gasto de energía de sus portadores durante una fase de apoyo.

La patente de EE. UU. 2007/0056592 A1 describe un exoesqueleto de extremidad inferior semi-motorizado. Según la invención, se proporciona un sistema de exoesqueleto y métodos de control de un sistema de exoesqueleto como el definido en las reivindicaciones independientes.

35 Según la presente invención, se proporciona un sistema de exoesqueleto y un método de control de un sistema de exoesqueleto como el definido en las reivindicaciones independientes.

Estas y otras características, aspectos y ventajas de la presente invención se llegarán a entender mejor cuando se lea la siguiente descripción detallada con referencia a los dibujos adjuntos, en los que los mismos caracteres representan partes similares en todos los dibujos, en los que:

40 La figura 1 es un dibujo en perspectiva frontal de un exoesqueleto de la presente invención;

La figura 2 es un dibujo en perspectiva posterior del exoesqueleto de la figura 1.

La figura 3 representa un exoesqueleto alternativa de la presente invención en una fase de apoyo;

La figura 4 representa el exoesqueleto de la figura 3 moviéndose en una dirección con velocidad hacia delante durante la fase de apoyo;

45 La figura 5 representa las fuerzas y dimensiones asociadas al exoesqueleto de la figura 3 en la fase de apoyo;

La figura 6 es un dibujo esquemático de una unidad de potencia de la presente invención;

La figura 7 es un dibujo esquemático de una unidad de potencia alternativa de la presente invención que incluye una válvula de estrangulación de flujo;

50 La figura 8 es un dibujo esquemático de una unidad de potencia alternativa de la presente invención que incluye una válvula de tres vías;

La figura 9 es un dibujo en perspectiva de un exoesqueleto alternativa de la presente invención que incluye sensores

de postura en comunicación con un procesador de señal;

La figura 10 es un dibujo en perspectiva de un exoesqueleto alternativa de la presente invención que incluye un elemento elástico en la cadera;

5 La figura 11 es un dibujo en perspectiva de un exoesqueleto alternativa de la presente invención que incluye una fijación de conexión para llevar una carga trasera;

La figura 12 es un dibujo en perspectiva de un exoesqueleto alternativa de la presente invención que incluye marcos de extensión para llevar una carga delantera;

La figura 13 es un dibujo en perspectiva de un exoesqueleto alternativa de la presente invención que incluye una parada de abducción de la cadera;

10 La figura 14 es un dibujo en perspectiva de un exoesqueleto alternativa de la presente invención que incluye un elemento elástico de cadera en forma de un resorte de lámina;

La figura 15 es un dibujo en perspectiva de un exoesqueleto alternativa de la presente invención que incluye dos elementos elásticos de la cadera;

15 La figura 16 es un dibujo en perspectiva de un exoesqueleto alternativa de la presente invención que incluye dos articulaciones de la cadera;

La figura 17 es un dibujo en perspectiva de un exoesqueleto alternativa de la presente invención que incluye un bastidor de mochila;

La figura 18 es un dibujo en perspectiva de un exoesqueleto alternativa de la presente invención que incluye dos elementos elásticos de la cadera y un exoesqueleto de los pies;

20 La figura 19 es una vista parcial del exoesqueleto de la figura 18, que muestra detalles de la articulación del muslo;

La figura 20 es una vista parcial del exoesqueleto de la figura 18, que muestra detalles de un mecanismo de compresión-elongación;

La figura 21 es un dibujo en perspectiva de un exoesqueleto alternativa de la presente invención que incluye los zapatos;

25 La figura 22 es un dibujo en perspectiva de un exoesqueleto alternativa de la presente invención que incluye plantillas;

La figura 23 es una vista parcial de un exoesqueleto de los pies de la figura 18 que incluye una articulación de rótula esférica;

30 La figura 24 es un dibujo en perspectiva de un exoesqueleto de pie alternativa de la presente invención que incluye elementos elásticos;

La figura 25 es un dibujo en perspectiva de un exoesqueleto de pie alternativa de la presente invención que incluye un elemento elástico de abducción-aducción;

La figura 26 es un dibujo en perspectiva de un exoesqueleto de pie alternativa de la presente invención que incluye una articulación de pata giratoria;

35 La figura 27 representa las fuerzas y dimensiones asociadas a un exoesqueleto alternativa de la presente invención en una fase de apoyo;

La figura 28 es una vista lateral en sección transversal parcial de un exoesqueleto de pie alternativa de la presente invención que incluye un sensor de posición integrado;

40 La figura 29 es una vista en perspectiva superior de un exoesqueleto de pie alternativa de la presente invención que incluye un sensor de fuerza;

La figura 30 es una vista lateral en sección transversal parcial de un zapato alternativa de la presente invención que incluye un sensor de posición integrado;

La figura 31 es una vista lateral en sección transversal parcial de un zapato alternativa de la presente invención que incluye un sensor de posición montado en la suela;

45 La figura 32 es una vista lateral en sección lateral parcial de un zapato alternativa de la presente invención que incluye un sensor de fuerza incorporado en la suela del zapato;

- La figura 33 es una vista lateral de un exoesqueleto alternativa de la presente invención llevado a cabo en una posición de reposo vertical;
- La figura 34 es una vista en perspectiva parcial del exoesqueleto de la figura 33;
- 5 La figura 35 es un dibujo en perspectiva de un exoesqueleto del pie alternativa de la presente invención que incluye amortiguadores hidráulicos rotativos;
- La figura 36 es un dibujo esquemático de un circuito hidráulico de rodilla de la presente invención;
- La figura 37 es un dibujo esquemático de un circuito hidráulico de rodilla alternativa de la presente invención que incluye una válvula de tres vías;
- 10 La figura 38 es un dibujo esquemático de un circuito hidráulico de rodilla alternativa de la presente invención que incluye una válvula de retención;
- La figura 39 es un dibujo esquemático de un circuito hidráulico de rodilla alternativa de la presente invención que incluye una válvula de tres vías y una válvula de retención;
- La figura 40 es un dibujo esquemático de un circuito hidráulico de rodilla alternativa de la presente invención que incluye una válvula de dos vías y una válvula de retención;
- 15 La figura 41 representa el funcionamiento de una articulación de rodilla con bloqueo de acuerdo con la presente invención;
- La figura 42 es una vista lateral de un soporte de la pierna derecha alternativa de la presente invención que incluye elementos elásticos de la rodilla en paralelo con generadores de par de torsión;
- 20 La figura 43 es una vista lateral de un soporte de la pierna derecha alternativa de la presente invención que incluye elementos elásticos de rodilla en serie con generadores de par de torsión;
- La figura 44 es un diagrama que representa el uso de un controlador de bucle cerrado para controlar la fuerza aplicada de acuerdo con la presente invención; y
- La figura 45 es una vista lateral de un exoesqueleto alternativa de la presente invención que incluye las piernas que no tocan el suelo.
- 25 De acuerdo con una realización de la presente invención, la figura 1 es un dibujo en perspectiva que ilustra un exoesqueleto 100 de extremidad inferior utilizable por una persona 187 que es capaz de disminuir el consumo de energía del portador durante la marcha. El exoesqueleto 100 de extremidad inferior, además de otros componentes, incluye dos soportes para las piernas, 101 y 102, que están configurados para ser acoplados a los miembros inferiores 143 y 144 de la persona, y están configurados para descansar sobre una superficie de soporte (por ejemplo, el suelo) durante su fase de apoyo. El término fase de apoyo debe entenderse en el sentido de que la posición de un soporte 101 o 102 de pierna está en cuando se aplica una fuerza al pie de un usuario y la pierna asociada con el soporte 101 o 102 de la pierna. Los soportes de la pierna, además de otros componentes, incluyen enlaces 103 y 104 del muslo y enlaces 105 y 106 de pata. Dos articulaciones 107 y 108, de la rodilla, están configuradas para permitir la flexión y extensión entre el enlace de pata y el enlace del muslo de los soportes de las piernas (mostrada por la flecha 213 la flexión de la rodilla y por la flecha 214 la extensión de la rodilla, respectivamente) durante la fase de oscilación del soporte de la pierna correspondiente. El término de la fase de oscilación debe entenderse en el sentido de que la posición de un soporte de pierna 101 o 102 está en cuando una fuerza no se puede aplicar a un pie del usuario y la pierna asociada con el soporte 101 o 102 de la pierna. Sin embargo, dos articulaciones 107 y 108, de la rodilla, en algunas realizaciones están configuradas para resistir la flexión entre el enlace de pata y el enlace del muslo de los soportes de la pierna durante la fase de apoyo del soporte de la pierna correspondiente. El exoesqueleto 100 de la extremidad inferior, entre otros componentes, comprende además un exoesqueleto de tronco 109. El exoesqueleto de tronco 109, entre otros componentes, comprende un dispositivo 150 de interfase de la parte superior del cuerpo. El exoesqueleto del tronco 109 es configurable para ser acoplado a la parte superior del cuerpo 149 de la persona mediante el dispositivo 150 de interfase de la parte superior del cuerpo. Parte superior del cuerpo 149 e la persona significa cualquier localización generalmente por encima de los muslos, incluyendo la nalga. Ejemplos de dispositivos 150 de interfase de la parte superior del cuerpo comprenden un elemento o combinación de elementos, que incluyen, sin limitación, chalecos, cinturones, correas, tirantes, correas de pecho, corsé, arnés y cinturón. El exoesqueleto de tronco 109 es giratorio que puede conectarse a los soportes 101 y 102 de la pierna en las articulaciones 125 y 126 de flexión-extensión de la cadera permitiendo las rotaciones de flexión y extensión de la cadera (mostrado por la flecha 215 la extensión de la cadera y la flecha 216 la flexión de la cadera, respectivamente) de los soportes 101 y 102 de las piernas alrededor de los ejes 151 y 152 de flexión-extensión de la cadera, respectivamente. Los soportes 101 y 102 de las piernas se pueden configurar para ser acoplados a los miembros 143 y 144 inferiores de la persona mediante las correas 135 y 136 de interfase de miembros inferiores. Por miembros 143 y 144 inferiores de una persona deben entenderse en el sentido de cualquier ubicación por debajo de los muslos. En alguna realizaciones, como se muestra en la figura 1,
- 55

las correas 135 y 136 de interfase con extremidades inferiores están acopladas a las uniones 103 y 104 al muslo. En algunas realizaciones, como se muestra en la figura 2, las correas 135 y 136 de interfase con extremidades inferiores están acopladas mediante los enlaces 105 y 106 de pata. En algunas realizaciones, las correas de interfase de las extremidades inferiores están acopladas a ambos enlaces de pata y enlaces del muslo. Cada correa 135 y 136 de interfase de las extremidades inferiores comprende un elemento o combinación de elementos que incluyen, sin limitación, correas, barras, abrazaderas en forma de c, corsé corporal, y elastómeros. En funcionamiento, la persona 187 está acoplada a (o lleva) un exoesqueleto 100 de extremidad inferior mediante el dispositivo 150 de interfase de la parte inferior del cuerpo (un simple cinturón en el caso de la figura 1) y mediante el acoplamiento de dos soportes 101 y 102 de pierna a través de las correas 135 y 136 de interfase de extremidades inferiores.

El exoesqueleto 100 de extremidad inferior, entre otras cosas, comprende también dos actuadores 145 y 146 de cadera que están configurados para crear pares de torsión entre el exoesqueleto de tronco 109 y los soportes 101 y 102 de las piernas. El actuador 145 de la cadera derecha se muestra en la figura 1 y el actuador 146 de la cadera izquierda se muestra en la figura 2. El exoesqueleto 100 de extremidad inferior, entre otros componentes, comprende también al menos una unidad 201 de potencia capaz de proporcionar energía y está acoplada a los actuadores 145 y 146 de la cadera. En algunas realizaciones, una sola unidad 201 de potencia proporciona energía a los actuadores 145 y 146 de cadera. En algunas realizaciones, cada actuador de cadera recibe energía de unidades de potencia separadas. Los actuadores 145 y 146 de cadera incluyen cualquier dispositivo o combinación de dispositivos capaces de proporcionar un par de torsión. Ejemplos de los actuadores 145 y 146 de cadera incluyen, sin limitación, motores eléctricos, incluyendo, sin limitación, motores de CA (corriente alterna), motores de escobillas de CC (corriente continua), motores sin escobillas de CC, motores conmutados electrónicamente (MCE), motores paso a paso, actuadores hidráulicos y actuadores neumáticos y combinaciones de los mismos. En algunas realizaciones, los actuadores de cadera 145 y 146 están accionados por compresores de gas. En algunas realizaciones, el exoesqueleto de tronco 109 se configura para soportar en la espalda de la persona 187 una carga trasera.

La figura 3 muestra una configuración de exoesqueleto 100 de extremidad inferior en el que el soporte 101 de la pierna derecha y el miembro 143 inferior derecho de la persona están en fase de apoyo, y el soporte 102 de la pierna izquierda y el miembro 144 inferior izquierdo de la persona están en fase de movimiento (el soporte 102 de la pierna izquierda no se muestra en la figura 3). Por favor téngase en cuenta que el exoesqueleto de tronco 109, en esta realización, ha sido diseñado para extenderse a lo largo de la espalda de la persona para llevar una carga 118 trasera. Téngase en cuenta también que el siguiente análisis se aplica claramente a la configuración inversa en la que el soporte 101 de la pierna derecha está en fase de movimiento y el soporte 102 de la pierna izquierda está en fase de apoyo. La figura 4 muestra tres configuraciones del exoesqueleto 100 de extremidad inferior durante una fase de apoyo del soporte 101 de la pierna derecha cuando un usuario se mueve en una dirección 162 de velocidad de avance. Estas configuraciones se muestran mediante las letras A (iniciando la fase de apoyo único), B (en algún momento en medio de la fase de apoyo único), y C (fin de la fase de apoyo único) del soporte 101 de la pierna derecha. Sobre la base de nuestras observaciones, hemos concluido que la parte superior del cuerpo 149 de la persona y el exoesqueleto de tronco 109 se desplazan con pequeña rotación, lo que hace que se forme un ángulo relativamente constante del cuerpo 149 superior y el exoesqueleto de tronco 109 con respecto al suelo 130.

En funcionamiento, cuando el soporte 101 de la pierna derecha está en fase de apoyo y el soporte 102 de la pierna izquierda está en fase de movimiento, la unidad 201 de potencia se configura para hacer que el correspondiente actuador 145 de la cadera derecha del soporte 101 de la pierna derecha genere una situación de par de torsión. Debido a esta situación de par de torsión, el exoesqueleto 100 de extremidad inferior y la persona 187 pasan de la configuración A hasta la configuración C (como se muestra en la figura 4), en la que el soporte 101 de la pierna derecha y el miembro 143 inferior derecho de la persona están en una fase de apoyo. La dirección 162 de la velocidad de avance de la persona es generalmente paralela al suelo 130. Durante la fase de apoyo del soporte 101 de la pierna derecha, el trabajo mecánico $W_{ACTUADOR}$ es producido por el actuador 145 de la cadera derecha durante el tiempo que el exoesqueleto 100 de extremidad inferior y la persona 187 se desplazan desde la configuración A hasta la configuración C. La energía mecánica total (energía cinética más energía potencial) del soporte 101 de la pierna derecha y el exoesqueleto de tronco 109, incluyendo cualquier carga sobre el exoesqueleto de tronco 109 (es decir, el exoesqueleto 100 de extremidad inferior sin el soporte 102 de la pierna izquierda en movimiento), en la configuración A se denomina E_A . La energía mecánica total (energía cinética más energía potencial) del soporte 101 de la pierna derecha y el exoesqueleto de tronco 109, incluyendo cualquier carga sobre el exoesqueleto de tronco 109 (es decir, el exoesqueleto 100 de extremidad inferior sin el soporte 102 de la pierna izquierda en movimiento) en la configuración C se denomina E_C . La energía consumida por rozamiento y otras pérdidas durante la fase de apoyo del soporte 101 de la pierna derecha se denomina mediante $E_{PÉRDIDAS}$. Si $W_{ACTUADOR}$ (trabajo mecánico producido por el actuador 145 de la cadera derecha) durante el tiempo que el exoesqueleto 100 se desplaza desde A a C es mayor que $(E_C - E_A + E_{PÉRDIDAS})$, entonces la energía se transfiere a la persona 187 desde el exoesqueleto 100 de extremidad inferior y es igual a $[W_{ACTUADOR} - (E_C - E_A + E_{PÉRDIDAS})]$. Si $W_{ACTUADOR}$ (es decir, el trabajo mecánico producido por el actuador 145 de la cadera derecha) es menor que el $(E_C - E_A + E_{PÉRDIDAS})$, entonces de la persona 187 se transfiere energía al exoesqueleto 100 de la extremidad inferior y es igual a $[(E_C - E_A + E_{PÉRDIDAS}) - W_{ACTUADOR}]$.

En resumen:

Si $W_{ACTUADOR} > (E_C - E_A + E_{PÉRDIDAS})$, la energía transferida a la persona 187 = $W_{ACTUADOR} - (E_C - E_A + E_{PÉRDIDAS})$

Si $W_{ACTUADOR} < (E_C - E_A + E_{PÉRDIDAS})$, la energía transferida de la persona 187 = $(E_C - E_A + E_{PÉRDIDAS}) - W_{ACTUADOR}$

5 La energía necesaria para mover el exoesqueleto de tronco 109 y el soporte 101 de la pierna derecha a través de la misma trayectoria desde A hasta C cuando el exoesqueleto 100 no es utilizado por la persona 187 es $(E_C - E_A + E_{PÉRDIDAS})$. Esto significa que, para transferir energía a la persona 187 durante la fase de apoyo del soporte 101 de la pierna derecha, la energía suministrada por la unidad 201 de potencia al actuador 145 de la cadera derecha del soporte 101 de la pierna derecha debe ser mayor que la energía necesaria para mover el exoesqueleto de tronco 109 y el soporte 101 de la pierna derecha a través de la misma trayectoria desde A hasta C cuando la persona 187 no está presente. Un aumento incremental en la energía mecánica transferida a la persona 187 durante la fase de apoyo se traducirá en una disminución incremental en la energía del usuario necesaria para la locomoción durante la fase de apoyo. Dado que el consumo de oxígeno del usuario es proporcional al gasto de energía, una disminución de la energía del usuario necesaria para la locomoción conduce a un menor consumo de oxígeno por el usuario. Una manera de asegurar que la energía mecánica se transfiere a la persona 187 durante la fase de apoyo es asegurar que la magnitud del par de torsión del actuador 145 de la cadera derecha del soporte 101 de la pierna derecha es generalmente mayor que el par de torsión necesario para mover el exoesqueleto de tronco 109 y el soporte 101 de la pierna derecha a través de la misma trayectoria de A hasta C cuando la persona 187 no está presente. Esto se describe a continuación con la ayuda de la figura 4 y la figura 5.

20 La figura 5 muestra una configuración de exoesqueleto 100 de extremidad inferior cuando el soporte 101 de la pierna derecha está en fase de apoyo (la misma configuración que la de la figura 3 sin la persona dibujada). El suelo 130 tiene una inclinación α respecto al suelo 134 horizontal. La parte superior del cuerpo 149 de la persona se acopla al exoesqueleto de tronco 109 a través del dispositivo 150 de interfase de la parte superior del cuerpo. En base a nuestras observaciones, nos hemos dado cuenta de que la parte superior del cuerpo 149 de la persona y el exoesqueleto de tronco 109 se mueven con una pequeña rotación (en comparación con la variación del ángulo λ de la cadera). Esto significa que el ángulo de la parte superior del cuerpo 149 de la persona y el exoesqueleto de tronco 109 con respecto al suelo 130 permanece relativamente constante durante la fase de apoyo del soporte 101 de la pierna derecha. β_2 representa el ángulo entre el suelo 130 y una línea perpendicular al exoesqueleto de tronco 109, como se muestra en la figura 5. En base a las observaciones descritas anteriormente, β_2 es relativamente constante en comparación con el ángulo λ . Durante la fase de apoyo, el enlace 103 del muslo derecho y el enlace 105 de pata derecha se mueven muy poco o absolutamente nada un respecto del otro. Esto significa que el soporte 101 de la pierna derecha durante la fase de apoyo se puede asimilar a un vínculo rígido que pivota desde la posición A hasta la posición C, como se muestra en la figura 4.

La energía cinética y la energía potencial del sistema mostrado en la figura 4 se expresan mediante las ecuaciones (1) y (2).

35
$$\text{Energía Cinética} = \frac{(M_{TRONCO}L^2 + I)}{2} \beta_1^2 \quad (1)$$

$$\text{Energía Potencial} = (L M_{TRONCO} + R M_L) g \cos (\beta_1 + \alpha) + K \quad (2)$$

donde:

M_{TRONCO} : masa del exoesqueleto de tronco 109 y cualquier carga añadida (por ejemplo, la carga trasera 118)

M_L : masa del soporte 101 de la pierna derecha

40 I : momento de inercia del soporte 101 de la pierna derecha respecto del punto F

L : longitud del soporte 101 de la pierna derecha durante la fase de apoyo como se muestra en la figura 5

R : distancia entre el centro de masa del soporte 101 de la pierna derecha y el punto F (no mostrado en figura alguna)

45 β_1 : el ángulo entre el suelo 130 y una línea normal a una línea entre los puntos E y F (ángulo entre la fuerza F_{E1} y el suelo 130)

β_2 : el ángulo entre el suelo 130 y una línea normal al exoesqueleto de tronco 109 (ángulo entre la fuerza F_{E2} y el suelo 130)

α : inclinación del suelo (ángulo entre el suelo 130 y el suelo horizontal 134)

D : distancia entre la fuerza F_{E2} y el punto F

K : una cantidad constante

Escribir una ecuación dinámica para el exoesqueleto mostrado en la figura 5, utilizando las ecuaciones (1) y (2) y la ecuación de Lagrange, revela que el par de torsión proporcionado por el actuador 145 de la cadera derecha entre el exoesqueleto de tronco 109 y el soporte 101 de la pierna derecha, T_E es igual a

$$5 \quad T_E = (M_{TRONCO} L^2 + I) \beta_1 - (LM_{TRONCO} + RM_L) g \operatorname{sen}(\beta_1 + \alpha) + T_F + F_{E1} L \cos(\beta_2 - \beta_1) + F_{E2} D \quad (3)$$

donde:

F_{E1} fuerza sobre el exoesqueleto de tronco 109 de parte superior del cuerpo 149 de una persona, supuesta normal al exoesqueleto de tronco 109 (valor positivo se muestra en figura 5)

10 F_{E2} fuerza sobre soporte 101 de la pierna derecha del miembro 143 inferior derecho de una persona, supuesta normal a la línea entre los puntos E y F (valor positivo se muestra en la figura 5)

T_E par de torsión generado por el actuador 145 de la cadera derecha (valor positivo disminuye ángulo λ)

T_F par de torsión de rozamiento que se opone al movimiento del soporte 101 de la pierna derecha en relación con el exoesqueleto de tronco 109

15 Dado que β_2 es relativamente constante en comparación con el ángulo λ (exoesqueleto de tronco 109 no gira tanto) cualquier par de interacción entre la parte superior del cuerpo 149 de la persona y el exoesqueleto de tronco 109 no aparecerá en la ecuación (3). Solamente la fuerza de interacción (por ejemplo, F_{E1} de la parte superior del cuerpo 149 de la persona) afecta al movimiento del exoesqueleto de tronco 109.

Reorganizando los términos de la ecuación (3) resulta la ecuación (4):

$$F_{E1} L \cos(\beta_2 - \beta_1) + F_{E2} D = T_E - (M_{TRONCO} L^2 + I) \beta_1 + (L M_{TRONCO} + R M_L) g \operatorname{sen}(\beta_1 + \alpha) - T_F \quad (4)$$

20 Supongamos por un momento que $F_{E2} = 0$. Esta suposición es únicamente en beneficio de entender las condiciones bajo las cuales el gasto de energía del usuario se reduce. Más tarde, se eliminará esta suposición. Si $F_{E2} = 0$, la ecuación (4) se reduce a la ecuación (5).

$$F_{E1} = T_E - (M_{TRONCO} L^2 + I) \beta_1 + (L M_{TRONCO} + R M_L) g \operatorname{sen}(\beta_1 + \alpha) - T_F / L \cos(\beta_2 - \beta_1) + F_{E2} D \quad (5)$$

Consideraremos tres casos descritos a continuación.

