

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 776 374**

51 Int. Cl.:

A61F 2/66

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **08.07.2015 PCT/IB2015/055168**

87 Fecha y número de publicación internacional: **21.01.2016 WO16009308**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **08.07.2015 E 15754004 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **01.01.2020 EP 3169281**

54 Título: **Prótesis u ortesis que comprende un sistema de articulación en bisagra para asistir, mejorar y/o reemplazar funcionalmente una articulación en bisagra de un sujeto humano o animal**

30 Prioridad:

18.07.2014 US 201462026202 P

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

30.07.2020

73 Titular/es:

**VRIJE UNIVERSITEIT BRUSSEL (100.0%)
Pleinlaan 2
1050 Brussel, BE**

72 Inventor/es:

**LEFEBER, DIRK y
CHERELLE, PIERRE**

74 Agente/Representante:

TOMAS GIL, Tesifonte Enrique

ES 2 776 374 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

Prótesis u ortesis que comprende un sistema de articulación en bisagra para asistir, mejorar y/o reemplazar funcionalmente una articulación en bisagra de un sujeto humano o animal

Campo de la invención

5 **[0001]** La invención se refiere al campo de las prótesis u ortesis que comprenden un sistema de articulación en bisagra para asistir, mejorar y/o reemplazar funcionalmente una articulación en bisagra de un sujeto humano o animal.

[0002] Más específicamente, se refiere a una prótesis u ortesis donde los sistemas de articulación en bisagra comprenden:

- 10 – un primer elemento y un segundo elemento interconectados para un movimiento de rotación uno con respecto al otro;
- un mecanismo de control de movimiento montado (MCM) entre el primer elemento y el segundo elemento que comprende una primera parte del MCM, una segunda parte del MCM y uno o más elementos intermedios provistos entre las dos partes del MCM; y donde la primera parte del MCM está conectada al
- 15 primer elemento o forma parte del primer elemento y la segunda parte del MCM se conecta al segundo elemento o forma parte del segundo elemento.

Antecedentes de la invención

[0003] Al caminar, los seres humanos utilizan una secuencia cíclica de movimientos de las extremidades para mover el cuerpo hacia delante y mantener la estabilidad de la postura. Esto se consigue mediante un mecanismo llamado de péndulo doble. Durante el movimiento hacia delante, la pierna que deja el suelo oscila hacia delante desde la cadera. Este movimiento es el primer péndulo. Luego, la pierna golpea el suelo con el talón y rueda hasta las puntas de los pies en un movimiento que puede describirse como un péndulo invertido. El movimiento de las dos piernas se coordina de modo que un pie o el otro esté siempre en contacto con el suelo. Aunque caminar es de lejos lo más básico y común en la vida, implica mecanismos muy complejos que incluyen almacenar, transferir y devolver energía, que dependen de una estructura ósea, muscular y tendinosa sumamente compleja.

20

25

[0004] De hecho, restituir las características de propulsión de un complejo de pie y tobillo intacto a una persona amputada es un desafío técnico enorme en el campo de la ingeniería. Desde un análisis biomecánico se sabe que, en comparación con el resto de articulaciones del cuerpo humano, es el tobillo el que produce la mayor parte de la energía durante la locomoción. Para presentar una indicación cuantitativa, una persona de 75 kg produce un par motor de articulación máximo de 120 Nm y una potencia máxima de entre 250 y 350 W en el tobillo al caminar a tan solo 3 km/h. Recrear estas propiedades de articulación con un dispositivo que coincida con el tamaño y peso de un pie humano es por lo tanto extremadamente difícil y complicado. Un estudio del estado de la técnica de prótesis transtibiales (TT) muestra, desafortunadamente, que ninguno de los dispositivos pasivos disponibles en el comercio son capaces de reducir de manera significativa el coste de energía de caminar o de mejorar el modo de andar protésico. No obstante, a nivel de investigación, algunos dispositivos protésicos potenciados tienen el potencial de mejorar la experiencia de caminar de las personas amputadas, pero aún necesitan accionadores pesados y voluminosos para proporcionar la potencia necesaria para la propulsión.

30

35

[0005] Los pies protésicos pasivos que almacenan y devuelven energía presentan características de muelle para mejorar la experiencia al andar de los amputados. Un sistema de articulación en bisagra versátil y adaptativo puede ser ventajoso en dispositivos protésicos o de ortesis. Por ejemplo, un sistema de articulación en bisagra adecuado puede proporcionar la posibilidad de adaptarse de manera natural a diferentes inclinaciones, superficies y velocidades al andar.