25 Caso 1

Como se puede deducir de la ecuación (5), si el par de torsión T_E es tal que:

$$T_E > (M_{TRONCO} L^2 + I) \beta_1 - (LM_{TRONCO} + RM_L) g \operatorname{sen}(\beta_1 + \alpha) + T_F \quad (6)$$

Entonces $F_{E1} > 0$. Esto significa que el par de torsión del actuador de la cadera se ha elegido de modo que es mayor que la adición del par de torsión inercial $(M_{TRONCO} L^2 + I) \beta_1$, par de torsión gravitacional, $-(L M_{TRONCO} + R M_L) g \operatorname{sen}(\beta_1 + \alpha)$, y el par de torsión de rozamiento T_F , entonces la fuerza de la persona 187 sobre el exoesqueleto de tronco 109 F_{E1} es positiva. Esto significa que la fuerza de la persona 187 sobre el exoesqueleto de tronco 109 es en la dirección mostrada en la figura 5 y la fuerza sobre la persona 187 es generalmente a lo largo de la dirección 162 de la velocidad hacia delante de la persona. Cuando la fuerza de la persona 187 es a lo largo de la dirección 162 de la velocidad hacia delante de la persona (como se muestra en la figura 5), la potencia mecánica se transfiere desde el exoesqueleto 100 de extremidad inferior a la persona 187. Dado que la integral del tiempo de esta potencia mecánica durante todo el tiempo de la fase de apoyo es positiva, se transfiere energía mecánica a la persona 187. La energía mecánica transferida a la persona 187 durante la fase de apoyo conducirá a una disminución incremental de la energía necesaria del usuario para la locomoción durante la fase de apoyo. Una disminución gradual de la energía del usuario requerida para la locomoción lleva a un menor consumo de oxígeno y una frecuencia cardíaca más baja. El lado derecho de la desigualdad (6) representa el par de torsión necesario para mover el exoesqueleto de tronco 109 y el soporte 101 de la pierna derecha en la fase de apoyo a través de la misma trayectoria cuando el exoesqueleto 100 no es utilizado por la persona 187.

La situación del Caso 1 (descrito anteriormente) muestra que con el fin de reducir gasto de energía del usuario mientras camina (y consecuentemente el consumo de oxígeno y la frecuencia cardíaca), la magnitud del par de torsión desde el actuador de la cadera, cuando el exoesqueleto 100 es utilizado por la persona 187, debe generar una fuerza a partir del exoesqueleto de tronco 109 sobre la parte superior del cuerpo de la persona a lo largo de la dirección 162 de la velocidad hacia delante de la persona. Esto significa que para reducir el gasto de energía del usuario mientras camina, la persona 187 debe ser empujada hacia delante por el exoesqueleto de tronco 109. El Caso 1 anterior también indica que para reducir el gasto de energía del usuario mientras camina (y consecuentemente el consumo de oxígeno y el ritmo cardíaco), la magnitud del par de torsión del actuador de la cadera, cuando el exoesqueleto 100 es utilizado por la persona 187, debe ser mayor que el par de torsión necesario

para mover el exoesqueleto de tronco 109 y el soporte 101 de la pierna durante la fase de apoyo a través de la misma trayectoria cuando no es utilizado por la persona 187.

Caso 2

Como se puede deducir de la ecuación (5), si el par de torsión del actuador de la cadera, T_E , es tal que:

$$T_E < (M_{TRONCO} L^2 + I) \beta_1 - (LM_{TRONCO} + RM_L) g \operatorname{sen}(\beta_1 + \alpha) + T_F \quad (7)$$

entonces $F_{E1} < 0$. Esto significa que si el par de torsión del actuador de la cadera se elige de modo que sea más pequeño que la suma del par de torsión inercial $(M_{TRONCO} L^2 + I) \beta_1$, el par de torsión gravitacional $-(LM_{TRONCO} + RM_L) g \operatorname{sen}(\beta_1 + \alpha)$ y el par de torsión de rozamiento T_F , entonces la fuerza sobre el exoesqueleto, F_{E1} , es negativa. Esto significa que la fuerza de la persona 187 sobre el exoesqueleto de tronco 109 es en la dirección opuesta mostrada en la figura 5 y la fuerza sobre la persona 187 es a lo largo de la dirección opuesta de la dirección 162 de la velocidad hacia delante de la persona. Cuando la fuerza sobre la persona 187 es en la dirección opuesta de la dirección 162 de la velocidad de avance de la persona, se transmite potencia de la persona 187 al exoesqueleto 100 de la extremidad inferior. Puesto que la integral de tiempo de esta potencia mecánica durante todo el tiempo de apoyo es negativa, la energía mecánica se transfiere de la persona 187 al exoesqueleto 100 de la extremidad inferior. La energía mecánica transferida de la persona 187 durante la fase de apoyo se traducirá en un aumento incremental de la energía requerida por el usuario para la locomoción durante la fase de apoyo. Un aumento incremental en la energía requerida por el usuario para la locomoción conduce a un mayor consumo de oxígeno y una mayor frecuencia cardíaca para el usuario. El miembro derecho de la desigualdad (7) representa el par de torsión requerido para mover el exoesqueleto de tronco 109 y el soporte 101 de la pierna derecha durante la fase de apoyo a través de la misma trayectoria cuando no se utiliza por la persona 187.

Caso 3

$$\text{Si } T_E = (M_{TRONCO} L^2 + I) \beta_1 - (LM_{TRONCO} + DM_L) g \operatorname{sen}(\beta_1 + \alpha) + T_F \quad (8)$$

Entonces $F_{E1} = 0$. Esto significa que si el par de torsión del actuador de la cadera se elige que sea exactamente igual a la suma del par de torsión inercial $(M_{TRONCO} L^2 + I) \beta_1$, par de torsión gravitacional $-(LM_{TRONCO} + DM_L) g \operatorname{sen}(\beta_1 + \alpha)$ y el par de torsión de rozamiento T_F , entonces la fuerza de interacción entre la persona 187 y el exoesqueleto es cero. Esto significa que la persona no siente el exoesqueleto y por lo tanto que la potencia que está gastando la persona 187 es la misma que el/ella gastaría cuando caminase sin ningún exoesqueleto. Esto quiere decir que no se transfiere energía entre el exoesqueleto y su portador. En este caso, el gasto de energía del usuario no aumenta ni disminuye.

Si $F_{E2} \neq 0$, el miembro izquierdo de la ecuación (9) representa que el par de torsión de la persona 187 sobre el exoesqueleto 100 de extremidad inferior alrededor del punto F:

$$F_{E1} L \cos(\beta_2 - \beta_1) + F_{E2} D = T_E - (M_{TRONCO} L^2 + I) \beta_1 + (LM_{TRONCO} + RM_L) g \operatorname{sen}(\beta_1 + \alpha) - T_F \quad (9)$$

Los tres casos descritos anteriormente para la ecuación (5) se pueden repetir para la ecuación (9) como se describe a continuación.

Caso 1

Como se puede deducir a partir de la ecuación (9) si el par de torsión T_E del actuador de la cadera es tal que:

$$T_E > (M_{TRONCO} L^2 + I) \beta_1 - (LM_{TRONCO} + RM_L) g \operatorname{sen}(\beta_1 + \alpha) + T_F \quad (10)$$

Entonces $F_{E1} L \cos(\beta_2 - \beta_1) + F_{E2} D > 0$. Esto significa que si el par de accionamiento se elige de modo que sea mayor que la suma del par de torsión inercial $(M_{TRONCO} L^2 + I) \beta_1$, el par de torsión gravitacional $-(LM_{TRONCO} + RM_L) g \operatorname{sen}(\beta_1 + \alpha)$ y el par de torsión de rozamiento T_F , entonces el par de torsión de la persona 187 sobre el exoesqueleto 100 de extremidad inferior alrededor del punto F, $F_{E1} L \cos(\beta_2 - \beta_1) + F_{E2} D$ es positivo. Esto significa que el par de torsión de la persona 187 sobre el exoesqueleto 100 de extremidad inferior se produce en el sentido contrario a las agujas del reloj y el par de torsión sobre la persona 187 se produce en el sentido de las agujas del reloj y a lo largo de la dirección 162 de la velocidad hacia delante de la persona. Cuando el par de torsión sobre la persona 187 es a lo largo de la dirección 162 de la velocidad hacia delante de la persona (como se muestra en la figura 5), la potencia se transfiere desde el exoesqueleto 100 de extremidad inferior a la persona 187. Por consiguiente la integral del tiempo de esta potencia durante todo el tiempo de apoyo es positiva, transmitiéndose energía mecánica a la persona 187 desde el exoesqueleto 100 de extremidad inferior.

La situación del Caso1 (descrito anteriormente) demuestra que para reducir el consumo de energía del usuario mientras camina (y en consecuencia el consumo de oxígeno y la frecuencia cardíaca), el par de torsión del actuador de la cadera cuando el exoesqueleto 100 es utilizado por la persona 187 debe generar un par de torsión en el sentido de las agujas del reloj desde el exoesqueleto 100 a la persona 187 alrededor del punto F. Esto significa que para reducir el consumo de energía del usuario que camina, la persona 187 debe ser empujada hacia delante por el

exoesqueleto 100. El Caso 1 anterior también demuestra que para reducir el consumo de energía del usuario mientras camina (y en consecuencia el consumo de oxígeno y el ritmo cardíaco), la magnitud del par de torsión del actuador de la cadera cuando el exoesqueleto 100 es utilizado por la persona 187 debe ser mayor que el par de torsión necesario para mover el exoesqueleto de tronco 109 y el soporte de la pierna en la fase de apoyo a través de la misma trayectoria que cuando no es utilizado por la persona 187.

Caso 2

Como se puede deducir a partir de la ecuación (9) si el par de accionamiento de la cadera, T_E es tal que:

$$T_E < (M_{TRONCO} L^2 + I) \beta_1 - (LM_{TRONCO} + RML) g \operatorname{sen}(\beta_1 + \alpha) + T_F \quad (11)$$

Entonces $F_{E1} L \cos(\beta_2 - \beta_1) + F_{E2} D < 0$. Esto significa que si el par de accionamiento de la cadera se elige de modo que sea menor que la suma del par de torsión inercial $(M_{TRONCO} L^2 + I) \beta_1$, el par de torsión gravitacional $-(LM_{TRONCO} + RML) g \operatorname{sen}(\beta_1 + \alpha)$ y el par de rozamiento T_F , entonces el par de torsión de la persona 187 sobre el exoesqueleto 100 de extremidad inferior alrededor del punto F, $F_{E1} L \cos(\beta_2 - \beta_1) + F_{E2} D$, es negativo. Esto significa que el par de torsión de la persona 187 sobre el exoesqueleto 100 de extremidad inferior alrededor del punto F se produce en el sentido de las agujas del reloj y el par de torsión sobre la persona 187 es opuesto a la dirección 162 de la velocidad de avance de la persona (sentido contrario a las agujas del reloj). Cuando el par de torsión sobre la persona 187 es opuesto a la dirección 162 de la velocidad de avance de la persona (como se muestra en la figura 5), se transfiere potencia de la persona 187 al exoesqueleto 100 de extremidad inferior. Si la integral del tiempo de esta potencia durante todo el tiempo de apoyo es negativa, se transfiere energía mecánica al exoesqueleto 100 de extremidad inferior desde la persona 187.

Caso 3

Como se puede deducir a partir de la ecuación (9), si el par de accionamiento T_E de la cadera es tal que:

$$T_E = (M_{TRONCO} L^2 + I) \beta_1 - (LM_{TRONCO} + RML) g \operatorname{sen}(\beta_1 + \alpha) + T_F \quad (12)$$

Entonces $F_{E1} L \cos(\beta_2 - \beta_2) + F_{E2} D = 0$. Esto significa que el par de torsión de la persona 187 sobre el exoesqueleto 100 de extremidad inferior alrededor del punto F es cero. Si la integral del tiempo de esta potencia durante todo el tiempo de apoyo es cero, no se transfiere energía mecánica entre el exoesqueleto 100 de extremidad inferior y la persona 187. En este caso, el consumo de energía del usuario ni aumenta ni disminuye.

Observación 1

Puesto que el exoesqueleto de tronco 109 gira muy poco (es decir, β_2 es prácticamente constante en comparación con el ángulo λ) y la suma de pares de torsión sobre el exoesqueleto de tronco 109 es cero, la ecuación (13) establece que el par de torsión sobre el exoesqueleto de tronco 109 del cuerpo superior de la persona cancela la suma algebraica de los pares de torsión de reacción de los actuadores 145 y 146 de la cadera.

$$T_P = T_E - T_S - T_G \quad (13)$$

donde:

T_P : Par de torsión sobre el exoesqueleto de tronco 109 del cuerpo superior de la persona

T_E : Par de torsión sobre el exoesqueleto de tronco 109 del soporte de la pierna en fase de apoyo

T_S : Par sobre el exoesqueleto de tronco 109 del soporte de la pierna en fase de movimiento (T_S es positivo cuando trata de girar el exoesqueleto de tronco en el sentido de las agujas del reloj alrededor del punto E)

T_G : Par de torsión debido al peso del exoesqueleto de tronco y cualquier carga añadida alrededor del punto E (T_G es positivo cuando se trata de girar el exoesqueleto de tronco en el sentido de las agujas del reloj alrededor del punto E)

Si el soporte de la pierna que está en fase de movimiento se mueve mediante la fuerza de la persona, T_S es cero. Si el soporte de la pierna que está en fase de movimiento se mueve mediante la potencia del actuador de la cadera, T_S no es cero. Para reducir T_P (el par de torsión sobre el exoesqueleto de tronco 109 de la parte superior del cuerpo 149 de la persona), la ecuación (13) sugiere que el soporte de la pierna en la fase de movimiento sea accionada (es decir, T_S no debe ser cero). Esto significa que el actuador de la cadera de la pierna en movimiento debe proporcionar un par de torsión en dirección opuesta al par de torsión de la cadera en fase de apoyo, para reducir el par de torsión que soporta la parte superior del cuerpo 149 de la persona.

Observación 2

En general, cualquier exoesqueleto de extremidad inferior, independientemente del número de actuadores y sus ubicaciones en el sistema del exoesqueleto, disminuye el consumo de energía de su portador siempre y cuando la

fuerza del exoesqueleto de tronco sobre la parte superior del cuerpo del usuario sea a lo largo de la velocidad de avance de la persona. Por ejemplo se puede instalar al menos un actuador en cada tobillo exoesqueleto y proporcionar una fuerza desde el exoesqueleto de tronco en parte superior del cuerpo del usuario a lo largo de la velocidad de avance de la persona. Cuando la fuerza de la persona está en la dirección a lo largo de la velocidad de avance de la persona, independientemente de la arquitectura del exoesqueleto, la potencia mecánica se transfiere desde el exoesqueleto a la persona. La energía mecánica transferida a la persona durante la fase de apoyo, dará como resultado una disminución incremental en la energía del usuario necesaria para la locomoción. Una disminución gradual de la energía del usuario necesaria para la locomoción conduce a un menor consumo de oxígeno y una frecuencia cardíaca más baja.

10 Observación 3

El análisis anterior muestra como un exoesqueleto de extremidad inferior puede reducir el consumo de energía de su portador durante la fase de apoyo. Un sistema de exoesqueleto que tiene dos brazos, además de dos extremidades inferiores, también puede reducir el consumo de energía de su portador siempre y cuando las extremidades inferiores de la función del exoesqueleto estén de acuerdo con la explicación que se ha descrito anteriormente.

15 En algunas realizaciones, los actuadores 145 y 146 de la cadera constan cada uno de un actuador hidráulico de la cadera. En estas realizaciones, al menos una unidad de potencia 201 proporciona potencia hidráulica a los actuadores 145 y 146 de la cadera. En algunas realizaciones, una única unidad de potencia 201 proporciona potencia hidráulica a los actuadores hidráulicos 145 y 146 de la cadera. En algunas realizaciones, cada actuador hidráulico de la cadera recibe potencia hidráulica de unidades de potencia separadas. En algunas realizaciones, la
20 unidad de potencia 201, como se muestra en la figura 6, entre otros componentes, comprende al menos un circuito 194 hidráulico que se puede conectar por lo menos a uno de los actuadores 145 y 146 hidráulicos de la cadera, y modula el caudal de fluido hidráulico hacia y desde los actuadores 145 y 146 hidráulicos de la cadera. En algunas realizaciones, los actuadores 145 y 146 hidráulicos de la cadera son de pistón-cilindro hidráulicos. En algunas realizaciones, los actuadores 145 y 146 hidráulicos son actuadores hidráulicos del tipo de álabes hidráulicos giratorios. En algunas realizaciones, como se muestra en la figura 6, el circuito 194 hidráulico, entre otros
25 componentes, comprende una bomba 240 hidráulica acoplada a un motor 241 eléctrico.

Mediante el control del motor 241 eléctrico, se puede implementar en los actuadores de cadera 145, 146 un perfil de par de torsión para satisfacer las desigualdades (6) o (10). Dado que el par de torsión es una función de la presión hidráulica y de la geometría del actuador de la cadera, el par de torsión del actuador de la cadera puede ser controlado mediante la creación de un control de circuito cerrado en el motor 241 mediante la medición de la presión
30 hidráulica como variable de realimentación. En algunas realizaciones, el par de torsión del actuador de la cadera se puede controlar para satisfacer las desigualdades, (6) o (10) mediante la creación de un control de circuito cerrado en el motor 241 eléctrico por medio de la medición del par de torsión del actuador de la cadera o la fuerza como variable de realimentación.

35 En algunas realizaciones, como se muestra en la figura 7, el circuito 194 hidráulico, entre otros componentes, comprende además una válvula 200 de restricción de flujo accionada capaz de redirigir el flujo hidráulico desde el actuador 145 hidráulico de la cadera derecha alrededor de la bomba 240 hidráulica. En funcionamiento, cuando la bomba 240 está en uso, la válvula 200 de restricción de flujo accionada está cerrada. En funcionamiento, cuando es necesario reducir el consumo de energía, el motor 241 eléctrico no se pone en marcha. En este caso, la válvula 200
40 de restricción de flujo accionada debe estar abierta de manera que el motor 241 eléctrico parado y la bomba 240 no impidan el movimiento del actuador 145 de la cadera derecha.

En algunas realizaciones, como se muestra en la figura 8, el circuito 194 hidráulico, entre otros componentes, comprende además una válvula 242 de tres vías. En funcionamiento, mientras la unidad 201 de potencia proporciona potencia hidráulica al actuador 145 hidráulico de la cadera derecha, la válvula 242 de tres vías conecta el actuador 145 hidráulico de la cadera derecha a la bomba 240 hidráulica. En funcionamiento, cuando es necesario reducir el consumo de potencia, el motor 241 eléctrico estará parado. En este caso la válvula 242 de tres vías puede redirigir el flujo hidráulico del actuador 145 hidráulico de la cadera derecha alrededor de la bomba 240 hidráulica de manera que el motor 241 eléctrico parado y la bomba 240 no impidan el movimiento del actuador 145 de la cadera derecha.

50 Las figuras 6, 7 y 8 muestran únicamente aquellos componentes que son necesarios para realizar la tarea descrita asociada a la reducción del consumo de energía del usuario. Un experto normal en la técnica puede darse cuenta de que un circuito hidráulico normalmente tiene otros muchos componentes asociados con características de seguridad y otros que no se tratan aquí.

Los actuadores 145 y 146 hidráulicos de la cadera constan de cualquier actuador o combinación de actuadores capaces de convertir un fluido hidráulico presurizado en una fuerza o un par de torsión. Ejemplos de actuadores hidráulicos incluyen, sin limitación, pistones-cilindros hidráulicos lineales, actuadores hidráulicos rotativos, actuadores hidráulicos del tipo de cremallera y piñón y actuadores rotativos del tipo de álabes hidráulicos en los que el fluido hidráulico presurizado, mediante empuje contra las superficies en movimiento, generan la fuerza o el par de torsión.

La válvula 200 actuada que restringe el caudal comprende cualquier válvula o combinación de válvulas capaces de realizar las funciones indicadas. Ejemplos de válvula 200 actuada que restringe el caudal incluyen, sin limitación, válvula de control de caudal, válvula de control de presión, válvulas de aguja actuadas, válvulas solenoide y válvulas todo-nada. La bomba 240 hidráulica comprende cualquier bomba o combinación de bombas capaces de realizar las funciones indicadas. Ejemplos de bomba 240 hidráulica incluyen, sin limitación bombas de engranajes, bombas de álabes, bombas de pistones axiales y bombas de pistones radiales.

El motor eléctrico 241 comprende cualquier dispositivo o combinación de dispositivos capaces de accionar la bomba 240 hidráulica. Ejemplos de motor 241 incluyen, sin limitación, motores eléctricos, incluyendo, sin limitación, motores de AC (corriente alterna), motores de escobillas de DC (corriente continua), motores sin escobillas de DC, motores conmutados eléctricamente (ECM), motores paso a paso, y cualquier combinación de los mismos. Aunque establecemos que el motor 241 eléctrico gira la bomba 240 hidráulica, un experto en el campo puede darse cuenta de que ambos el motor 241 y la bomba 240 hidráulica pueden tener otros tipos de acoplamientos no rotativos, tales como de movimiento alternativo lineal.

En algunas realizaciones de la invención, el exoesqueleto 100 de extremidad inferior comprende al menos un procesador 159 de señal capaz de controlar los actuadores 145 y 146 de la cadera. El procesador 159 de señal comprende un elemento o una combinación de elementos seleccionados de un grupo que consta de dispositivos analógicos; módulos de computación analógica; dispositivos digitales incluyendo, sin limitación, circuitos integrados de gran, media y pequeña escala, circuitos integrados de aplicación específica, matrices de puertas programables, matrices lógicas programables; relés electromecánicos, interruptores de estado sólido, interruptores MOSFET y módulos de computación digital, incluyendo, sin limitación, microordenadores, microprocesadores, microcontroladores y controladores lógicos programables. En funcionamiento, para disminuir el consumo de energía del usuario, el procesador 159 de la señal calcula un perfil de par de torsión que cumple las desigualdades (6) o (10). Este par de torsión se produce a continuación por los actuadores 145 y 146 de la cadera durante sus respectivas fases de apoyo.

En algunas realizaciones en las que los actuadores 145 y 146 de la cadera son actuadores hidráulicos, el procesador 159 de señal, mediante el control del motor 241 eléctrico, calcula un perfil de par de torsión como el descrito en las desigualdades (6) y (10) para los actuadores 145 y 146 de la cadera. Puesto que el par de torsión es una función de la presión hidráulica y de la geometría del actuador de la cadera, el par de torsión del actuador de la cadera en algunas realizaciones, como se muestra en la figura 8, se puede controlar mediante la creación de un control en circuito cerrado sobre el motor 241 eléctrico mediante la medición de la presión hidráulica como variable de retroalimentación. El sensor 236 de presión mide la presión del fluido hidráulico y el procesador 159 de señal asegura que la presión se regula al valor deseado. En algunas realizaciones, el par de torsión del actuador de la cadera se puede controlar para satisfacer las desigualdades (6) y (10) mediante la creación de un control en circuito cerrado sobre el motor 241 eléctrico mediante la medición del par de torsión o la fuerza del actuador de la cadera como variables de realimentación. Un ingeniero de control especialista será capaz de desarrollar un controlador como se muestra en la figura 44 para satisfacer las desigualdades (6) o (10).

El procesador 159 de señal, en algunas realizaciones, se monta en el exoesqueleto de tronco 109. En algunas realizaciones, el procesador 159 de señal se ubica dentro de la unidad 201 de potencia. El procesador 159 de señal puede ser un simple dispositivo mecánico que consta de un circuito hidráulico o neumático, o puede incluir también elementos electrónicos.

La figura 5 muestra que con el fin de reducir el consumo de energía de un usuario, la fuerza sobre la persona 187 debe ser a lo largo de la dirección 162 de la velocidad de avance de la persona. Esto se puede hacer ya sea en una forma de circuito cerrado o en forma de circuito abierto. En forma de circuito cerrado, se puede desarrollar un algoritmo de control en el procesador 159 de señal para asegurar que la fuerza siempre se aplica sobre la persona 187 a lo largo de la dirección 162 de la velocidad de avance de la persona. En algunas realizaciones, esto se puede hacer mediante la creación de un controlador de la fuerza en circuito cerrado sobre la persona 187. El controlador de circuito cerrado mide la fuerza entre el cuerpo superior y el exoesqueleto 100 de la persona y crea un par de torsión para el actuador de la cadera en la fase de apoyo para asegurar que esta fuerza sobre la persona está siempre empujando a la persona hacia delante. En algunas realizaciones, la fuerza entre el dispositivo 150 de interfase de la parte superior del cuerpo y la parte superior del cuerpo humano se mide como una variable de realimentación y se controla para que esté a lo largo de la dirección 162 de la velocidad de avance de la persona. La figura 44 muestra una realización del diagrama de bloques de control donde se mide la fuerza sobre la parte superior del cuerpo del usuario y se compara con una fuerza deseada sobre la parte superior del cuerpo del usuario. Para reducir el consumo de energía del usuario, este controlador de circuito cerrado asegura que la fuerza sobre la parte superior del cuerpo del usuario sigue a la fuerza deseada a lo largo de la velocidad de avance del usuario. Esto significa que, para reducir el consumo de energía del usuario, el controlador asegura que la parte superior del cuerpo del usuario es empujada hacia delante.

En algunas realizaciones, como se muestra en la figura 9, el exoesqueleto 100 de la extremidad inferior comprende al menos un sensor de apoyo para la pierna de soporte, que produce una señal de posición que indica si el soporte de la pierna está o no en fase de apoyo. En la realización de la figura 9, el soporte 101 de la pierna incluye un sensor 160 de apoyo, que produce una señal 219 de posición. La señal 219 de posición indica si el soporte 101 de la

pierna está en fase de apoyo. Similarmente, el soporte 102 de la pierna incluye un sensor 161 de apoyo, que produce una señal 220 de posición. La señal 220 de posición indica si el soporte 102 de la pierna está en fase de apoyo. En algunas realizaciones, los sensores 160 y 161 de apoyo están acoplados a los soportes 101 y 102, respectivamente. En funcionamiento, el procesador 159 de señal calcula un perfil de par de torsión de acuerdo con las desigualdades (6) o (10), dependiendo de si las señales de posición 219 y 220 indican si los soportes 101 y 102 de la pierna están en una fase de apoyo o en la fase de movimiento. En algunas realizaciones, los sensores de posición 160 y 161 están ubicados en el interior o en las suelas de los zapatos humanos (o botas). En algunas realizaciones, los sensores de posición 160 y 161 están ubicados dentro de los zapatos o botas humanos. En algunas realizaciones los sensores 160 y 161 de posición pueden conectarse a la parte inferior de los zapatos o botas humanos.

Además de tratar la geometría del exoesqueleto mostrado en la figura 1, en algunas realizaciones, como se muestra en la figura 1, el exoesqueleto de tronco 109, además de otros componentes, comprende dos enlaces de cadera, 114 y 115, conectables de forma giratoria a los enlaces del muslo 103 y 104 en las juntas 125 y 126 de extensión-flexión de la cadera, que permite la flexión y la extensión de los soportes 101 y 102 de la pierna alrededor de los ejes 151 y 152 de flexión-extensión de la cadera respectivamente. En algunas realizaciones, los enlaces 114 y 115 de la cadera están conectados de forma rotativa entre sí en la junta 113 de abducción-aducción de la cadera, que permite la abducción y/o aducción de los soportes 101 y 102 de la pierna. La abducción y la aducción de los soportes 101 y 102 de la pierna se muestran por medio de las flechas 217 y 218, respectivamente.

La figura 10 muestra otra realización de la invención en la que el exoesqueleto de tronco 109 comprende además un elemento 116 elástico de la cadera configurado para aplicar un par de torsión entre los enlaces 114 y 115 de la cadera. Ejemplos de un elemento elástico de la cadera incluyen, sin limitación, muelle de extensión, muelle de compresión, muelle de lámina, resorte de gas, muelle neumático, caucho, elastómero, tubo quirúrgico, cuerda elástica o combinaciones de los mismos. La rigidez del elemento 116 elástico de la cadera puede elegirse de manera que su fuerza sostenga generalmente el peso de los soportes 101 o 102 de la pierna durante la fase de movimiento.

En algunas realizaciones, el exoesqueleto de tronco 109 está configurado para soportar una carga 118 trasera detrás de la persona 187. La figura 11 es un dibujo en perspectiva en el que el exoesqueleto de tronco 109, entre otros elementos, comprende además una fijación 117 configurada para transferir el peso de una carga 118 trasera al exoesqueleto de tronco 109. En alguna realización, como se muestra en la figura 12, la conexión de la fijación 117 comprende además la extensión de los bastidores 119 y 120 configurados para soportar la carga 154 frontal delante de la persona 187. Ejemplos de carga 118 trasera y carga delantera 154 incluyen sin limitación, mochilas, porta-bebés, envases de alimentos, sacos, cajas, jarras de agua, cajas de herramientas, barriles, municiones, armamento, ropa de cama, artículos de primeros auxilios, bolsas de golf, sacas de correo, cámaras, levas estables, sopladores de hojas, compresores, maquinaria electromecánica y combinaciones de los mismos. En algunas realizaciones, la carga trasera 118 y/o la carga delantera 154 son otra persona que está siendo llevada por la persona 187. En algunas realizaciones, el exoesqueleto de tronco 109 soporta una parte del peso de la persona 187 a través del dispositivo 150 de interfase del cuerpo superior humano.

Algunas realizaciones, como se muestra en la figura 13, pueden incluir también un tope 211 de abducción de la cadera que limita o impide la abducción de los enlaces 114 y 115 uno respecto del otro. En la realización concreta de la figura 13, el tope 211 de abducción de la cadera se ha hecho utilizando un alambre. El tope 211 de abducción de alambre de la cadera impide que la abducción de los soportes 101 y 102 de las piernas provoque el paso de un cierto ángulo pero permite la abducción de los soportes 101 y 102 de las piernas.

De acuerdo con otra realización de la invención, la figura 14 es un dibujo en perspectiva en el que el exoesqueleto de tronco 109 incluye dos enlaces 114 y 115 de cadera conectables de forma rotativa a los enlaces 103 y 104 de los muslos, que permiten la flexión y la extensión de los soportes 101 y 102 de la pierna en relación con el exoesqueleto de tronco 109, en el que los enlaces 114 y 115 de la cadera están conectados de forma natural uno con el otro, lo que permite la abducción y/o la aducción de los soportes 101 y 102 de la pierna. En el ejemplo que se muestra en la figura 14, esto se consigue mediante un muelle de lámina que actúa como elemento 153 elástico de la cadera.

De acuerdo con otra realización de la invención, la figura 15 es un dibujo en perspectiva en el que el exoesqueleto de tronco 109, entre otros componentes, comprende además una fijación 117 de conexión configurada para transferir el peso de una carga 118 trasera al exoesqueleto de tronco 109. El exoesqueleto de tronco 109 comprende además dos enlaces 114 y 115 de cadera conectables de forma rotativa a los enlaces 103 y 104 de los muslos, permitiendo la flexión y la extensión de los soportes 101 y 102 de la pierna en relación al exoesqueleto de tronco 109. Los enlaces 114 y 115 de cadera están conectados de forma rotativa a la fijación 117 de conexión vía dos articulaciones 176 y 177 de abducción-aducción de cadera, y giran alrededor de dos ejes 178 y 179 de abducción-aducción de la cadera. En algunas realizaciones, los ejes 178 y 179 de abducción-aducción de la cadera son generalmente paralelos entre sí. En algunas realizaciones, las articulaciones de abducción-aducción 176 y 177 coinciden entre sí. Además, en algunas realizaciones como se muestra en la figura 9 a través de 12, las articulaciones 176 y 177 de abducción-aducción coinciden entre sí, formando la articulación 113 de abducción-aducción de la cadera, y los ejes 178 y 179 de abducción-aducción de la cadera se convierten en un eje 112 de abducción-aducción de la cadera.

En algunas realizaciones, como se muestra en la figura 16, el exoesqueleto de tronco 109 comprende además los elementos 121 y 122 elásticos de abducción-aducción de la cadera, configurados para aplicar pares de torsión entre los enlaces 114 y 115 de cadera y la fijación 117 de conexión. Ejemplos de elementos elásticos de abducción-aducción de cadera incluyen, sin limitación, muelle de extensión, muelle de compresión, muelle de gas, muelle neumático, caucho, tubo quirúrgico, muelles de láminas, cuerda elástica y combinaciones de los mismos. La rigidez de los elementos 121 y 122 elásticos de la cadera de abducción-aducción pueden ser elegidos de tal manera que su fuerza sostenga el peso de los soportes 101 o 102 de la pierna durante la fase de movimiento y ayude a la persona a mantener la carga orientada verticalmente mientras camina.

En algunas realizaciones, como la mostrada en la figura 17, los enlaces 114 y 115 de la cadera están conectados de forma natural a la fijación 117 de conexión. En la realización mostrada en la figura 17, esto se consigue mediante el elemento 153 elástico de la cadera, que en este caso es un muelle de lámina. En algunas realizaciones, como la mostrada en la figura 17, el exoesqueleto de tronco 109 comprende un bastidor 180 de mochila que permite acoplar una mochila al exoesqueleto 100 de extremidad inferior. En algunas realizaciones, el bastidor 180 de mochila se conecta a la fijación 117 de conexión. Los dispositivos 150 de interfase del cuerpo superior (tales como un cinturón y una correa de hombro) se han omitido en esta figura para mayor claridad; sin embargo, los dispositivos 150 de interfase del cuerpo superior, en algunas realizaciones, pueden estar acoplados al bastidor 180 de la mochila o a la fijación 117 de conexión.

De acuerdo con otra realización, la figura 18 es un dibujo en perspectiva en el que los soportes 101 y 102 de la pierna incluyen también las articulaciones 123 y 124 de abducción-aducción de los muslos, que están configurados para permitir la abducción-aducción de los soportes 101 y 102 de las piernas alrededor de los ejes 202 y 203 de abducción-aducción de los muslos, respectivamente. En algunas realizaciones, las articulaciones 123 y 124 de abducción-aducción de los muslos se encuentran por debajo de las articulaciones 125 y 126 de flexión –extensión de la cadera. Estas articulaciones se muestran con mayor detalle en la figura 19, que es una vista parcial de la misma realización de la figura 18.

En algunas realizaciones, como la mostrada en la figura 19, el soporte 101 de la pierna derecha incluye un tope 185 de la aducción del muslo, que limita o impide al enlace 103 del muslo derecho la aducción en las articulaciones 123 y 124 de abducción-aducción del muslo. La abducción y aducción del soporte 101 de la pierna derecha se muestran mediante las flechas 227 y 228, respectivamente. En la realización concreta mostrada en la figura 19, la articulación 123 de abducción-aducción del muslo derecho incluye un tope 185 de aducción del muslo, que se apoya sobre la superficie 186 del tope del muslo. El tope 185 de aducción del muslo limita la aducción de la articulación 123 de abducción-aducción del muslo. La aducción sin restricciones de la articulación 123 de abducción-aducción del muslo derecho, durante la fase de apoyo, podría provocar que el enlace 114 de la cadera derecha se desplazase hacia abajo a lo largo de la flecha 204 durante la fase de apoyo, cayendo (bajando) por lo tanto la carga. Estas articulaciones de sólo-abducción en las articulaciones 123 y 124 de abducción-aducción del muslo son útiles para permitir a la persona ponerse en cuclillas de forma natural. En algunas realizaciones, como la que se muestra en las figuras 18 y 19, estas articulaciones de abducción se encuentran generalmente por debajo de las articulaciones 125 y 126 de flexión-extensión de la cadera.

En algunas realizaciones, como la mostrada en las figuras 18 y 19, los soportes 101 y 102 de las piernas incluyen también las articulaciones 127 y 128 de rotación de las piernas configuradas para permitir la rotación de los soportes 101 y 102 de las piernas. Las articulaciones 127 y 128 de rotación de las piernas se encuentran generalmente por encima de las articulaciones 107 y 108 de rodillas. Las líneas 164 y 165 representan los ejes de rotación de las piernas de las articulaciones 127 y 128 de rotación de las piernas. En las figuras 19 y 20, esto se consigue mediante el establecimiento de un contacto deslizante entre el vástago 166 de rotación de la cadera derecha y el muñón 168 de rotación de la cadera derecha. Las piezas incluidas en la articulación que le impiden la separación han sido omitidas por simplicidad, pero un experto en la técnica se dará cuenta de que hay muchas maneras de retener tales vástagos en tales muñones.

En algunas realizaciones, como la mostrada en la figura 20, las articulaciones 127 y 128 de rotación de las piernas comprenden además un elemento 129 elástico de rotación. Este elemento elástico de rotación actúa como un muelle de torsión y proporciona un par de torsión restaurador, que generalmente restaura el soporte de la pierna de nuevo a su posición neutral mostrada en la figura 18 desde una posición extendida (no mostrada). El elemento 129 elástico de rotación se puede construir de muchas maneras, con la sección transversal concreta mostrada en la figura 20 siendo ventajoso cuando se utiliza un material elastómero para construir el elemento. El elemento 129 elástico de rotación se muestra parcialmente desviado con fines ilustrativos.

También, en algunas realizaciones, como la mostrada en las figuras 19 y 20, los soportes 101 y 102 de las piernas comprenden además los mecanismos 131 y 132 de compresión-elongación, configurados para variar la distancia entre el exoesqueleto de tronco 109 y las respectivas articulaciones 107 y 108 de flexión-extensión de las rodillas. En algunas realizaciones, los mecanismos 131 y 132 de compresión-elongación permiten los cambios en la distancia entre las articulaciones 125 y 126 de flexión-extensión de la cadera y las respectivas articulaciones 107 y 108 de flexión-extensión de las rodillas. Los mecanismos de compresión-elongación se contraen mediante el vástago 166 de rotación de la cadera derecha que desliza además en el muñón 168 de rotación de la cadera derecha (mostrado para la pierna 101 derecha solamente). Al elemento 129 elástico de rotación de la pierna se le permite deslizar en

una cavidad 170 de holgura. En algunas realizaciones, el mecanismo 131 y 132 de compresión-elongación comprende además un elemento 133 elástico de compresión-elongación de la pierna derecha. Este elemento elástico de compresión-elongación de la pierna actúa como un resorte y proporciona una fuerza de recuperación, que generalmente recupera de nuevo el soporte de la rodilla a la configuración neutral desde una configuración extendida. En la realización de la figura 20, esto se ilustra mediante un muelle de compresión helicoidal.

En algunas realizaciones, como la mostrada en la figura 18, la tapa 171 del mecanismo de la cadera del exoesqueleto puede cubrir algunos elementos del exoesqueleto, incluyendo partes de los enlaces 114 y 115 de la cadera, el elemento 116 elástico de la cadera o los elementos 121 y 122 elásticos de abducción-aducción de la cadera. En algunas realizaciones, como la mostrada en la figura 18, los soportes 101 y 102 de la pierna comprenden también los pies 139 y 140 exoesqueleto, acoplados a los enlaces 105 y 106 de pata, respectivamente, permitiendo la transferencia de fuerzas de los enlaces 105 y 106 de pata al suelo. En funcionamiento, los pies 139 y 140 exoesqueleto están configurados para ser acoplados a los pies de la persona 187. En algunas realizaciones, como la mostrada en la figura 18, el acoplamiento a los pies de la persona se consigue mediante el uso de uniones 205 y 206 del tipo clam-shell, como los que a veces se encuentran en los zapatos modernos de nieve. Sin embargo, existe un gran número de maneras para realizar esta conexión, como puede verse en los diferentes tipos de esquís de nieve, planchas de nieve, zapatos de nieve y otros dispositivos. En algunas realizaciones, como la mostrada en la figura 21, los pies 139 y 140 exoesqueleto comprenden zapatos 188 y 189 exoesqueleto, utilizables por la persona 187, que permite a los pies 139 y 140 exoesqueleto acoplarse a los pies de la persona 187. En algunas realizaciones, como la mostrada en la figura 22, los pies 139 y 140 exoesqueleto comprenden plantillas 157 y 158 exoesqueleto, capaces de introducirse en el interior de los zapatos de la persona, permitiendo que los pies 139 y 140 exoesqueleto se acoplen a los pies de la persona 187. Las plantillas 157 y 158 son flexibles y por lo tanto pueden doblarse para adaptarse a la curvatura del pie humano durante maniobras tales como ponerse en cuclillas. También, los soportes 212 laterales de las plantillas son compatibles o están configurados para incluir grados de libertad para imitar el movimiento del tobillo humano.

En algunas realizaciones, como la mostrada en la figura 18, los pies 139 y 140 exoesqueleto se acoplan de forma compatible a los enlaces 105 y 106 de pata. Esto se consigue utilizando elementos 181 y 182 elásticos de tobillo. La figura 23 muestra una vista en primer plano del pie 139 exoesqueleto derecho. En este ejemplo, el elemento 181 elástico de tobillo derecho está construido a base de una articulación 231 metálica de bola y cavidad rodeada por un elemento 230 elastómero en forma de rosquilla, que aporta la compatibilidad de movimientos en todas las direcciones de giro.

En algunas realizaciones, los pies 139 y 140 exoesqueleto giran alrededor de dos ejes de flexión plantar-dorsal con respecto a los enlaces 105 y 106 de pata. La figura 24 muestra una realización de este tipo de exoesqueleto en la que el eje 172 de flexión del plantar dorsal del tobillo derecho es generalmente paralelo al eje de flexión del plantar dorsal en el tobillo humano. En algunas realizaciones, cada soporte de la pierna comprende al menos un elemento 141 elástico de flexión plantar-dorsal de tobillo que resiste la rotación del respectivo pie exoesqueleto alrededor del eje 172 de flexión plantar-dorsal del tobillo derecho.

En algunas realizaciones, los pies 139 y 140 exoesqueleto giran alrededor de dos ejes de abducción-aducción de tobillo con respecto a los enlaces 105 y 106 de pata. La figura 25 muestra una realización de este tipo de exoesqueleto en el que el eje 174 de abducción-aducción del tobillo derecho es generalmente paralelo al eje de abducción-aducción en el tobillo humano. En algunas realizaciones, cada soporte de pierna comprende además al menos un elemento 142 elástico de abducción-aducción de un tobillo que resiste la rotación del pie 139 exoesqueleto alrededor del eje 174 de abducción-aducción del tobillo derecho, como se representa en la figura 25.

En algunas realizaciones, los pies 139 y 140 exoesqueleto giran alrededor de los ejes 147 de rotación de un tobillo con respecto a los enlaces 105 y 106 de pata. En algunas realizaciones, como la mostrada en la figura 26, esto se consigue utilizando una articulación 207 de rotación de un vástago que funciona de forma similar a la articulación 127 de rotación de la pierna. La figura 26 muestra una realización de este tipo de exoesqueleto donde el eje 147 de rotación del tobillo derecho es generalmente paralelo al eje de rotación en el tobillo humano. En algunas realizaciones, elementos elásticos puede ser incluidos en el tobillo para resistir la rotación del pie 139 exoesqueleto derecho alrededor del eje 147 de rotación del tobillo derecho.

La figura 27 muestra una realización de la realización de la figura 5 en la que se ha añadido el pie 139 exoesqueleto derecho. El análisis descrito anteriormente sobre la transferencia de potencia entre la persona 187 y el exoesqueleto 100 de extremidad inferior está relacionado con el exoesqueleto de la figura 27, si se supone que la rotación del soporte 101 de la pierna derecha alrededor del punto F en la figura 5 se produce en el punto 155 del tobillo derecho.

En algunas realizaciones, como la mostrada en la figura 28, los sensores 160 y 161 de apoyo están integrados en los pies 139 y 140 exoesqueleto. En algunas realizaciones, como la mostrada en la figura 28, el sensor 160 de posición es un sensor de presión que mide la presión en un medio 191 confinado en una cavidad 192 de sensor de posición dentro del pie 139 exoesqueleto derecho. La figura 23 muestra una realización en la que se utiliza un tubo como cavidad 192 de sensor de posición. En algunos casos, las señales 219 y 220 de apoyo pueden adoptar la forma del medio 191 en sí mismo transportadas en un pequeño tubo desde la cavidad 192 del sensor de posición hasta el procesador 159 de la señal.

La figura 29 muestra otra realización en la que el sensor 160 de posición es un sensor de fuerza capaz de conectarse al pie 139 exoesqueleto derecho. En algunas realizaciones, como la mostrada en la figura 30, el sensor 160 de posición se encuentra dentro del zapato humano como una plantilla y su señal de salida representa la fuerza en la parte inferior del pie humano. Este tipo sería particularmente útil en realizaciones de la invención tales como aquellas mostradas en las figuras 21 o 22. En algunas realizaciones, como la mostrada en la figura 31, el sensor 160 de posición está conectado a la parte inferior del zapato humano y detecta la fuerza en la parte inferior del pie humano. En algunas realizaciones, como la mostrada en la figura 32, el sensor 160 de posición se encuentra dentro de la suela del zapato humano y detecta la fuerza en la parte inferior del pie humano. En algunas realizaciones, los sensores 160 y 161 de posición están acoplados a los enlaces 105 y 106 de pata, respectivamente. El sensor 160 de posición comprende cualquier sensor o combinación de sensores con capacidad de realizar las funciones indicadas. Ejemplos de sensor 160 de posición incluyen, sin limitación, sensores de fuerza, sensores de fuerza basados en medición de la deformación, sensores de fuerza piezoeléctricos, de fuerza por medición de resistencia eléctrica, sensores de presión, interruptores, interruptores de cinta y combinaciones de los mismos. En algunas realizaciones el sensor 160 de posición es un interruptor que representa la existencia de una fuerza mayor que una fuerza umbral en la parte inferior del pie de la persona 187.

También lo mostrado en la figura 33 es una articulación 235 de abducción-aducción de muslo adicional, que se incluye con el fin de permitir que la pierna se sitúe en una posición vertical cuando el exoesqueleto no esté en uso pero necesite ser transportado. El soporte 101 de la pierna derecha puede abducir a lo largo de un eje 237 de abducción-aducción de muslo derecho adicional (representado en la figura 34). Esto puede ser deseable si la persona 187 ya no tiene una carga muy pesada que transportar pero necesita transportar el exoesqueleto 100 de extremidad inferior. En este caso, el operador puede desatar el soporte 101 de la pierna derecha del exoesqueleto y mover la pierna hacia el exterior de su (de él o de ella) cuerpo hasta que el pie 139 exoesqueleto derecho esté en el aire por encima de la cabeza del operador. Luego, doblando la articulación 107 de la rodilla derecha y/o girando la articulación 127 de la pierna derecha, la pierna puede colocarse de manera que permanezca detrás del operador, como se muestra en la figura 33. Esto es posible porque la articulación 123 de abducción-aducción del muslo derecho y la articulación 235 de abducción-aducción adicional de muslo derecho cada una permite una rotación de aproximadamente noventa grados alrededor del eje 202 de abducción-aducción del muslo derecho y el eje 237 de abducción-aducción adicional del muslo derecho, respectivamente. La abducción posible total por consiguiente es de más de 180 grados. Esto se podría conseguir con una articulación de abducción-aducción del muslo que tenga 180 grados de recorrido, pero el diseño de un conjunto tal haría que el diseñador para mover el punto de la articulación de pivote hacia el exterior desde el operador de una gran magnitud, lo que daría como resultado un exoesqueleto de diseño más amplio. Esto no es deseable pero es una alternativa de diseño viable.

En algunas realizaciones, el exoesqueleto 100 de extremidad inferior (como el mostrado en la figura 1) comprende dos generadores 110 y 111 de par de torsión, que están configurados para permitir la flexión de las articulaciones 107 y 108 de las rodillas durante la fase de movimiento y resistir la flexión de las articulaciones 107 y 108 de la rodilla durante la fase de apoyo, permitiendo así al exoesqueleto 100 de extremidad inferior soportar una carga y transferir las fuerzas de carga (por ejemplo, el peso de la carga) al suelo. En algunas realizaciones, los generadores 110 y 111 de par de torsión son generadores de par de torsión hidráulico. De acuerdo con algunas realizaciones, los generadores 110 y 111 de par de torsión son cilindros de pistón hidráulico donde el movimiento del pistón con respecto al cilindro produce el flujo de fluido hidráulico hacia o fuera del cilindro. En funcionamiento, el flujo de fluido hidráulico hacia o fuera del cilindro puede ser controlado por una válvula hidráulica. Cuanto más pequeño es el tamaño del orificio de la válvula hidráulica, más fuerza se necesita para mover el pistón respecto del cilindro con una velocidad dada. En otras palabras, cuanto más amortiguado necesita ser el movimiento del pistón respecto del cilindro, más pequeño debería ser el tamaño del orificio de la válvula hidráulica. Si el tamaño del orificio de la válvula hidráulica es grande, entonces se necesita una pequeña fuerza para mover el pistón con respecto al cilindro. Aquí, la impedancia de los generadores 110 y 111 de par de torsión hidráulica se define como la relación entre la fuerza requerida y la velocidad expresada en frecuencia. Con esta definición, cuanto más pequeño es el tamaño del orificio de la válvula hidráulica, mayor será la impedancia del generador de par de torsión hidráulico.