40

[0006] En el campo de los dispositivos de ortesis y protésicos, se investigan de manera activa los acoplamientos de bisagra adecuados para proporcionar sistemas de articulación en bisagra adaptables y versátiles. Por ejemplo, en la técnica se sabe que el tobillo de Mauch comprende cámaras hidráulicas y un mecanismo de abertura relacionado con la gravedad para permitir que el fluido hidráulico fluya de una cámara a otra. Este tipo de mecanismo de tobillo permite que la estructura de pie artificial se adapte a diferentes inclinaciones. Sin embargo, este mecanismo tiene la desventaja de que le falta robustez y es susceptible a fallos.

45

[0007] En las últimas décadas, la ingeniería de rehabilitación, y más en concreto el campo de las prótesis de miembro inferior, se ha convertido en un contexto complicado para los especialistas en robótica. Muchos investigadores han estudiado andares patológicos y no patológicos para entender por completo la función del pie y tobillo humanos al caminar. Estos estudios biomecánicos y los importantes avances en ingeniería mecatrónica dieron como resultado el desarrollo de una nueva generación de prótesis de miembro inferior, cada una con el objetivo no solo de mejorar su control, comodidad y estética, sino también de reducir el estigma psicológico que la sociedad asocia con la pérdida de una extremidad.

50

55

[0008] Actualmente, los pies protésicos se pueden dividir en pies convencionales (CF), pies que almacenan y devuelven energía (ESR) y pies biónicos. Los dispositivos protésicos de nueva generación mencionados anteriormente forman parte de la familia de los pies biónicos y se les puede hacer referencia como «pies biónicos»

- propulsores». El estado de la técnica en pies biónicos propulsores consiste actualmente en al menos 26 dispositivos, de los que 19 han sido desarrollados en el EE.UU, 6 en Bélgica y 1 en China. Entre las entidades principales en este campo se encuentran los equipos de investigación de Herr et al. (MIT - EE. UU.), Sugar et al. (ASU - EE. UU.) y Goldfarb et al. (Vanderbilt). La mayor parte de los dispositivos desarrollados aún están en un nivel de investigación, pero representan un anticipo de los dispositivos protésicos comerciales del mañana. Un dispositivo de pie protésico relacionado se da a conocer en la solicitud de patente internacional WO2011033341.
- [0009] Un problema particular que se encuentra en las prótesis u ortesis conocidas en la actualidad que comprenden un mecanismo de control de movimiento (MCM), es que el MCM no es capaz de cambiar de manera fluida entre estados de funcionamiento diferentes.
- [0010] De hecho, en las prótesis u ortesis conocidas, las distintas partes y elementos del MCM generalmente interactúan mientras se deja cierta holgura o espacio libre entre estas partes o elementos para tener un mecanismo suficientemente móvil.
- [0011] En consecuencia, cuando dicha prótesis u ortesis conocida se utiliza por ejemplo para ayudar a un usuario al caminar, el usuario siente el cambio en el estado operativo de la prótesis u ortesis como un evento discontinuo.
- [0012] Este es el caso sobre todo cuando determinadas partes o elementos del MCM cambian su movimiento en una dirección opuesta durante el uso.
- [0013] Aunque la discontinuidad real en el movimiento puede ocurrir solo durante un intervalo de tiempo muy pequeño, tiene enormes consecuencias para el cuerpo del usuario, ya que se introducen grandes fuerzas y vibraciones, que dan como resultado la fatiga prematura del usuario.
- [0014] Este problema no es fácil de resolver, dado que el requisito de proporcionar un movimiento flexible y fácil para el usuario es bastante contradictorio con el requisito de no tener ningún contragolpe durante los cambios de dirección en el mecanismo de control de movimiento.
- [0015] Otra desventaja de los sistemas de articulación en bisagra existentes es su deficiente gestión de la energía, que es especialmente el caso en prótesis u ortesis del tipo biónico propulsor.
- [0016] Por lo tanto, existe una necesidad de prótesis u ortesis que tengan un mecanismo de control de movimiento más avanzado, proporcionando un mejor rendimiento durante el uso.
- [0016] Mientras que un mecanismo de control de movimiento según algunas formas de realización de la presente invención es particularmente ventajoso para su utilización en dispositivos protésicos o de ortesis, por ejemplo, en prótesis, estructuras exoesqueléticas o dispositivos auxiliares de articulación, la invención no está limitada a estos.
- [0017] El documento EP 1 561 439 A1 da a conocer una ortesis que comprende un embrague unidireccional. Un ensamblaje de rodilla conocido se describe en KR20110091238. Se proporciona un ensamblaje de rodilla con un freno unidireccional para evitar que un usuario se caiga debido a la flexión de articulación de rodilla del usuario de la prótesis de rodilla al utilizar la rotación de una *articulatio genui*. El ensamblaje de rodilla con freno unidireccional incluye un elemento de freno. El elemento de freno conecta un cuerpo superior combinado con un conector y un cuerpo inferior combinado con una pierna. El elemento de freno gira en torno a un primer eje. El cuerpo inferior se limita a girar en una dirección mientras se utiliza el cuerpo inferior en torno a un segundo eje paralelo al primer eje. Un elemento de freno incluye un cuerpo de freno y un embrague unidireccional. El cuerpo de freno se interpone entre el cuerpo superior y el cuerpo inferior. El embrague unidireccional se inserta en el cuerpo de freno. El embrague unidireccional controla la rotación del cuerpo inferior. Otra prótesis conocida se describe en RU 2118521 y está destinada para la utilización con extremidades superiores e inferiores. La prótesis tiene los siguientes componentes: un manguito fijo, un eje central, un manguito móvil, un dispositivo de fijación con un impulsor y enganches y una palanca asistida por un muelle. El dispositivo de fijación está hecho con la forma de un acoplamiento de rodillo. El soporte del acoplamiento está asegurado en el manguito estacionario coaxial al eje central. El centro del acoplamiento de rodillos que se conecta de manera rígida con un manguito móvil tiene una segunda fila de huecos que alojan rodillos asistidos por muelles. Los huecos de cada fila se dirigen a lados opuestos. Se proporciona un impulsor adicional montado sobre el eje central. Ambos impulsores se proporcionan con protuberancias para interactuar con los rodillos. Los impulsores se conectan de manera pivotante por enganches con palanca asistida por muelles. La forma de realización de la articulación para prótesis mencionada anteriormente prolonga su vida útil.
- Resumen de la invención
- [0018] Se hace referencia a la solicitud de patente provisional US 62/026,202.
- [0019] Es un objeto de la presente invención proporcionar dispositivos protésicos y/o de ortesis para ayudar o reemplazar una articulación en bisagra de un humano o animal, que supere las desventajas de los dispositivos protésicos o de ortesis existentes y que resuelvan otros problemas posibles.
- [0020] La invención está definida por la reivindicación independiente 1. En particular, es un objeto de la presente invención proporcionar dispositivos de ortesis o protésicos, que sean energéticamente eficientes y que recojan