En algunas realizaciones, como la mostrada en la figura 35, los generadores 110 y 111 de par de torsión son amortiguadores rotativos donde el par producido puede ser controlado por una válvula hidráulica. Cuanto más pequeño es el tamaño del orificio de la válvula hidráulica, se necesita más par de torsión para girar el amortiguador rotativo con una velocidad dada. En otras palabras, cuanto más amortiguada necesita ser la rotación del amortiguador rotativo, menor debe ser el tamaño del orificio de la válvula hidráulica. Aquí la impedancia de los amortiguadores 110 y 111 hidráulicos rotativos se define como la relación entre el par de torsión requerido y la velocidad angular expresada en frecuencia. Con esta definición, cuanto más pequeño es el tamaño del orificio de la válvula hidráulica, mayor será la impedancia del amortiguador hidráulico rotativo.

En algunas realizaciones, los generadores 110 y 111 de par de torsión son frenos de rozamiento donde se puede controlar el par resistente en las articulaciones 107 y 108 de la rodilla mediante el control de los pares de rozamiento. En otras realizaciones, los generadores 110 y 111 de par de torsión son frenos de rozamiento basados en la viscosidad en donde se puede controlar el par resistente en las articulaciones 107 y 108 de la rodilla mediante el control de la viscosidad del fluido. En otras realizaciones, los generadores 110 y 111 de par de torsión son dispositivos de fluido magneto-reológico en donde se puede controlar el par de torsión resistente en las rodillas 107 y 108 mediante el control de la viscosidad del fluido magneto-reológico. Un experto en la técnica se da cuenta de

que cualquiera de los dispositivos anteriores se puede montar en la invención para funcionar de la misma manera que los amortiguadores hidráulicos rotativos mostrados en la figura 35.

En algunas realizaciones, el procesador 159 de señal está configurado para controlar los generadores 110 y 111 de par de torsión. El procesador 159 de señal controla la resistencia a la flexión en las articulaciones 107 y 108 de la rodilla como una función de las señales 219 y 220 de posición. Por ejemplo, cuando el sensor 160 de posición derecha detecta la fase de apoyo en el soporte 101 de la pierna derecha, el procesador 159 de señal aumentará la impedancia del generador 110 de par de torsión derecho de manera que la articulación 107 de la rodilla derecha resista la flexión. A la inversa, cuando el sensor 160 de posición derecha detecta la fase de movimiento del soporte 101 de la pierna derecha, el procesador 159 de señal disminuirá la impedancia del generador 110 de par de torsión de manera que no se produzca resistencia a la flexión en la articulación 107 de la rodilla derecha. Similarmente, cuando el sensor 161 de posición detecta la fase de apoyo en el soporte 102 de la pierna izquierda, el procesador 159 de señal aumentará la impedancia del generador 111 de par de torsión izquierdo de manera que la articulación 108 de la rodilla izquierda resiste la flexión. A la inversa, cuando el sensor 161 de posición izquierdo detecta la fase de movimiento en el soporte 102 de la pierna izquierda, el procesador 159 de señal disminuirá la impedancia del generador 111 de par de torsión izquierdo de manera que no se produzca flexión en la articulación 108 de la rodilla izquierda. Grandes impedancias de los generadores 110 y 111 de par de torsión conducen a grandes resistencias a la flexión de las articulaciones 107 y 108 de las rodillas necesarias durante la fase de apoyo. Por el contrario, pequeñas impedancias de los generadores 110 y 111 de par de torsión conducen a pequeñas resistencias a la flexión de las articulaciones 107 y 108 de las rodillas necesarias durante la fase de movimiento. En algunas realizaciones, el procesador 159 de señal se monta en los generadores 110 y 111 de par de torsión.

En la práctica, la resistencia a la flexión en las articulaciones 107 y 108 de las rodillas durante la fase de apoyo no tiene que ser constante. En algunas realizaciones, la resistencia a la flexión al principio de la fase de apoyo (aproximadamente el primer 20% del ciclo de apoyo) puede ser extremadamente alta (es decir, las articulaciones 107 y 108 de las rodillas estarán bloqueadas al principio del apoyo). Durante la mitad de la fase de apoyo (aproximadamente del 20% al 80% del ciclo de apoyo), la resistencia a la flexión puede ser más baja, pero lo suficientemente alta para que las articulaciones 107 y 108 estén solamente sometidas a unos pocos grados de flexión. Durante el final del ciclo de apoyo (aproximadamente el último 20% del ciclo de apoyo), la resistencia a la flexión puede ser baja, pero distinta de cero, de manera que las articulaciones 107 y 108 de las rodillas puedan flexionar en preparación para el ciclo de movimiento.

En algunas realizaciones, cada uno de los soportes 101 y 102 de las piernas comprende además un generador de par de torsión en el que cada generador de par de torsión comprende un pistón-cilindro hidráulico. En estas realizaciones, la unidad 201 de potencia, entre otros componentes, comprende al menos un circuito 190 hidráulico de rodilla que puede conectarse a los generadores 110 y 111 de par de torsión. El circuito 190 hidráulico de la rodilla se configura para modular el flujo de fluido a los generadores 110 y 111 de par de torsión. En funcionamiento (utilizando el soporte 101 de la pierna derecha como ejemplo), cuando el soporte 101 de la pierna derecha está en fase de apoyo, el circuito 190 hidráulico de la rodilla se configura para restringir el flujo de fluido al generador 110 de par de torsión derecho del soporte 101 de la pierna derecha. El circuito 190 hidráulico de la rodilla, cuando el soporte 101 de la pierna está en fase de movimiento, se configura para permitir el flujo de fluido al generador 110 de par de torsión derecho del soporte 101 de la pierna derecha. En otras palabras, el circuito 190 hidráulico de la rodilla, cuando el soporte 101 de la pierna está en fase de apoyo, se configura para aumentar la resistencia a la flexión de la articulación 107 de la rodilla derecha. El circuito 190 hidráulico de la rodilla, cuando el soporte 101 de la pierna está en fase de movimiento, se configura para disminuir la resistencia a la flexión de la articulación 107 de la pierna derecha. El comportamiento anterior también es válido para el soporte 102 de la pierna. En algunas realizaciones de la invención, el exoesqueleto 100 de extremidad inferior comprende además al menos un sensor 160 y 161 de posición para cada uno de los soportes 101 y 102 de pierna. Los sensores 160 y 161 de posición producen las señales 219 y 220 de posición, indicando si los soportes 101 y 102 de pierna están en fase de apoyo. En algunas realizaciones, el circuito 190 hidráulico de la rodilla y el circuito 194 hidráulico pueden estar acoplados entre sí o compartir componentes. En algunas realizaciones, un circuito 190 hidráulico de la rodilla se puede utilizar para ambos generadores 110 y 111 de par de torsión, o cada uno de los generadores 110 y 111 de par de torsión pueden conectarse a un circuito 190 hidráulico de rodilla independiente.

La figura 36 muestra una realización de la invención donde el circuito 190 hidráulico de la rodilla comprende una válvula 208 de restricción de flujo actuada de la rodilla que conecta el generador 110 de par de torsión derecho con un depósito 195 hidráulico. En funcionamiento, la válvula 208 de restricción de flujo actuada de la rodilla restringe el flujo de fluido durante la fase de apoyo y permite el flujo de fluido de mínima resistencia durante la fase de movimiento. Aunque un depósito (es decir, el depósito 195) se utiliza para mantener el fluido hidráulico tanto del circuito 194 hidráulico y del circuito 190 hidráulico de la rodilla, se pueden utilizar depósitos hidráulicos separados para el circuito 194 hidráulico y el circuito 190 hidráulico de la rodilla.

La figura 37 muestra una realización de la invención en la que el circuito 190 hidráulico de la rodilla comprende una válvula 198 de tres vías hidráulica que conecta el generador 110 de par de torsión derecho al depósito 195 hidráulico, ya sea a través de la válvula 196 de restricción de flujo no actuada o bien por una línea 197 de by-pass. La válvula 198 de tres vías hidráulica conecta con el generador 110 de par de torsión derecho al depósito 195 hidráulico a través de la válvula 196 de restricción de flujo no actuada durante la fase de apoyo, restringiendo así el

flujo hidráulico y aumentando la impedancia del generador 110 de par de torsión. Durante la fase de movimiento, la válvula 198 de tres vías hidráulica conecta el generador 110 de par de torsión derecho al depósito 195 hidráulico a través de la línea 197 de by-pass, aumentando así el flujo del fluido hidráulico y disminuyendo la impedancia del generador 110 de par de torsión derecho.

5 La figura 38 representa otra realización del circuito 190 hidráulico de la rodilla, donde una válvula 208 de restricción de flujo actuada de la rodilla capaz de controlar su tamaño de orificio y una válvula 199 de retención conectan el generador 110 de par de torsión al depósito 195 hidráulico. En funcionamiento durante la fase de apoyo, el procesador 159 de la señal restringe el flujo de fluido mediante el orificio de la válvula 208 de restricción de flujo accionada de la rodilla. Durante la fase de movimiento, el procesador 159 de la señal abre la válvula 208 de restricción de flujo accionada de la rodilla y permite el flujo de fluido hacia el generador 110 de par de torsión disminuyendo así la impedancia del generador 110 de par de torsión. La válvula 208 de restricción de flujo accionada de la rodilla comprende cualquier válvula o combinación de válvulas capaces de realizar las funciones indicadas. Ejemplos de válvula 208 de restricción de flujo accionada de la rodilla incluyen, sin limitación, válvulas de control de flujo, válvulas de control de presión y válvulas todo-nada. La válvula 199 de retención permite que la articulación 107 de la rodilla derecha se extienda fácilmente (sin o con resistencia mínima) en todo momento.

La figura 39 representa otra realización del circuito 190 hidráulico de la rodilla. Esta realización es similar a la realización de la figura 37, pero ha sido añadida una válvula 199 de retención adicional para permitir que la articulación 107 de la rodilla derecha se extienda fácilmente (sin o con resistencia mínima) en todo momento.

La figura 40 representa otra realización del circuito 190 hidráulico de la rodilla en el que una válvula 193 de dos vías, capaz de seleccionar entre un tamaño de orificio establecido o un orificio totalmente abierto, y una válvula 199 de retención que conecta el generador 110 de par de torsión al depósito 195 hidráulico. Durante la fase de apoyo, el procesador 159 de la señal dirige el flujo de fluido al generador 110 de par de torsión a través del tamaño de orificio establecido de la válvula 193 de dos vías. Durante la fase de movimiento, el procesador 159 de la señal dirige el flujo de fluido al generador 110 de par de torsión a través del orificio totalmente abierto de la válvula 193 de dos vías. La válvula 199 de retención permite que la articulación 107 de la rodilla derecha se extienda fácilmente (sin o con resistencia mínima) en todo momento.

En algunas realizaciones, los soportes 101 y 102 de las piernas están configurados para permitir la flexión de las respectivas articulaciones 107 y 108 de las rodillas durante la fase de movimiento y para resistir la flexión de las respectivas articulaciones 107 y 108 de las rodillas durante la fase de apoyo mediante el bloqueo de las rodillas. Una de tales rodillas de bloqueo se muestra en la figura 41. La figura 41 muestra el soporte 101 de la pierna derecha en dos configuraciones. En la figura 41, el enlace 105 de pata derecha incluye un tope 209 de pata, que empuja sobre el tope 210 del muslo cuando se produce la hiperextensión de la rodilla. El ángulo de la articulación 107 de la rodilla derecha en hiperextensión se ilustra como A en la figura 41. Dado que este ángulo es menor que 180 grados, la articulación 107 o 108 de la rodilla estará "sobre el centro" cuando se aproxime a la hiperextensión, lo que significa que la rodilla tenderá al bloqueo contra los topes si los soportes 101 o 102 de la pierna está sometidos a una carga compresiva, como sería el caso del soporte 101 de la pierna derecha en la situación ilustrada en la figura 41. Un experto en la técnica se dará cuenta que hay muchos más mecanismos de sobre el centro, que generalmente tienden a forzar el vector de carga sobre el soporte de la pierna para pasar por delante de la articulación de la rodilla.

En algunas realizaciones, el exoesqueleto 100 de extremidad inferior comprende además elementos 232 elásticos de la rodilla, que están configurados para favorecer la flexión de las articulaciones 107 y 108 de la rodilla. Esto disminuye el esfuerzo necesario de la persona para flexionar las articulaciones 107 y 108 de la rodilla durante la fase de movimiento. En algunas realizaciones, como la mostrada en la figura 42, los elementos 232 elásticos de la rodilla están en paralelo con los generadores 110 y 111 de par de torsión. En algunas realizaciones, los elementos 232 elásticos de la rodilla, como los mostrados en la figura 43, están en serie con los generadores 110 y 111 de par de torsión. En alguna realización, el exoesqueleto 100 de extremidad inferior comprende elementos 232 elásticos de la rodilla, que están configurados para favorecer la extensión de las articulaciones 107 y 108 de la rodilla. Un experto en la técnica se dará cuenta de que hay muchos métodos y ubicaciones para la instalación del elemento 232 para favorecer la flexión y/o extensión de las articulaciones 107 y 108 de la rodilla. Se entiende además que los elementos 232 elásticos de la rodilla también pueden utilizarse con la realización del exoesqueleto mostrado en la figura 41.

Aunque se han descrito varias realizaciones a modo de ejemplo, se apreciará por las personas expertas en la técnica que se pueden hacer numerosas variaciones y/o modificaciones al dispositivo descrito como específicamente se muestra aquí sin apartarse del alcance de las reivindicaciones independientes. Por ejemplo, en general, las piernas exoesqueleto no tienen que llegar de todas maneras hasta el suelo con el fin de disminuir el consumo de oxígeno del usuario. Cualquier soporte de piernas que incluya enlaces de pata solamente, como el mostrado en la figura 45, disminuye el consumo de energía del usuario siempre y cuando la fuerza desde el exoesqueleto de tronco en la parte superior del cuerpo del usuario sea a lo largo de la velocidad de avance de la persona. La energía mecánica transferida a la persona durante la fase de apoyo se traducirá en una disminución incremental en la energía requerida por el usuario para la locomoción durante la fase de apoyo. Una disminución incremental en la energía requerida por el usuario para la locomoción conduce a un menor consumo de oxígeno y un menor ritmo cardíaco. Los diversos ejemplos son, por lo tanto, para ser considerados con todos los respetos como

ilustrativos y no restrictivos. En general, la invención está solamente concebida para ser limitada por el alcance de las siguiente reivindicaciones.

REIVINDICACIONES

1.- Un sistema (100) de exoesqueleto que comprende:

un tronco (109) para acoplar a una persona;

los soportes (101, 102) de pierna para acoplar a las extremidades (143, 144) inferiores de la persona; y

5 una pluralidad de sensores (160, 161) diseñados para detectar las fuerzas sobre los soportes (101, 102) de las piernas que son indicativos de una posición;

caracterizado por:

las articulaciones (125, 126) motorizadas adaptadas para proporcionar un movimiento angular relativo entre los soportes (101, 102) de las piernas y el tronco (109); y

10 un controlador (159) para recibir las señales (219, 220) detectadas desde la pluralidad de sensores (160, 161), indicando las citadas señales (219, 220) detectadas la posición, y controlando el citado controlador (159) la actuación de por lo menos una de las articulaciones (125, 126) motorizadas para realizar una acción en base a la posición indicada.

2.- El sistema (100) de exoesqueleto de la reivindicación 1, en el que:

15 los soportes (101, 102) incluyen los enlaces (103, 104) del muslo y los enlaces (105, 106) de pata;

las articulaciones (125, 126) motorizadas están adaptadas para proporcionar un movimiento angular relativo entre los enlaces (103, 104) de muslo y los enlaces (105, 106) de pata y entre los enlaces (103, 104) de muslo y el de tronco(109); y

20 la pluralidad de sensores (160, 161) están diseñados para detectar una fuerza transferida por cada uno de los soportes (101, 102) de pierna al suelo.

3.- El sistema (100) de exoesqueleto de la reivindicación 2, en el que la fuerza es indicativa de una distribución del peso de la persona entre los soportes (101, 102) de las piernas y la distribución del peso es indicativa de la posición.

25 4.- El sistema (100) de exoesqueleto de la reivindicación 2, que comprende además: un par de miembros (139, 140) de pie adaptado cada uno para soportar un pie de la persona, en el que cada enlace (105, 106) de pata está unido de forma giratoria al respectivo citado miembro (139, 140) de pie y la citada pluralidad de sensores (160, 161) incluye por lo menos un sensor de pie configurado para producir una señal de posición que representa una fuerza sobre la parte inferior del pie, y por lo menos un zapato (188, 189) posicionado sobre el par de miembros (139, 140) de pie, en el que el al menos un sensor de pie se encuentra dentro del al menos un zapato (188, 189).

30 5.- El sistema (100) de exoesqueleto de la reivindicación 2, que comprende además: un sensor proporcionado sobre un respectivo citado enlace (105, 106) de pata y configurado para producir una señal de posición que representa una fuerza sobre una parte inferior del respectivo citado enlace (105, 106) de pata.

6.- El sistema (100) de exoesqueleto de la reivindicación 1, en el que:

los soportes (101, 102) de pierna incluyen un primer soporte (101) de pierna para una primera extremidad (143) inferior de la persona y un segundo soporte (102) para una segunda extremidad (144) inferior de la persona; y

35 la pluralidad de sensores (160, 161) comprende un primer sensor (160) de posición proporcionado sobre un primer soporte (101) de pierna y un segundo sensor (161) de posición proporcionado sobre el segundo soporte (102) de pierna.

40 7.- El sistema (100) de exoesqueleto de la reivindicación 1, en el que la citada pluralidad de sensores (160, 161) incluye al menos un sensor configurado para producir una señal de posición representada por una fuerza sobre la parte inferior de un pie de la persona.

45 8.- Un método de control de un sistema (100) de exoesqueleto que incluye un tronco (109) para acoplar a una persona, soportes (101, 102) de pierna para acoplar a las extremidades (143, 144) inferiores de la persona, articulaciones (125, 126) motorizadas adaptadas para proporcionar movimiento angular relativo entre los soportes (101, 102) de pierna y el tronco, una pluralidad de sensores (160, 161) configurados para detectar fuerzas sobre los soportes (101, 102) de pierna que son indicativas de una posición y un controlador (159) para regular el sistema (100) de exoesqueleto basado en las señales (219, 220) desde la pluralidad de sensores (160, 161), comprendiendo el método:

recibir las señales (219, 220) detectadas desde la citada pluralidad de sensores (160, 161), indicando dichas señales (219, 220) una posición; y

controlar la actuación de al menos una de las articulaciones (125, 126) motorizadas en base a la posición indicada para realizar la acción.

9.- El método de la reivindicación 8 en el que identificar la posición comprende identificar una posición determinada por la persona.

5 10.- el método de la reivindicación 8, en el que la posición comprende si:

inclinarse sobre una pierna y la acción comprende accionar las articulaciones (126, 108) motorizadas de la pierna opuesta; o

inclinarse sobre una pierna y la acción comprende accionar las articulaciones (125, 107) motorizadas de una pierna, o

10 permanecer de pie sobre las dos piernas y la acción comprende finalizar una acción actual.

11.- El método de la reivindicación 8, en el que la posición comprende permanecer de pie sobre las dos piernas y ejercer una fuerza mayor sobre una de las dos piernas y la acción comprende finalizar una acción actual.

15 12.- El método de la reivindicación 8, que comprende además: calcular un perfil de par de torsión dependiente de una fase operacional del sistema (100) de exoesqueleto basado en las señales (219, 220) desde la pluralidad de sensores (160, 161).

13.- El método de la reivindicación 8, que comprende además:

detectar un cambio en un ángulo del tronco (109) indicativo de un paseo hacia delante; y

actuar las articulaciones (125, 126) motorizadas para hacer caminar al sistema (100) de exoesqueleto hacia delante basado en el cambio del ángulo.

20 14.- El método de la reivindicación 13, que comprende además:

detectar una fuerza transferida por al menos uno de los soportes (101, 102) al suelo indicativo de un paseo hacia delante; y

controlar las articulaciones (125, 126) motorizadas para hacer caminar al sistema (100) de exoesqueleto hacia delante basado en la fuerza.

25 15.- el método de la reivindicación 13, que comprende además.

detectar las fuerzas asociadas a los soportes (101, 102) de la pierna que son indicativas de la posición; y

posicionar el sistema (100) de exoesqueleto en la posición.

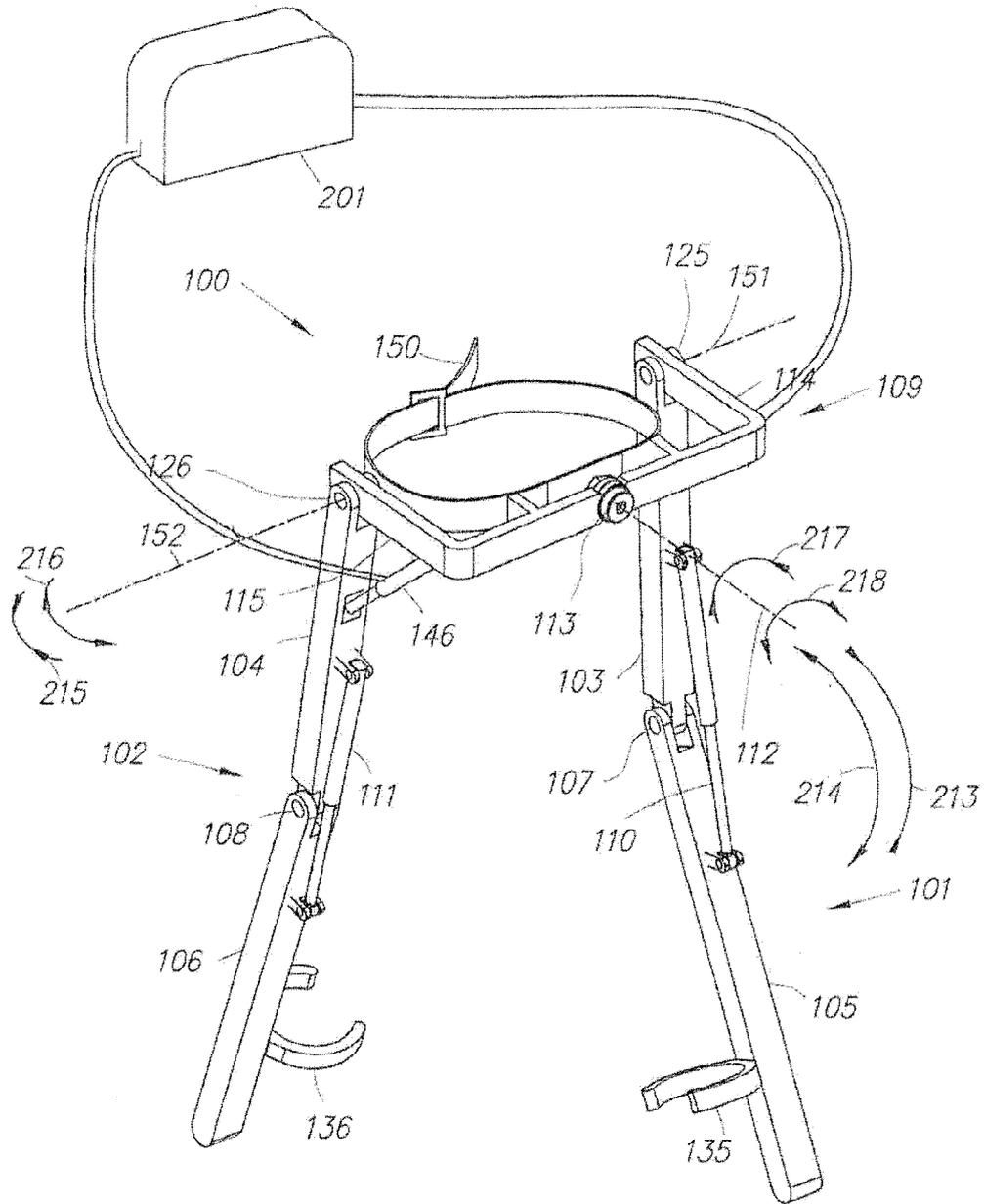
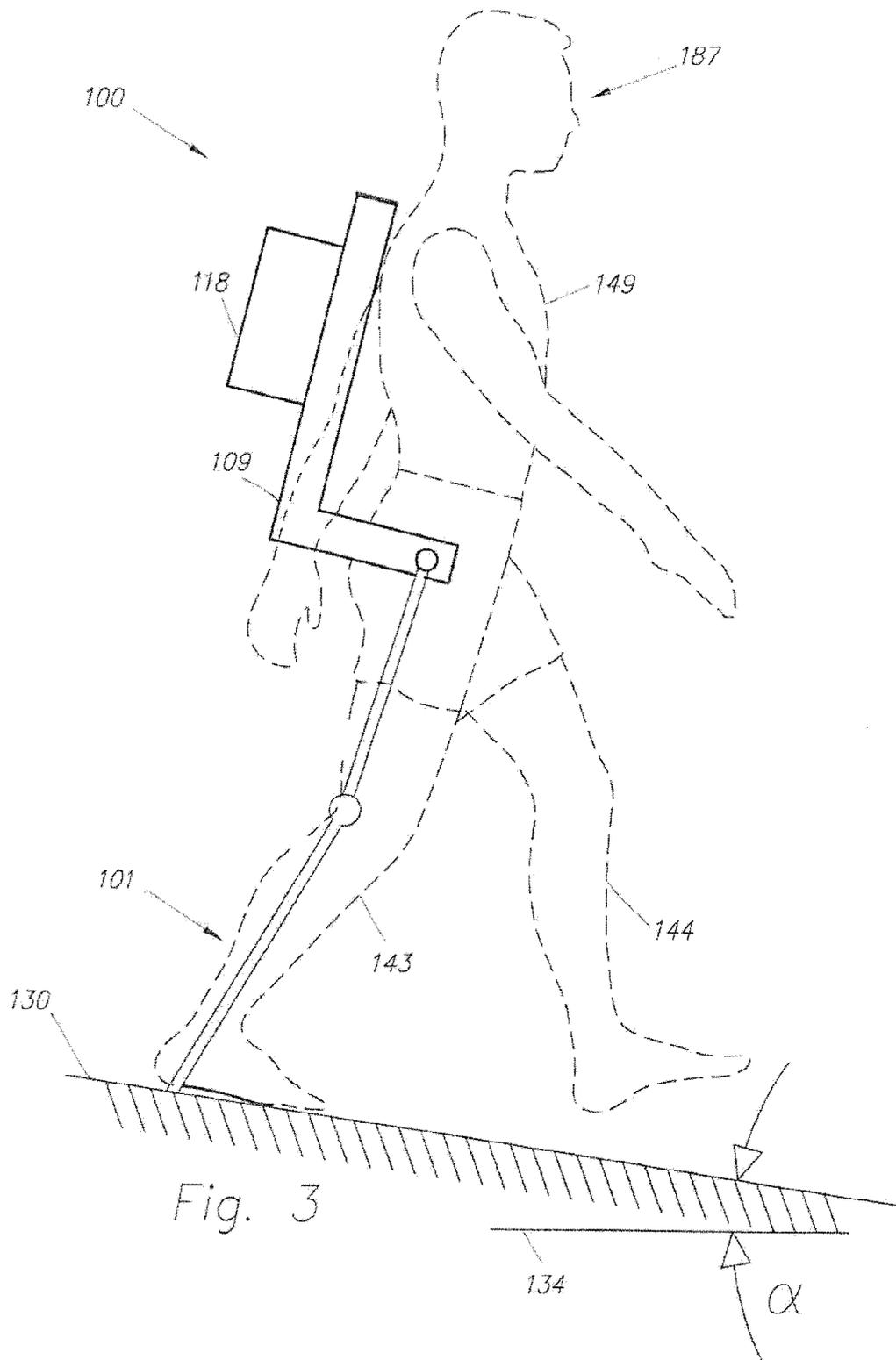
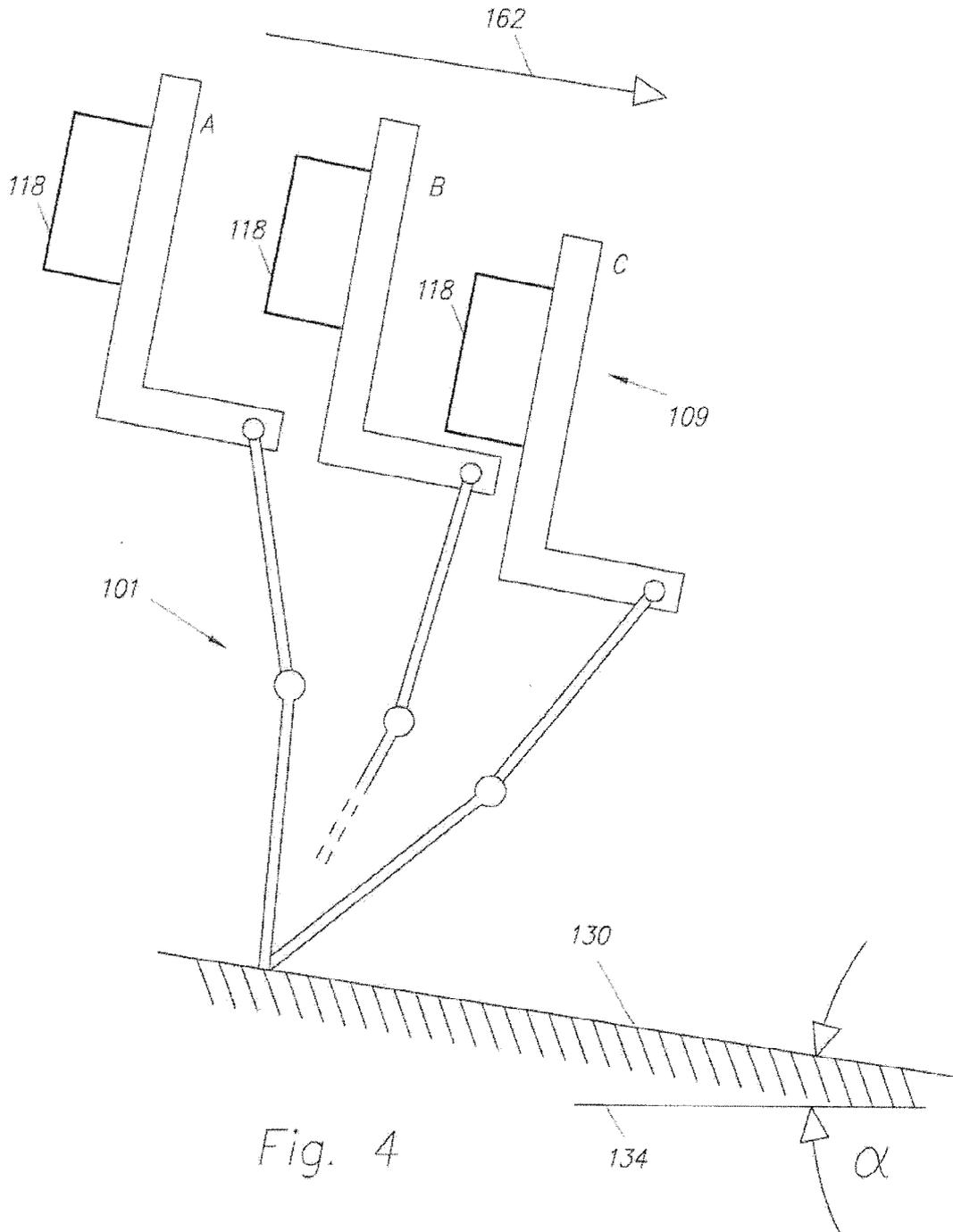


Fig. 2





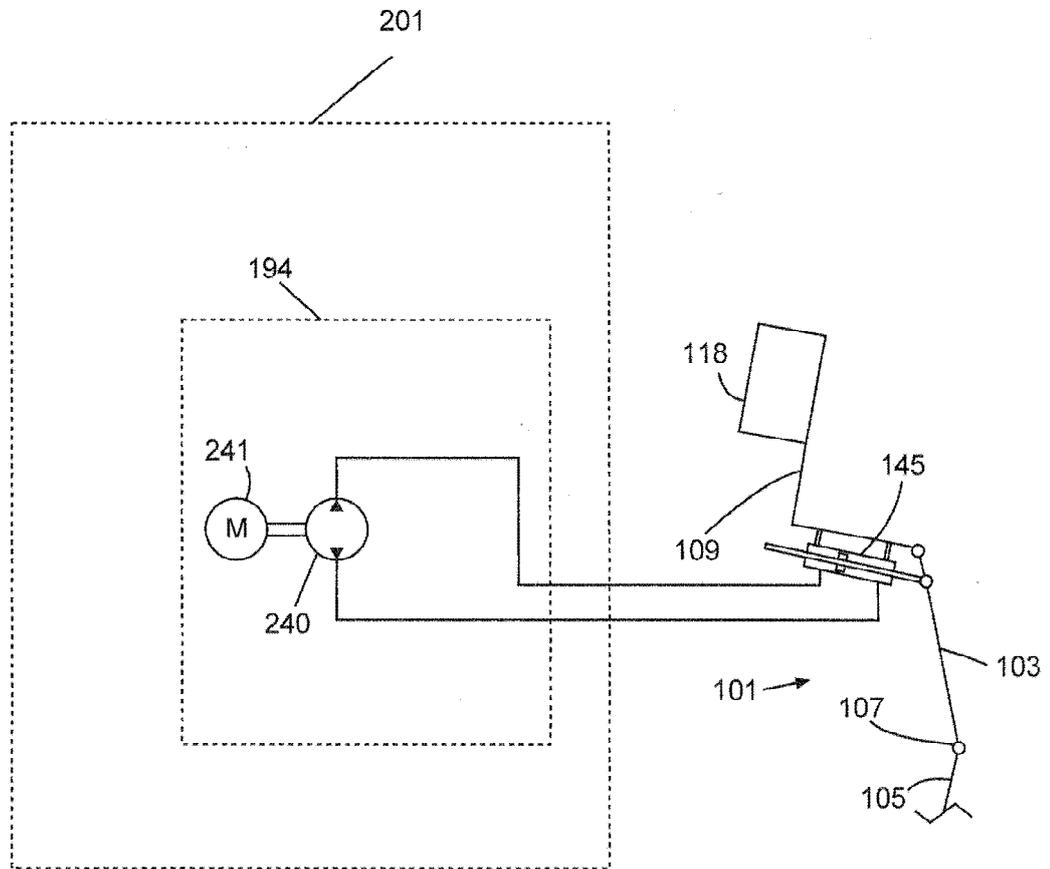


Figura 6

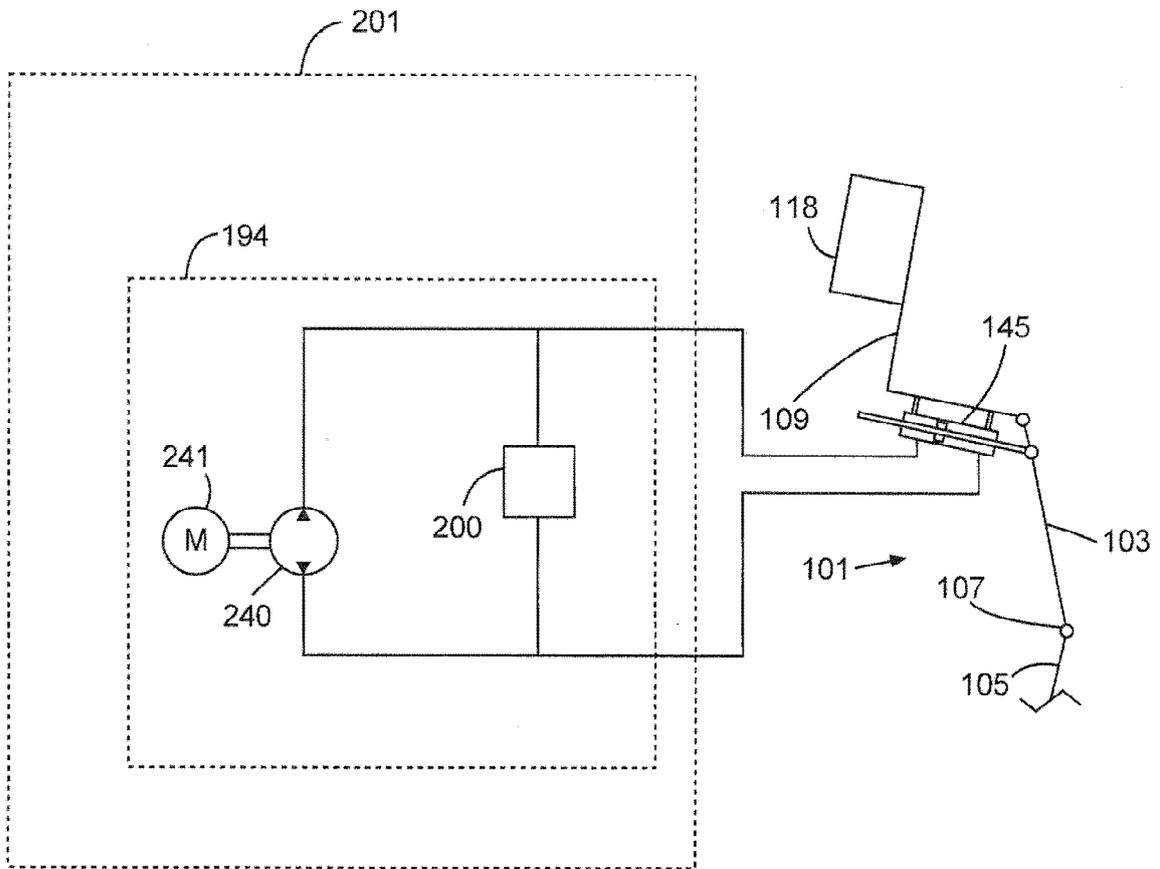


Figura 7

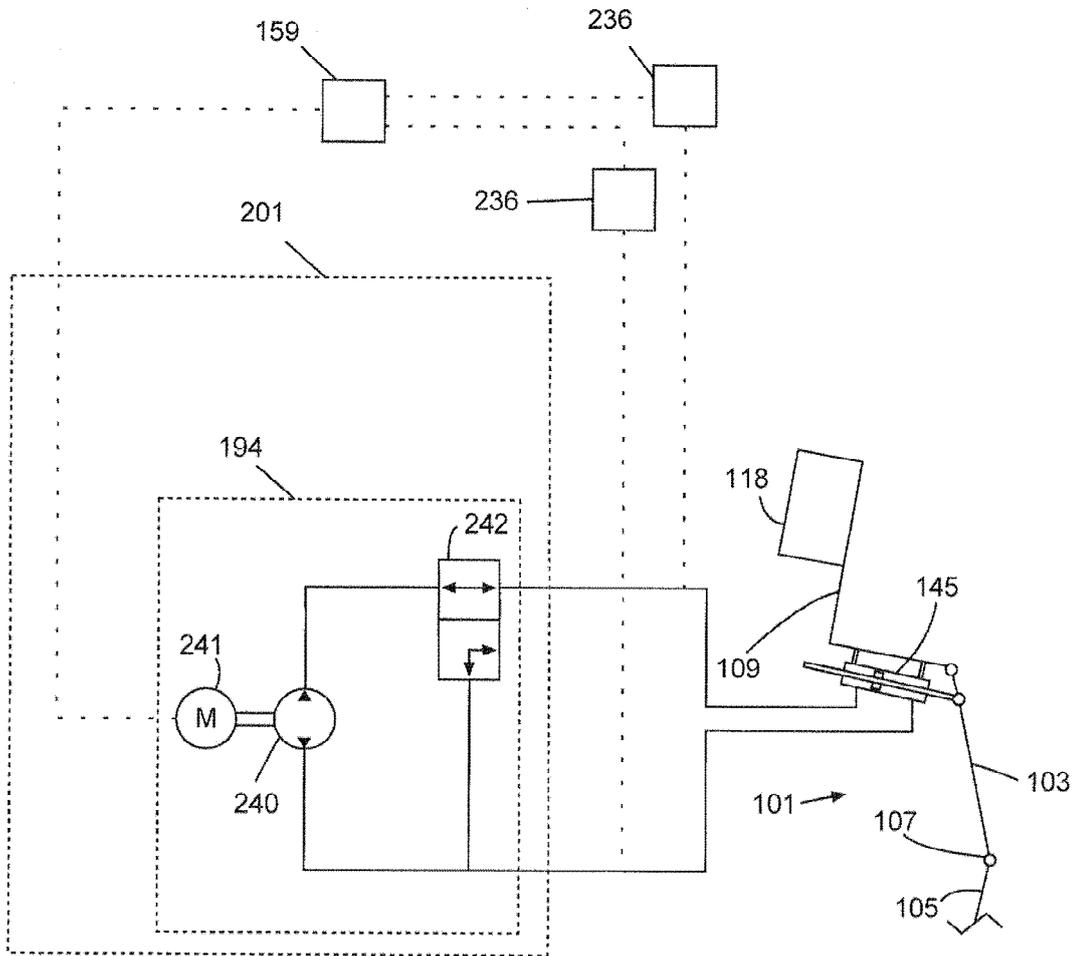


Figura 8

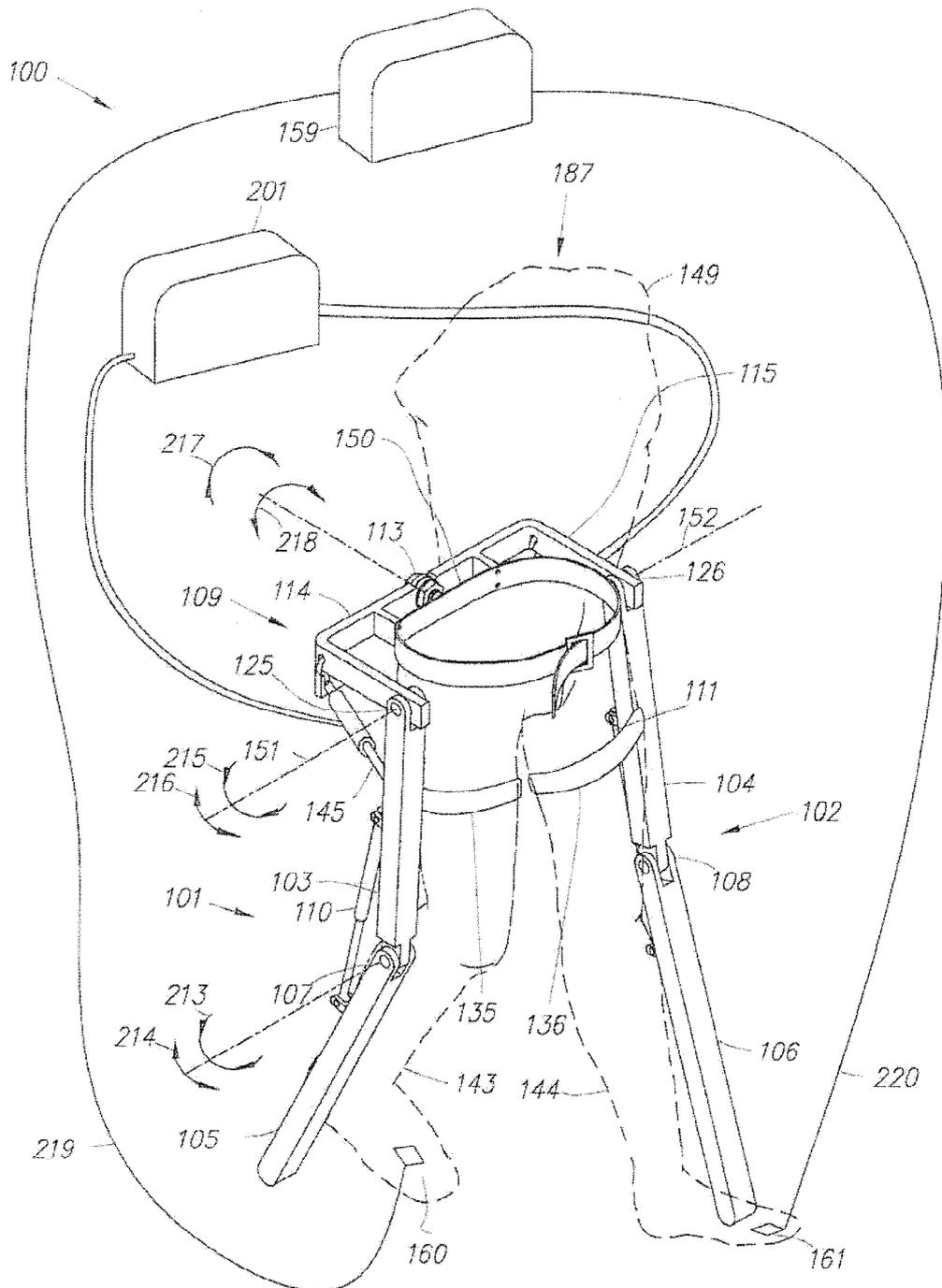
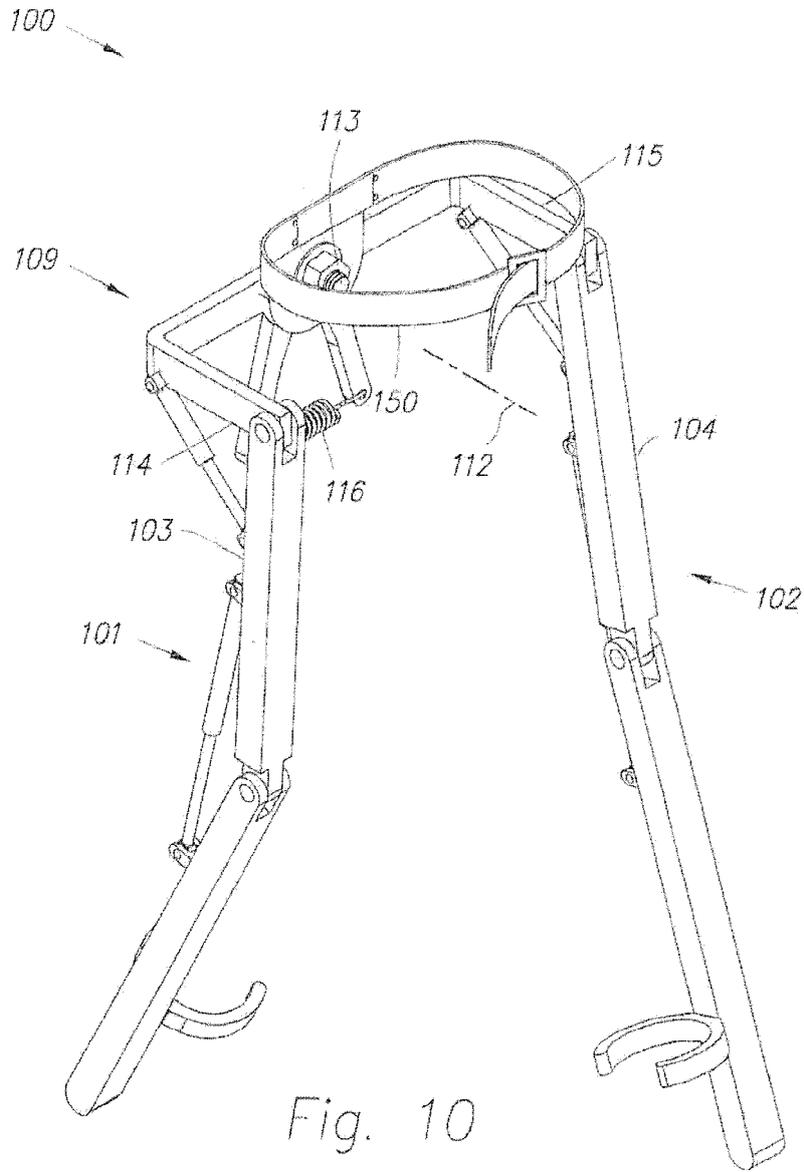