energía del usuario durante el uso de manera natural y en los momentos adecuados, a la vez que devuelven energía de soporte a dicho usuario en el momento adecuado y en las proporciones adecuadas.

5 **[0021]** La invención pretende proporcionar una prótesis de pie y tobillo de tipo biónico pasivo o propulsor que tiene un peso y las dimensiones de una parte correspondiente a un pie y a una pierna normal y capaz de obtener el par motor y la potencia requeridas tal como la produce una persona sana durante locomoción, tal como se ha descrito anteriormente.

[0022] Es un objeto adicional de la invención proporcionar un MCM para una prótesis u ortesis que funcione de la manera más automática posible y que resulte natural al utilizarlo durante la interacción con un usuario.

10 **[0023]** Otro objeto de la invención es proporcionar dispositivos protésicos o de ortesis que se puedan adaptar automáticamente para permitir que un usuario, por ejemplo, camine en distintas inclinaciones de caminata, en superficies cambiantes y con velocidades diferentes mientras experimenta la transición de una situación a otra como o casi como durante una marcha natural.

15 **[0024]** Otro objeto adicional de la invención es proporcionar una prótesis u ortesis que comprenda un MCM donde no haya contragolpes, y que funcione con suavidad en una vía continua y fluida, por ejemplo durante un ciclo de marcha completa.