Fig. 9



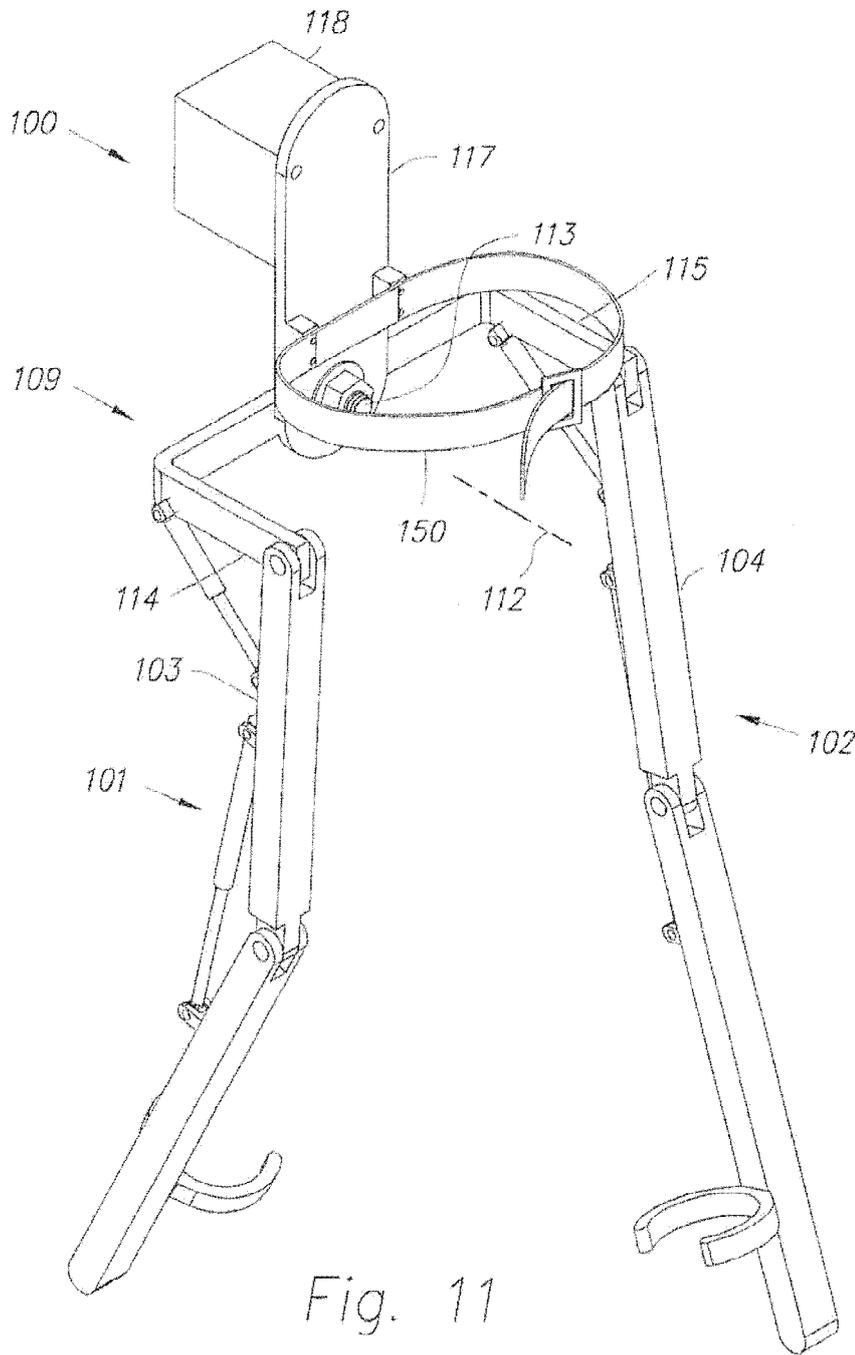


Fig. 11

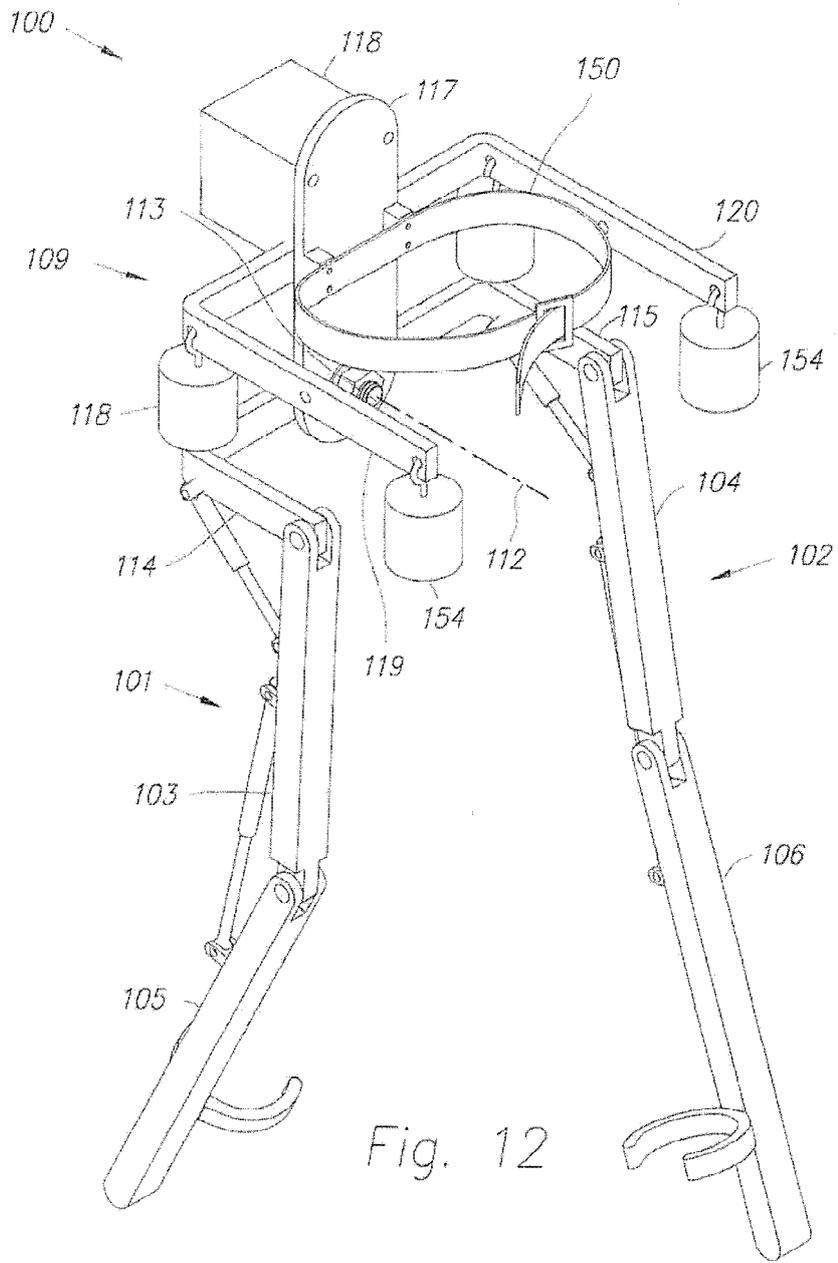
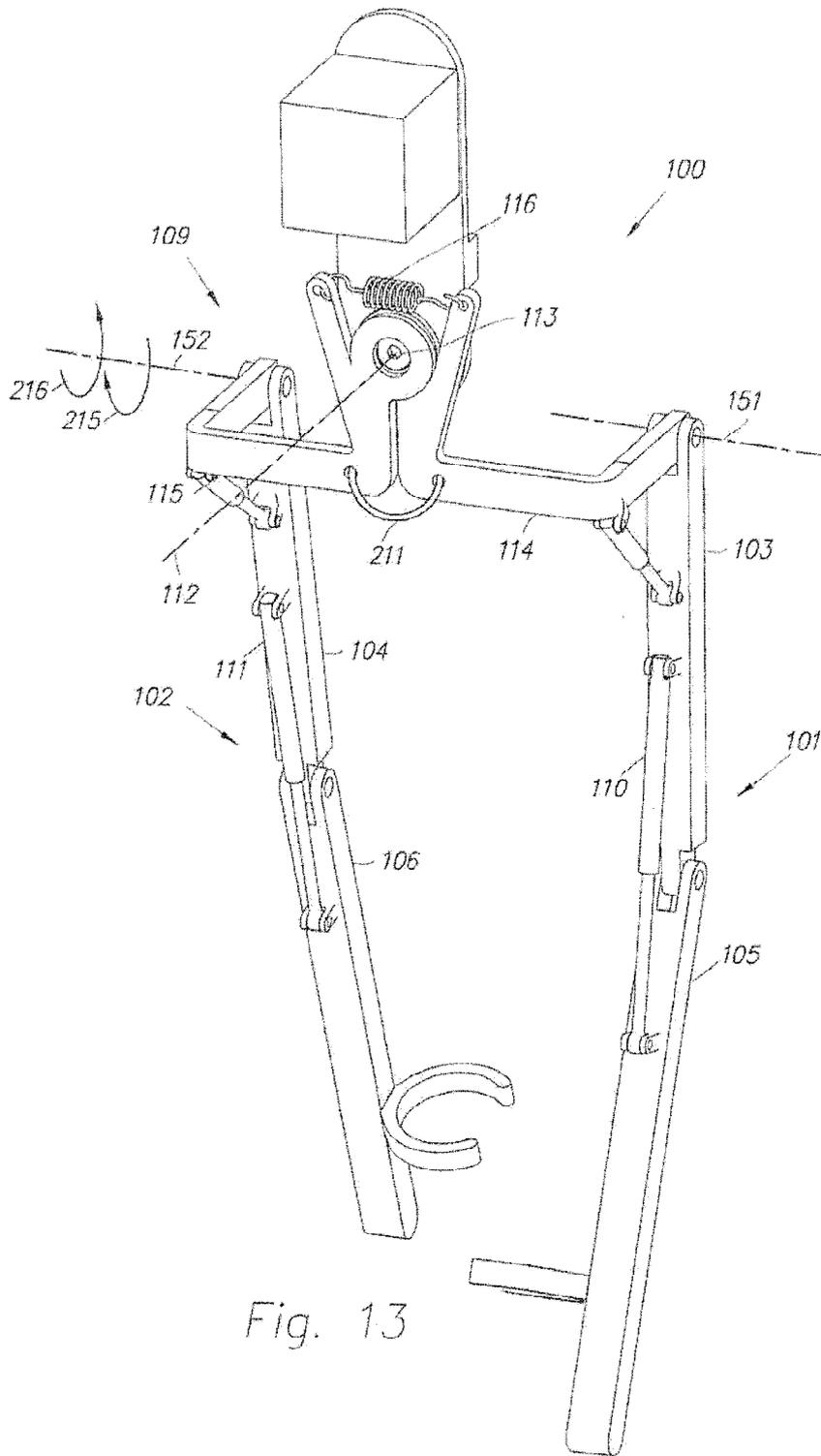


Fig. 12



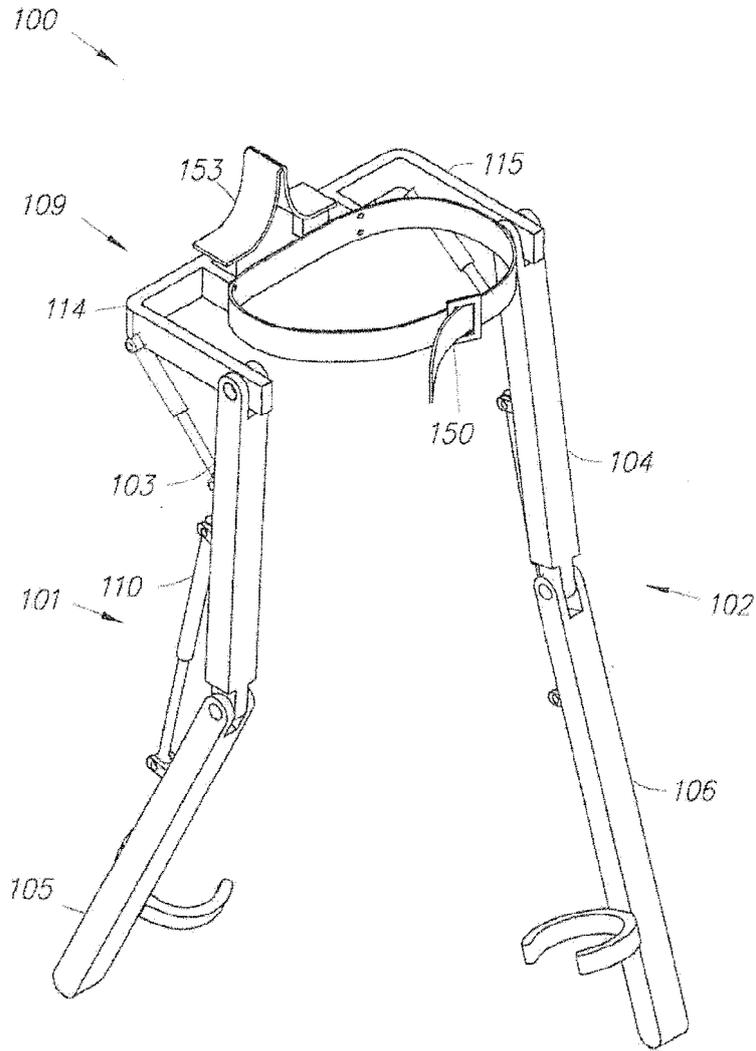
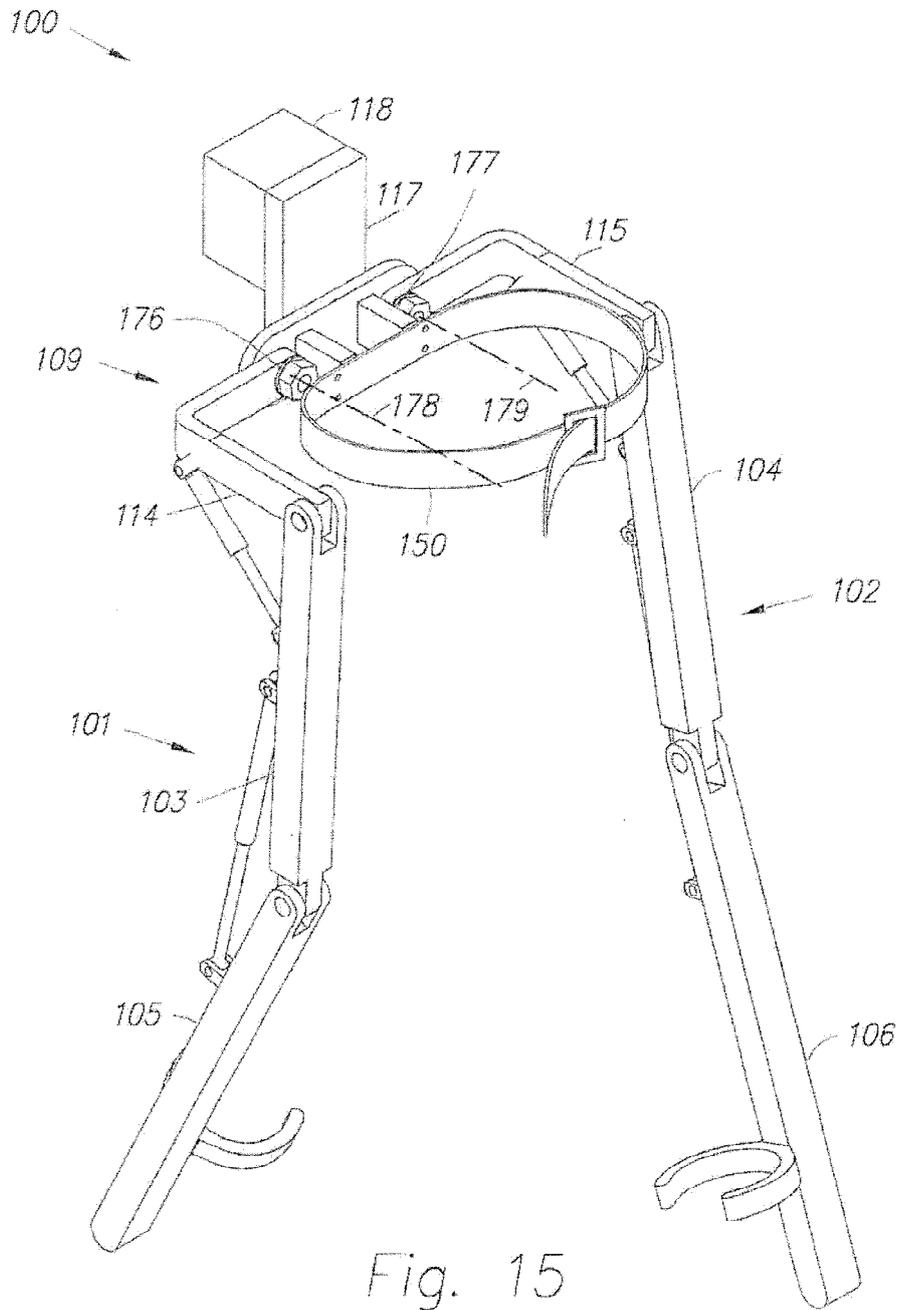


Fig. 14



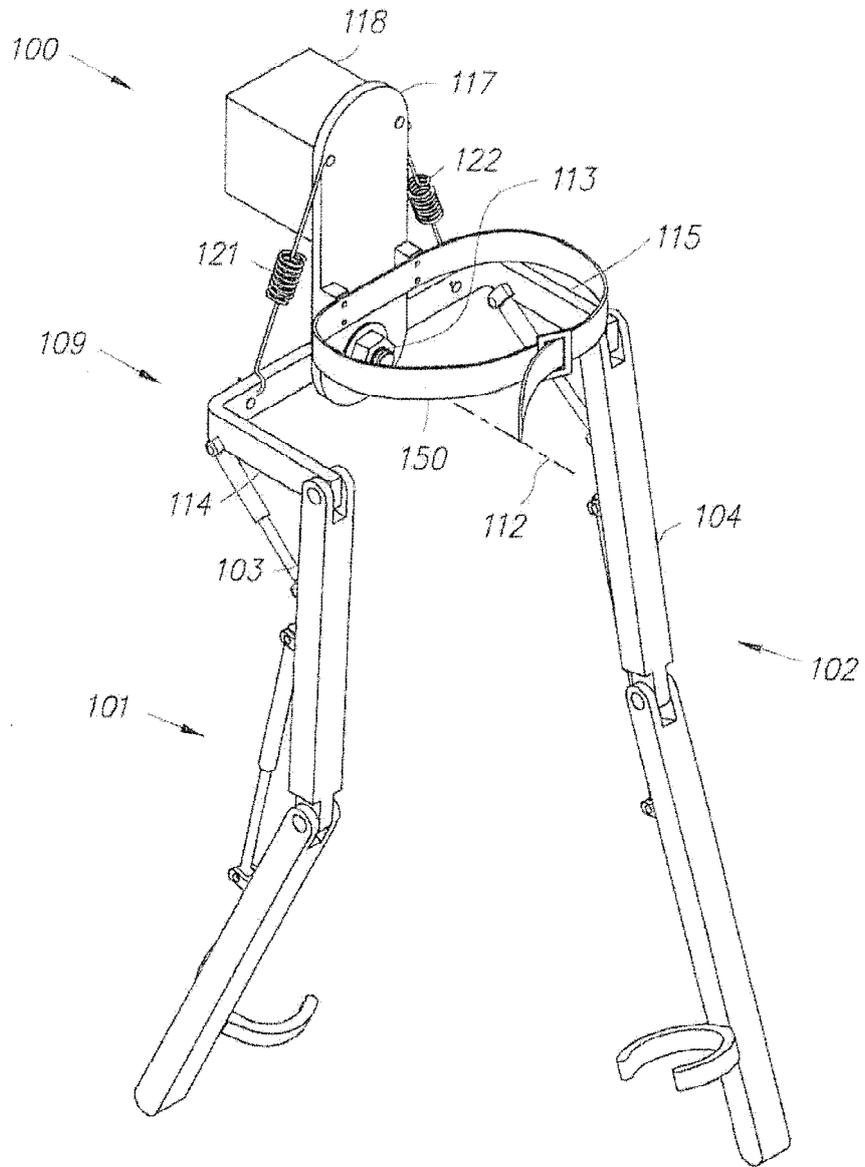


Fig. 16

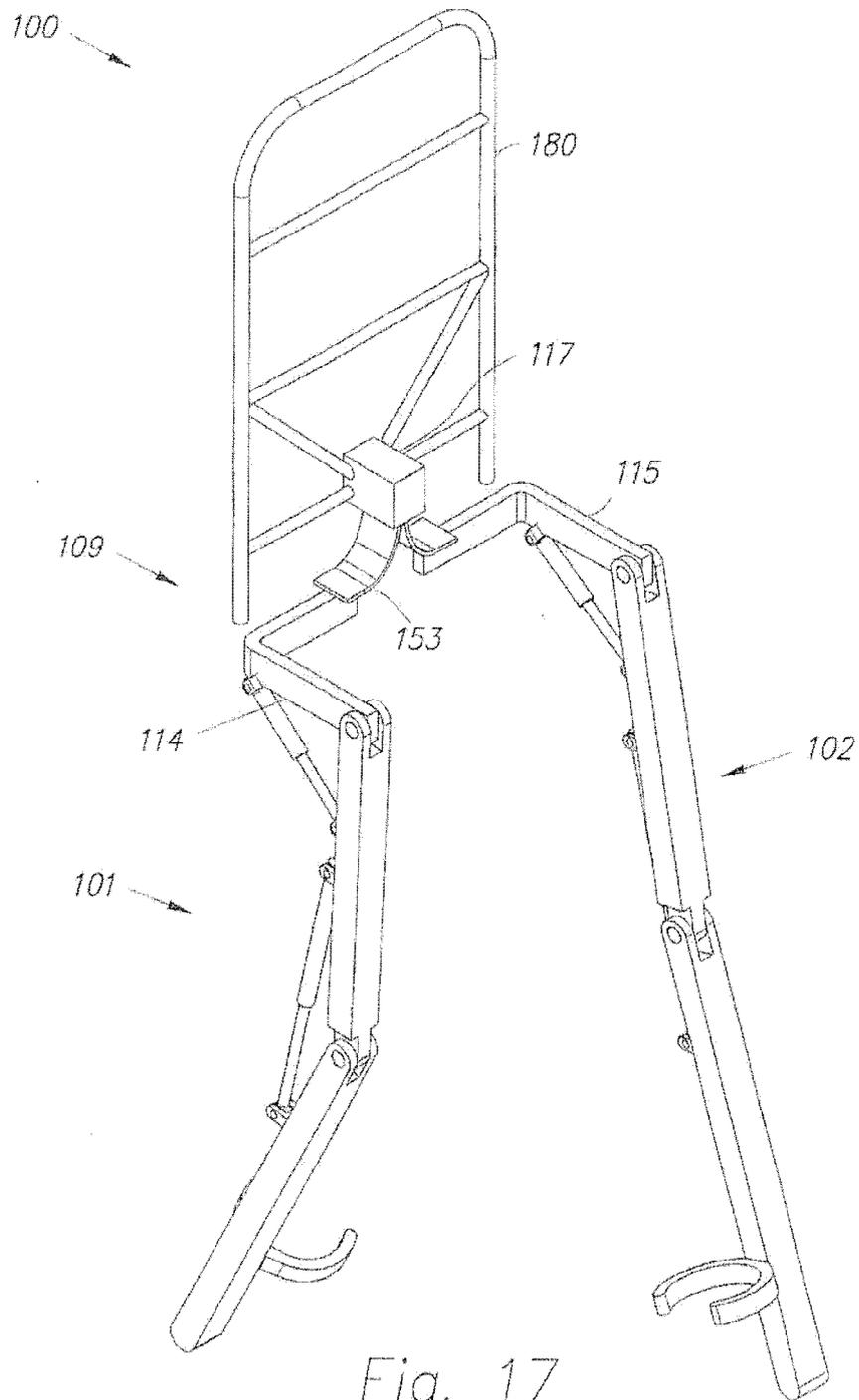


Fig. 17

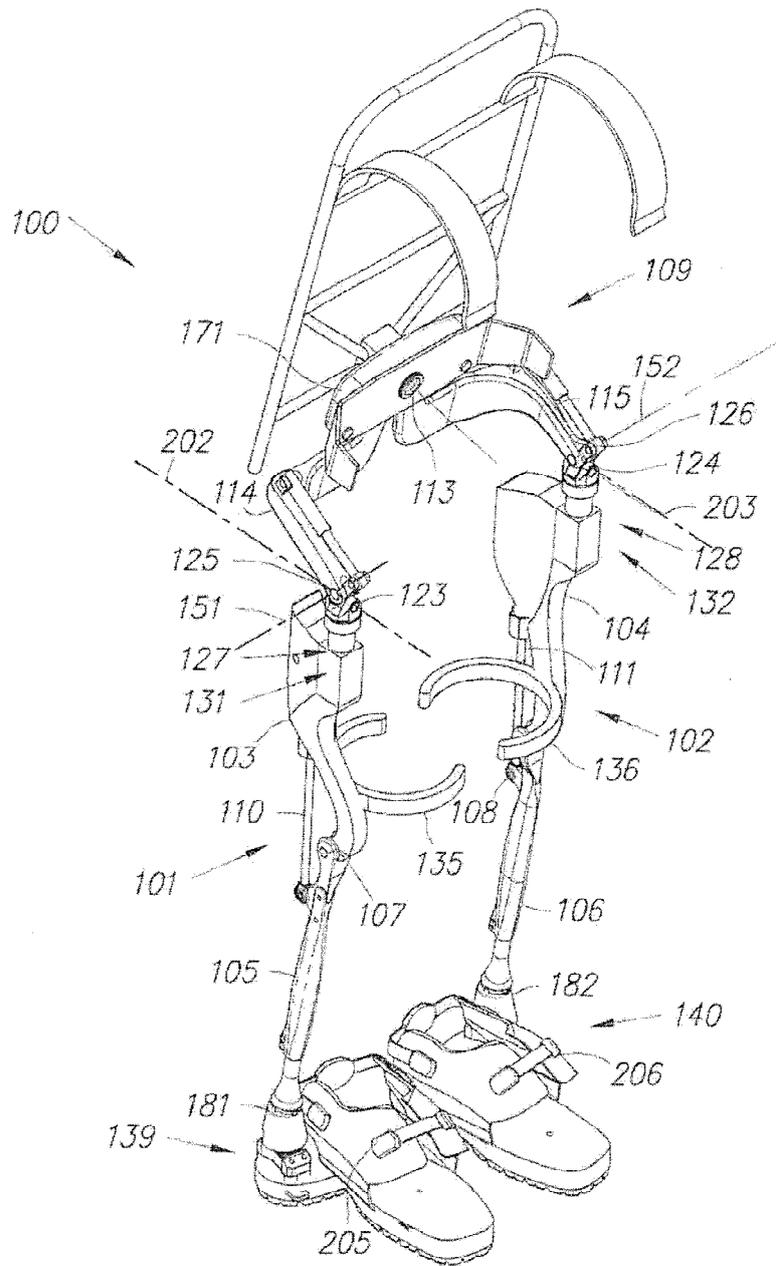


Fig. 18

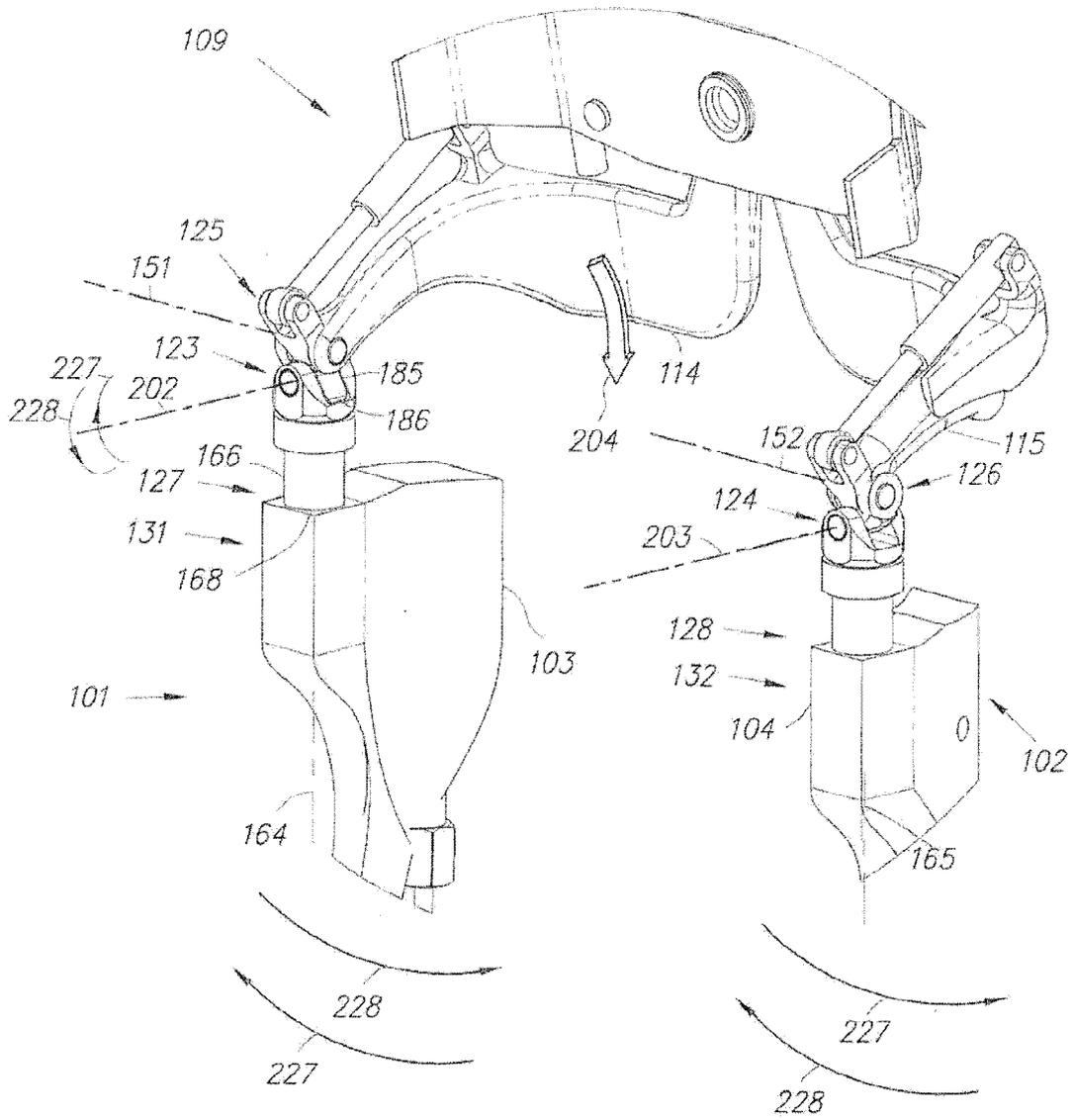


Fig. 19

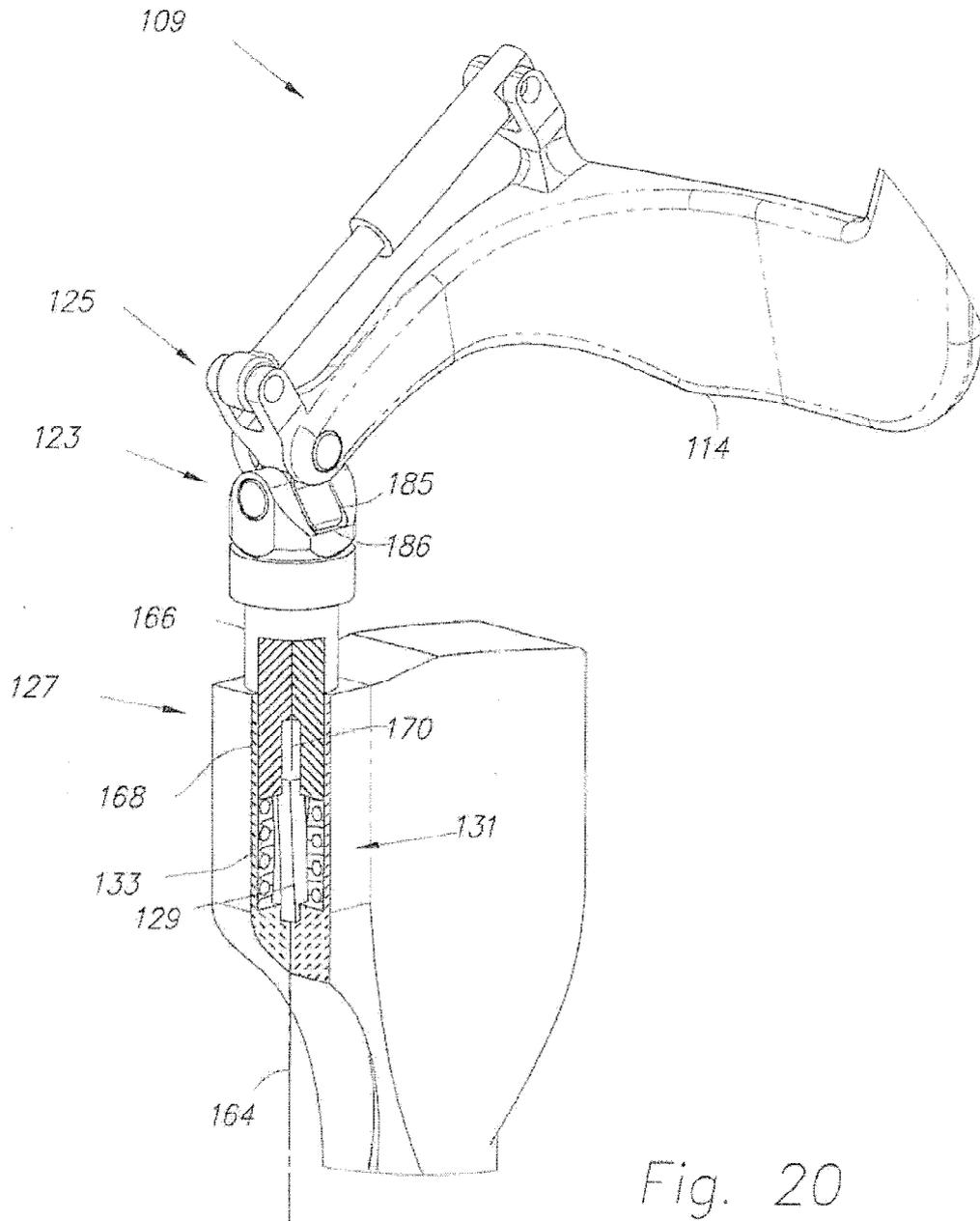


Fig. 20

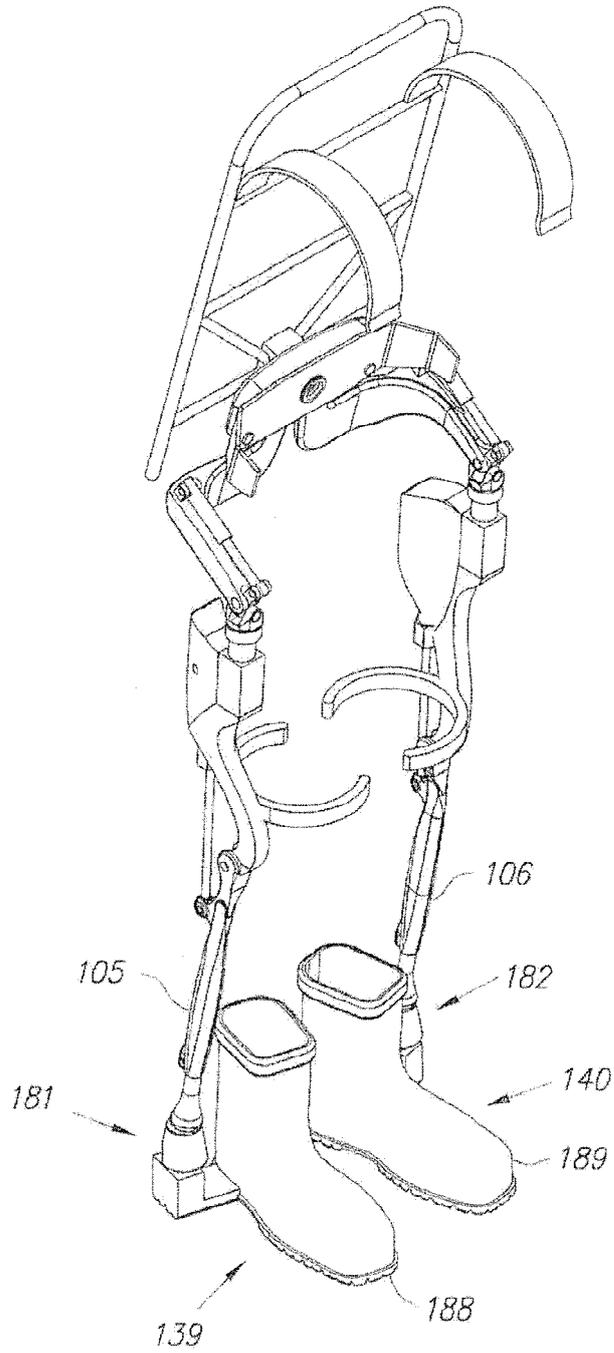


Fig. 21

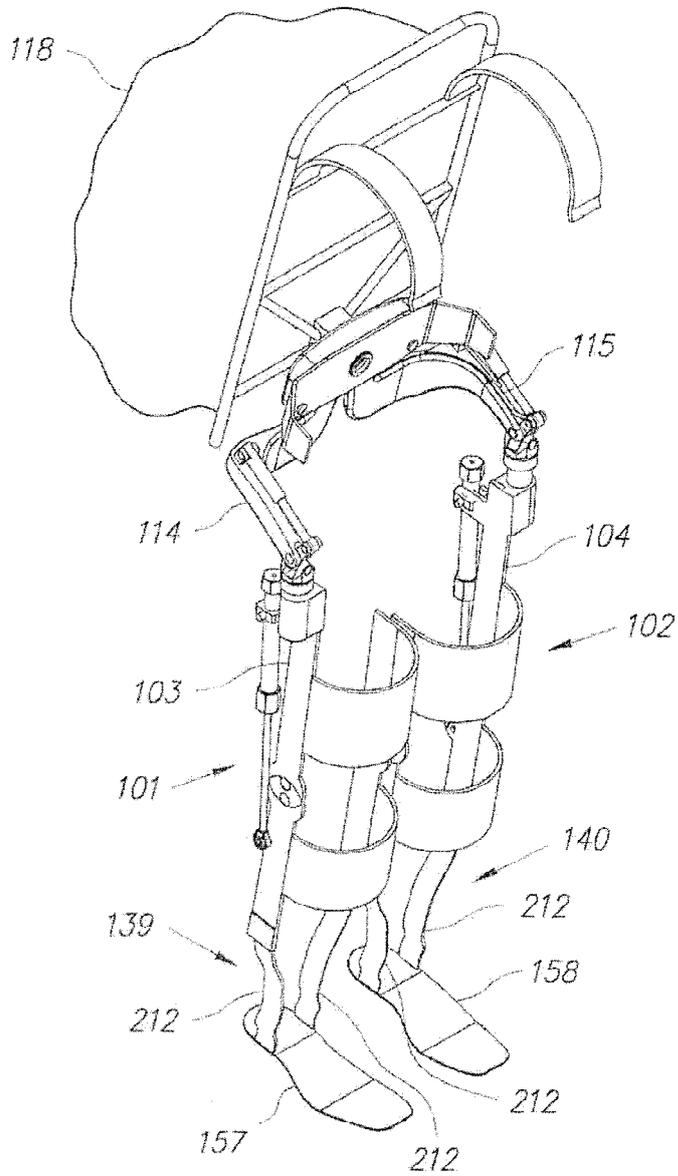


Fig. 22

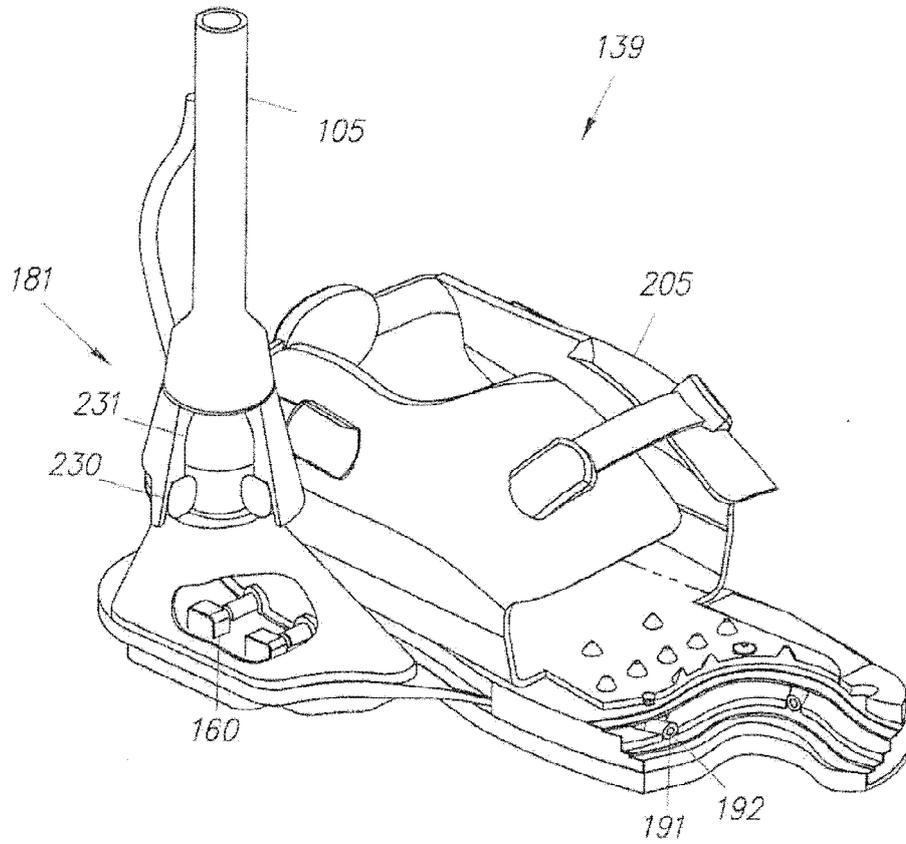


Fig. 23

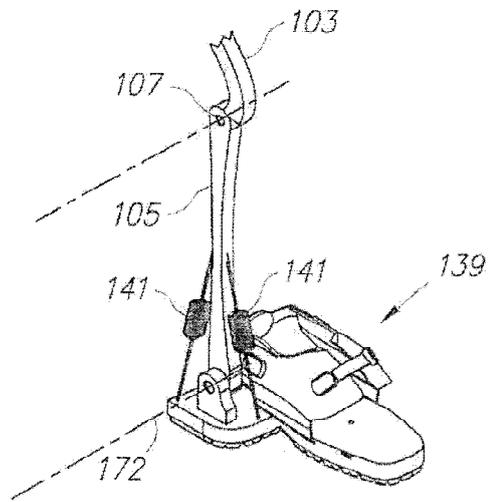


Fig. 24

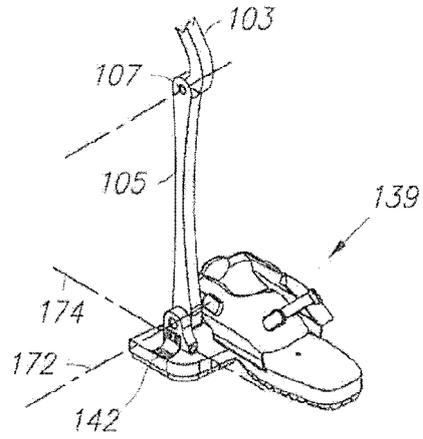


Fig. 25

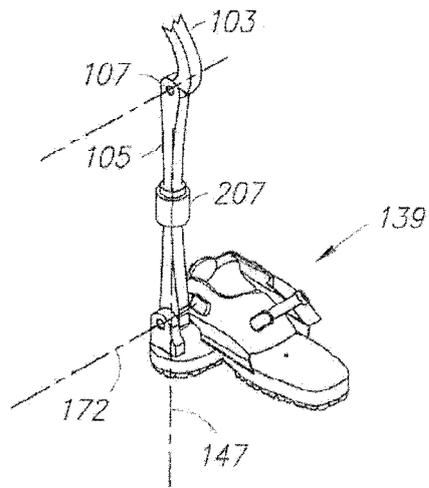
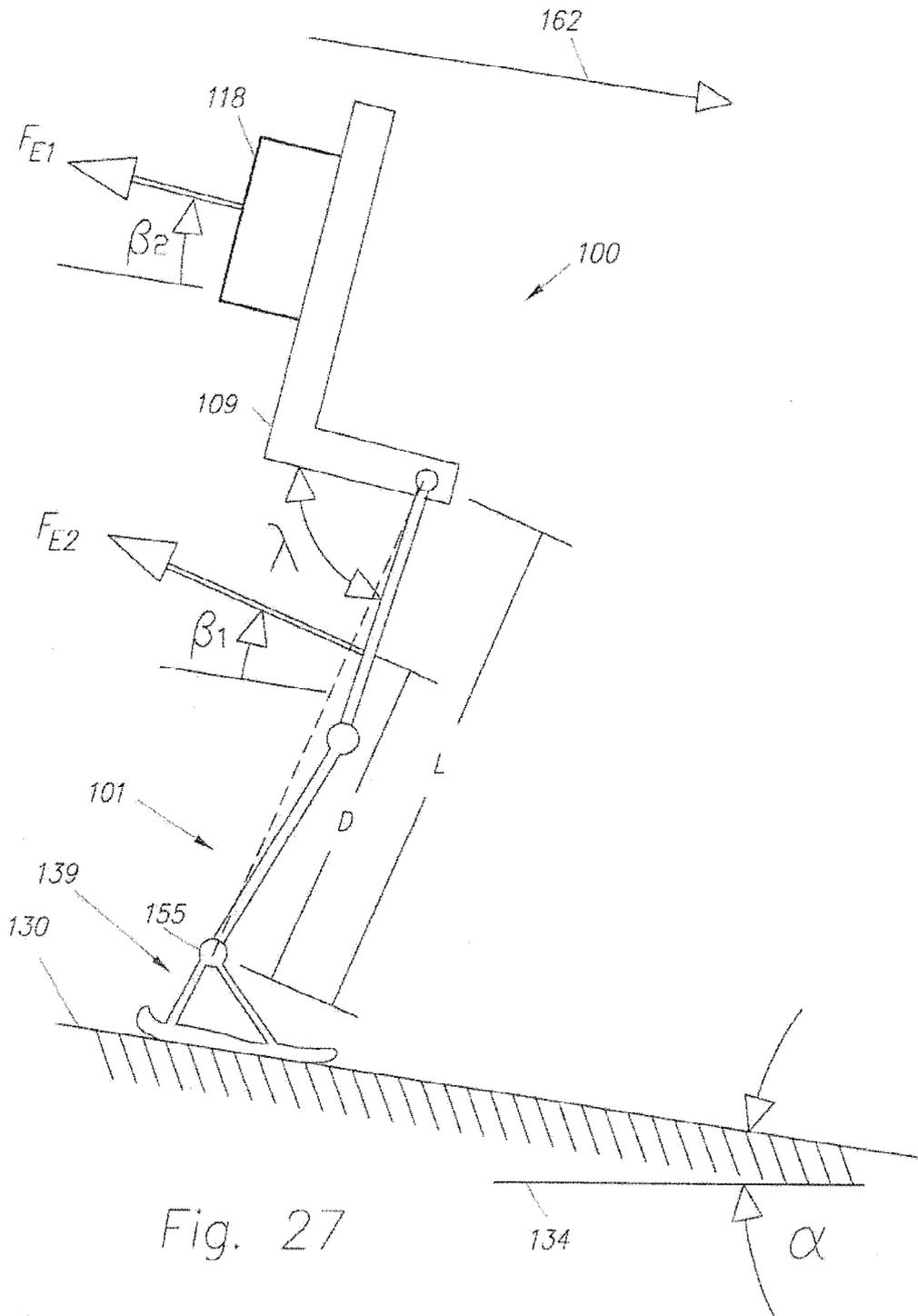


Fig. 26



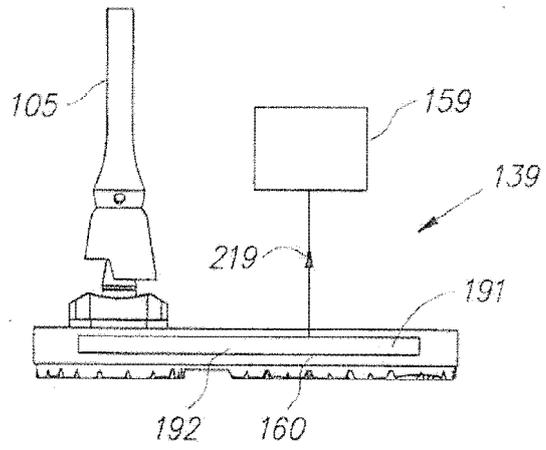


Fig. 28

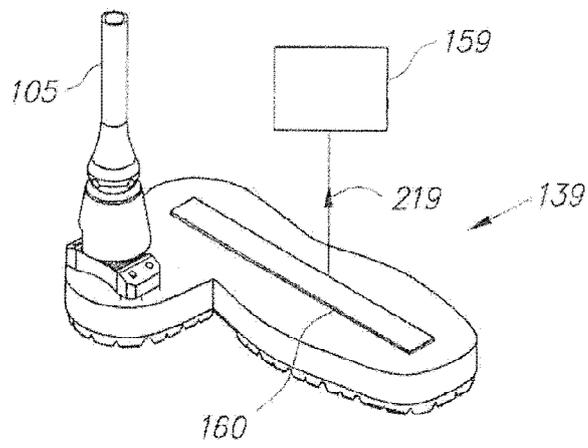


Fig. 29

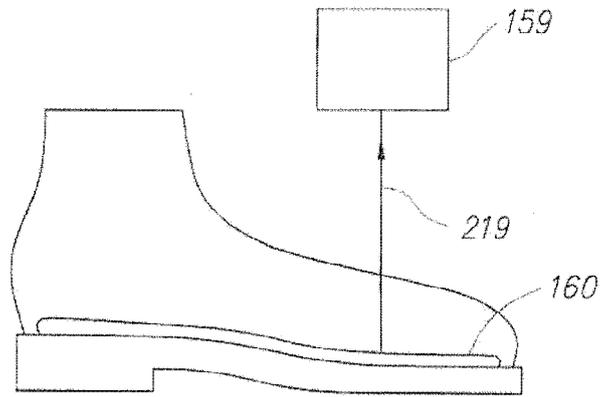


Fig. 30

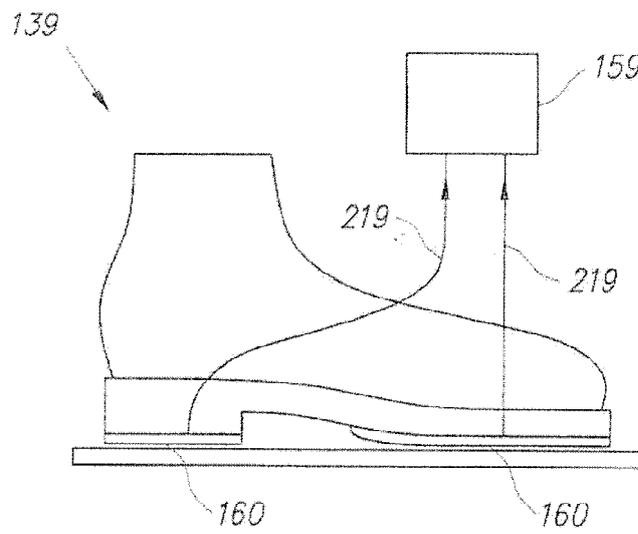


Fig. 31

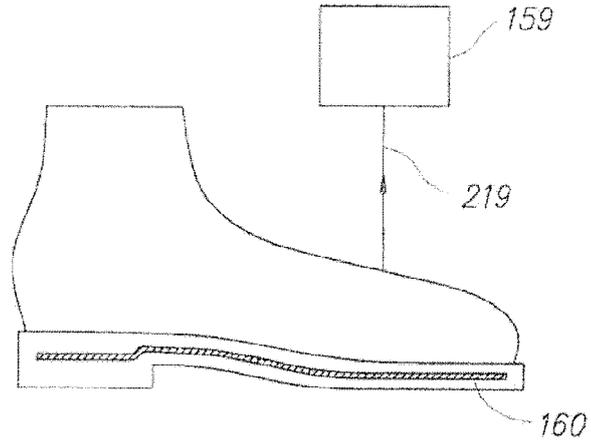


Fig. 32

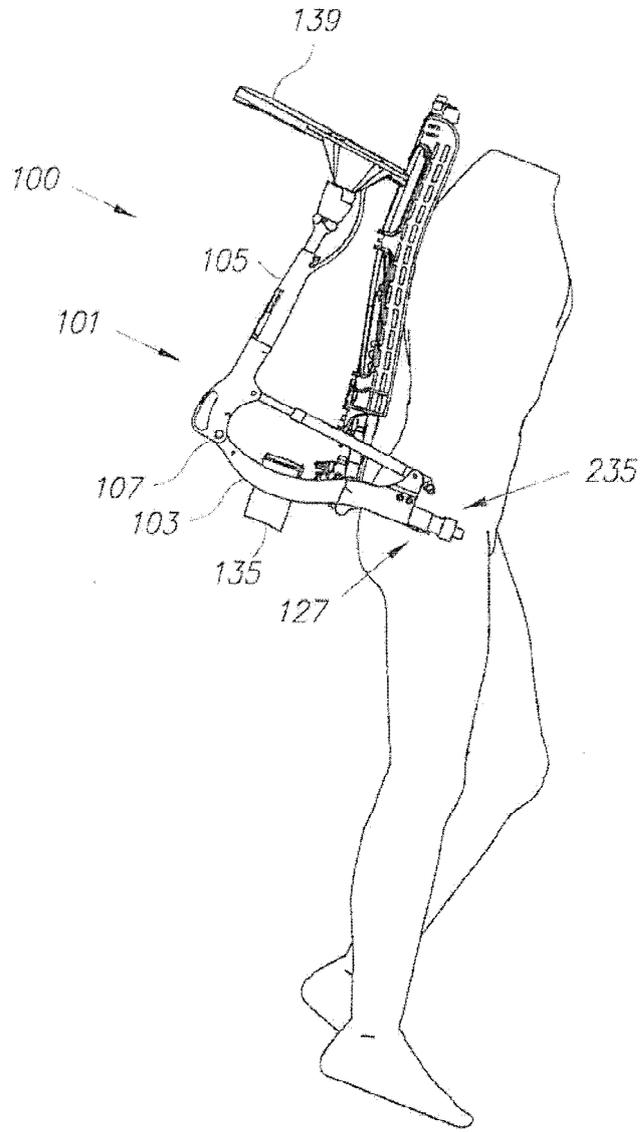


Fig. 33

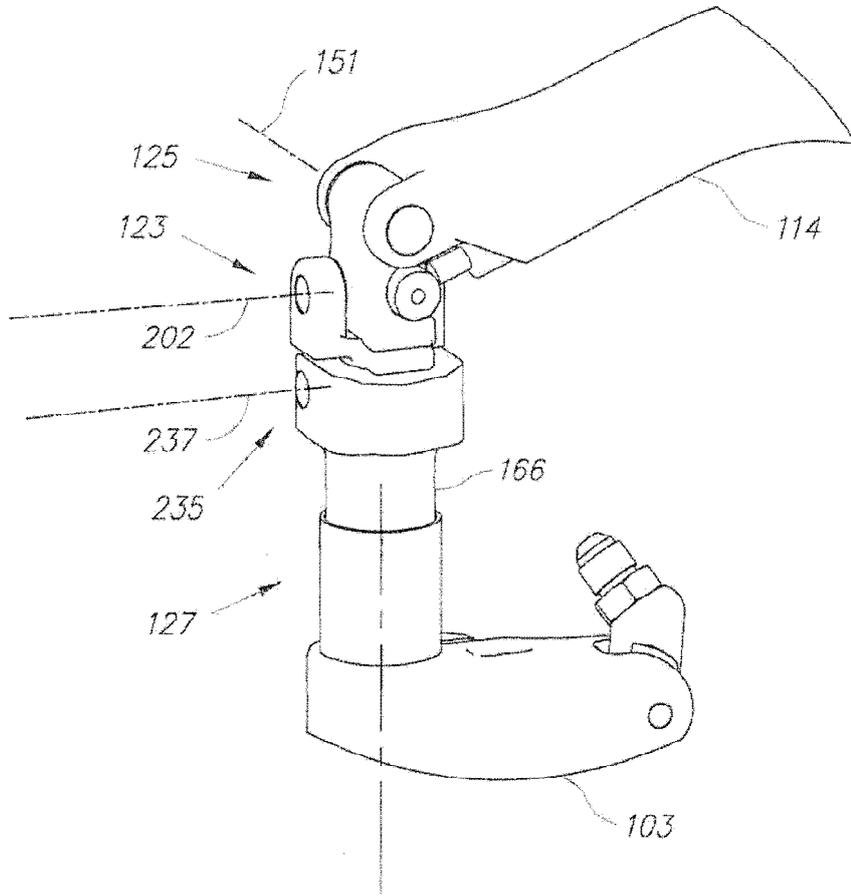


Fig. 34

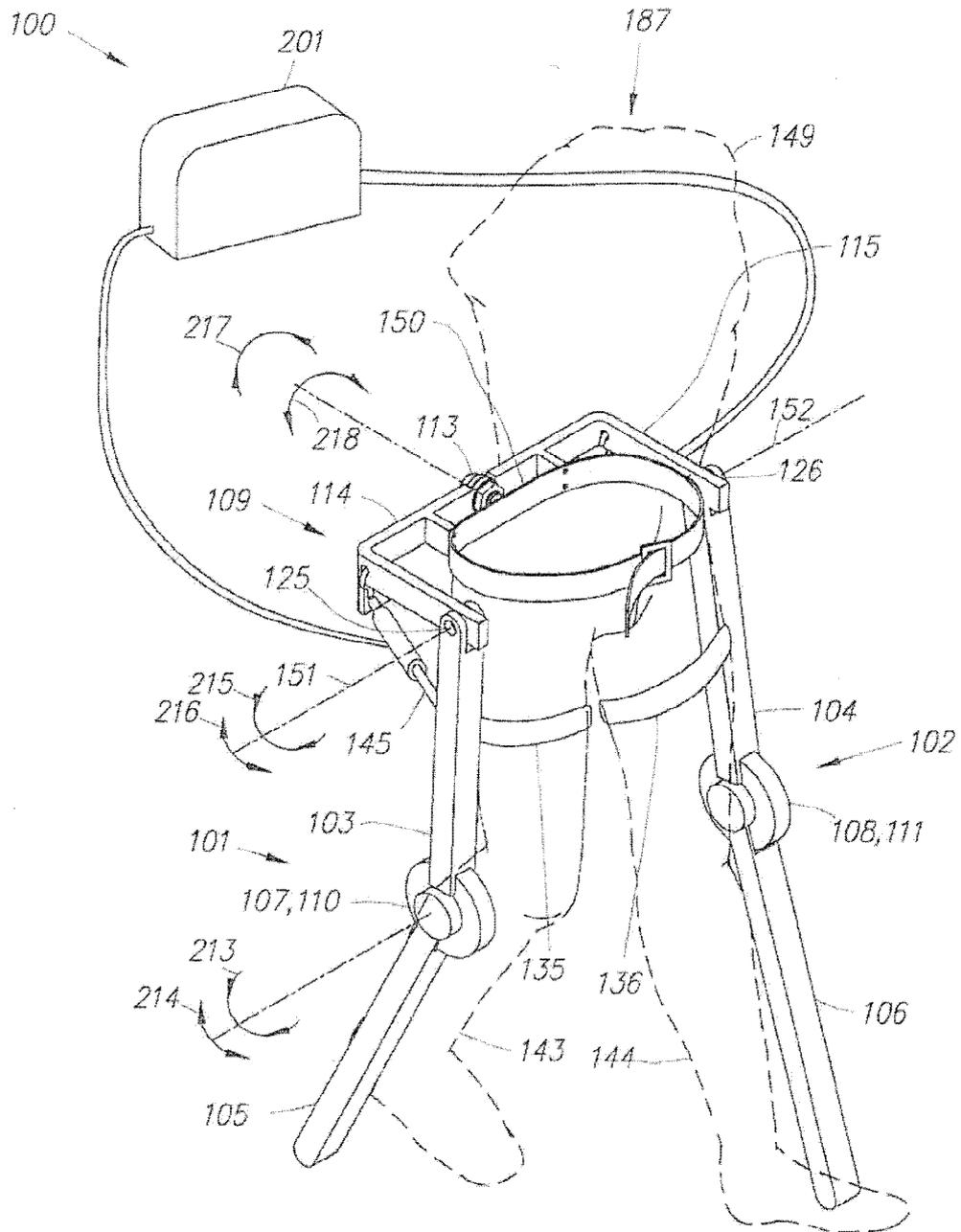


Fig. 35

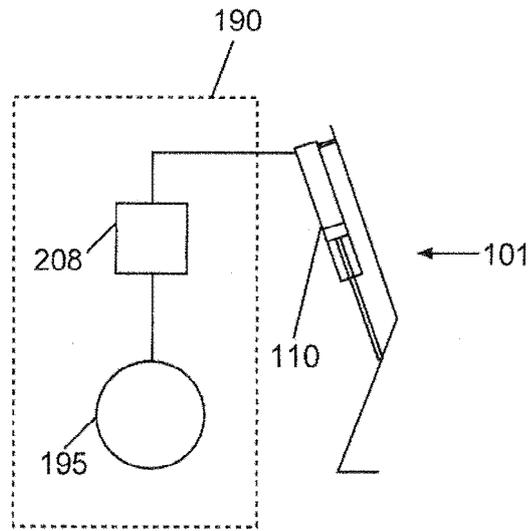


Figura 36

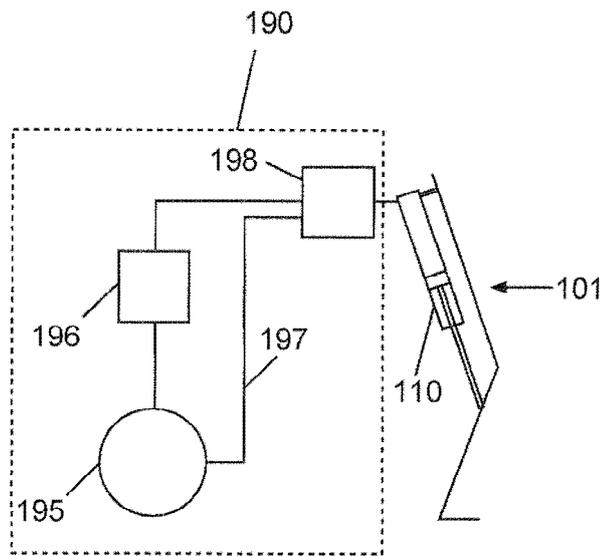


Figura 37

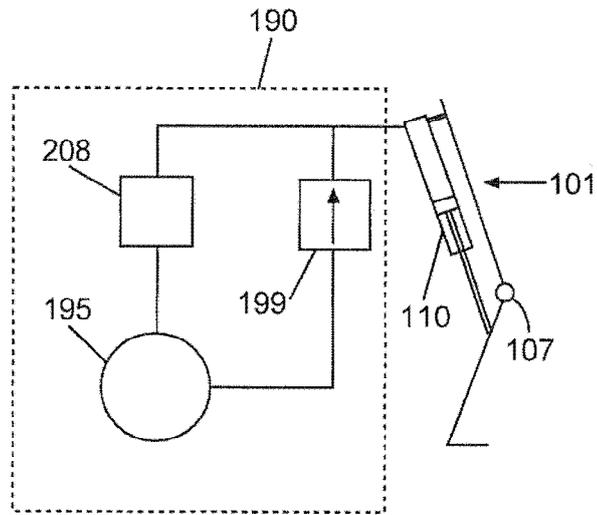


Figura 38

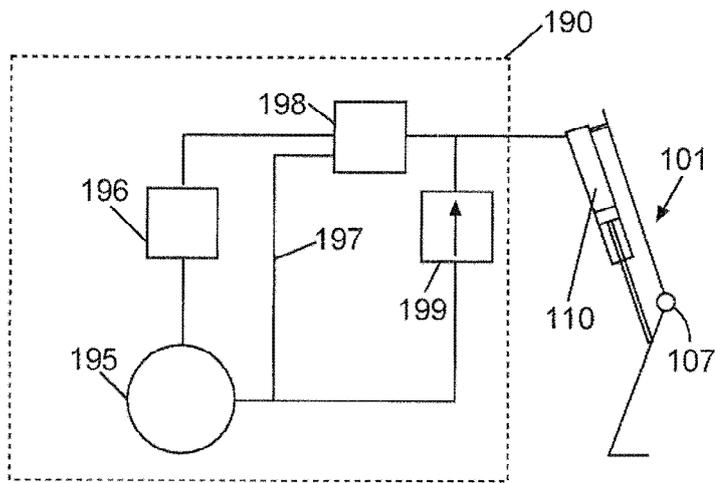


Figura 39

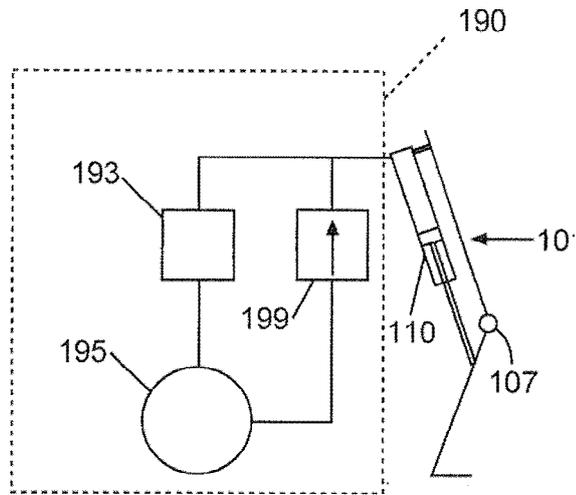


Figura 40

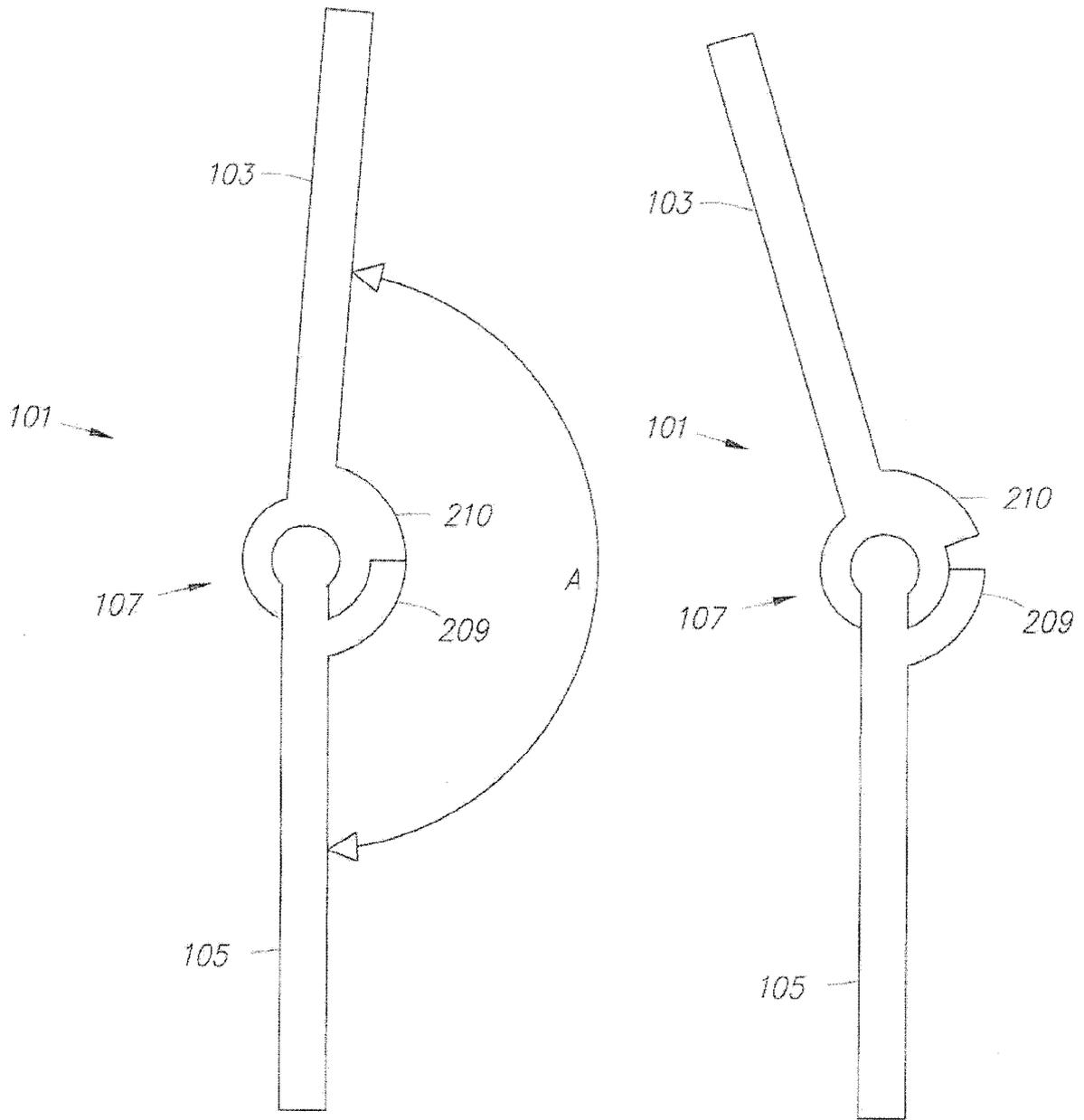


Fig. 41

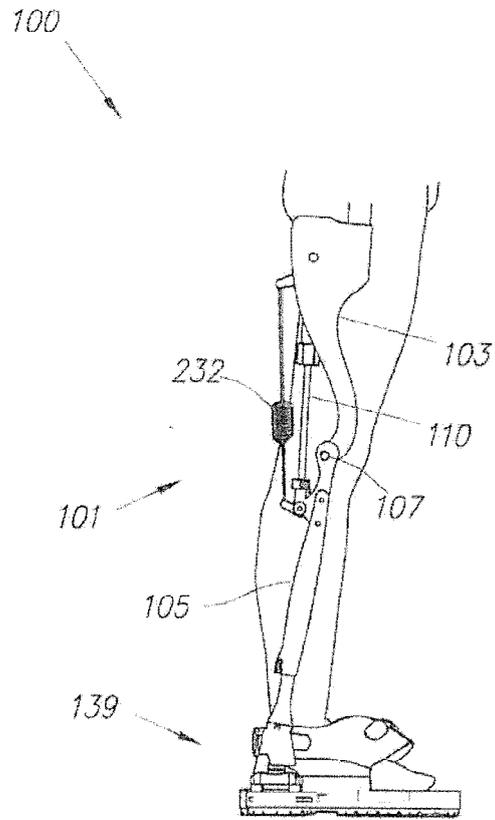


Fig. 42

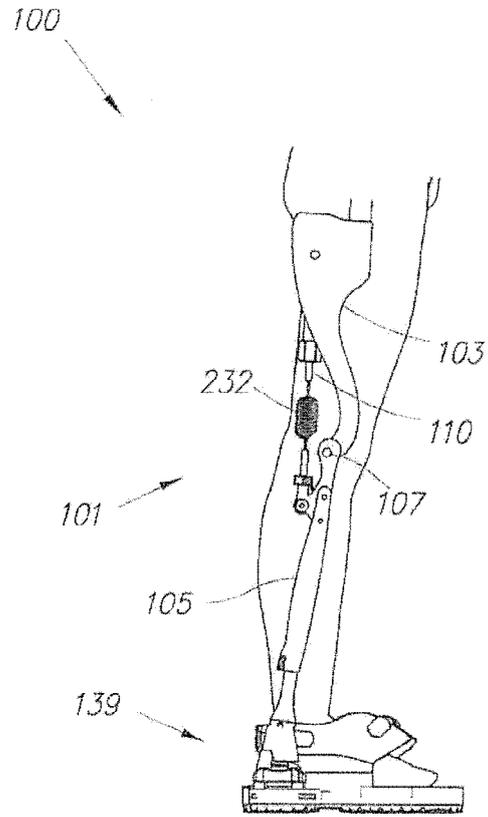


Fig. 43

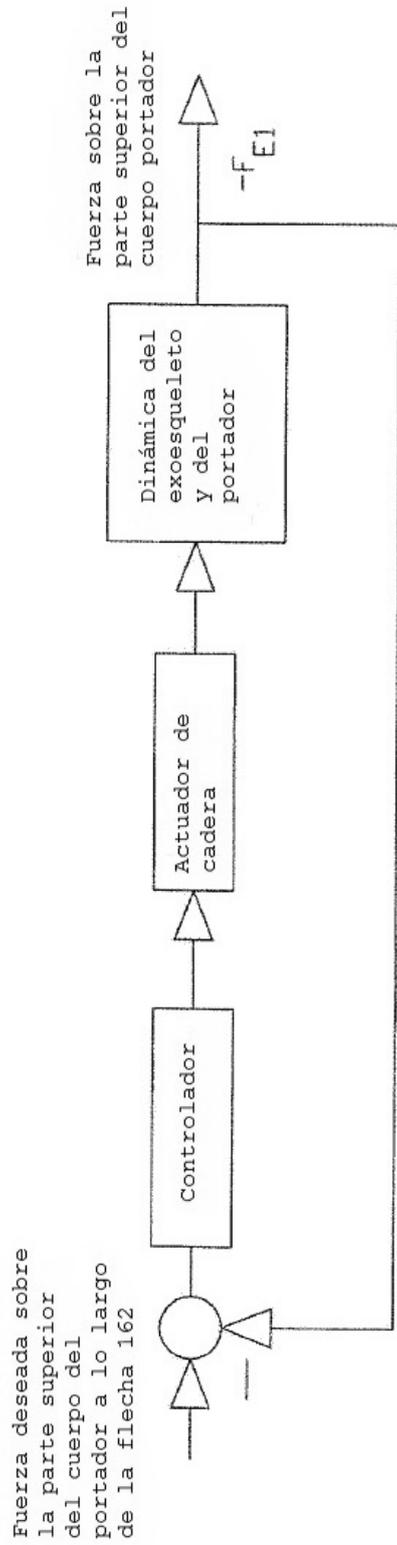


Fig. 44