20 **[0025]** Según la invención, estos objetivos se consiguen con una prótesis u ortesis que presente las características definidas en la reivindicación 1 independiente. El MCM comprende medios de desviación que actúan sobre la primera o segunda parte del MCM y que, en un modo de funcionamiento de contacto del MCM, desvían los elementos intermedios contra el otro de la primera y segunda parte del MCM y donde el MCM es de tal manera que, en un modo de contacto, por un lado, cuando se aplica un par motor o fuerza relativa entre el primer y el segundo elemento en un sentido de bloqueo, el uno o más elementos intermedios permite o permiten la transmisión del par motor o la fuerza entre la primera y segunda parte del MCM esencialmente sin ningún movimiento relativo entre la primera y la segunda parte del MCM y, por otro lado, cuando se aplica un par motor o fuerza entre el primer y el segundo elemento en el sentido opuesto, es decir, opuesto al sentido de bloqueo mencionado anteriormente, mientras el MCM sigue en un modo de funcionamiento de contacto, el movimiento relativo sin bloqueo de la primera y segunda parte del MCM una respecto a la otra se permite esencialmente sin transferir ningún par motor o fuerza sustancial entre la primera y segunda parte del MCM en el sentido opuesto en cuestión y mediante el cual la segunda parte del MCM está conectada al segundo elemento por medio de un primer elemento elástico pasivo que está montado directa o indirectamente en la segunda parte del MCM y en el que puede almacenarse energía aumentando la tensión en el primer elemento elástico, al comprimirlo, estirarlo, doblarlo o torcerlo, y que libera la energía almacenada cuando disminuye la tensión acumulada en el primer elemento elástico.

30 **[0026]** Una primera gran ventaja de una prótesis u ortesis según la invención es que el MCM, cuando está en un modo de funcionamiento de contacto, permite la transmisión del par motor o fuerza entre las primeras y las segundas partes del MCM (o indirectamente entre el primer y el segundo elemento a través de su conexión con las respectivas partes del MCM), al menos en un sentido de bloqueo, mientras que es posible un movimiento libre de las partes del MCM cuando el par motor o fuerza se aplica en el primer y segundo elemento en el sentido opuesto.

40 **[0027]** Esta propiedad del MCM de una prótesis u ortesis conforme a la invención es muy práctica para crear una prótesis u ortesis energéticamente eficiente, ya que dependiendo del sentido en que se aplique el par motor o fuerza entre el primer y el segundo elemento se obtienen dos estados totalmente diferentes de la prótesis u ortesis.

[0028] Por un lado, siempre que un par motor o una fuerza entre el primer y el segundo elemento se aplique en el sentido del bloqueo las partes del MCM se pueden considerar como que están bloqueadas entre sí.

[0029] Al aumentar dicho par motor o fuerza se puede acumular energía potencial en la prótesis u ortesis y al disminuir de nuevo dicho par motor o fuerza la energía almacenada se libera de nuevo como energía cinética.

45 **[0030]** Esta energía obtenida del trabajo realizado por el par motor o fuerza afectada puede por ejemplo almacenarse en partes elásticas de los primeros y los segundos elementos, en partes elásticas de las conexiones entre los primeros y los segundos elementos y las partes del MCM, y/o en partes elásticas montadas entre los primeros y los segundos elementos, si estuvieran presentes.

50 **[0031]** Por otro lado, siempre que se aplique un par motor o fuerza entre el primer y el segundo elemento en el sentido opuesto las partes del MCM pueden moverse libremente, lo que crea un estado totalmente diferente de la prótesis u ortesis.

[0032] La energía obtenida del trabajo realizado por el par motor o fuerza en cuestión puede en este caso acumularse o liberarse de la prótesis u ortesis solamente si existe una conexión directa, por ejemplo realizada con elementos elásticos, provista entre el primer y el segundo elemento.

55 **[0033]** En ausencia de dicha conexión directa entre el primer y el segundo elemento, el primer y segundo elemento pueden moverse libremente uno respecto al otro bajo la influencia del par motor o fuerza ejercida.

[0034] Dicho estado dual de la prótesis u ortesis se puede usar de manera muy ventajosa tal como se mostrará de manera adicional mediante ejemplos más prácticos.

[0035] Otra ventaja de dicha prótesis u ortesis conforme a la invención es que puede obtenerse una adaptabilidad automática de la prótesis u ortesis a diferentes condiciones de funcionamiento, tal como una caminata inclinada o con velocidades variables.

[0036] Esto también se hará más evidente cuando algunas formas de realización de la invención se describan por medio de las ilustraciones.

[0037] Otra gran ventaja adicional de una prótesis u ortesis según la invención es que comprende un MCM que, en un modo de funcionamiento de contacto en el que los elementos intermedios se desvían contra una de la primera y segunda parte del MCM, permite la transmisión del par motor o fuerza en un sentido de bloqueo y el movimiento libre en el sentido opuesto entre las dos partes del MCM, mientras que en ambas situaciones los elementos intermedios se mantienen de manera ininterrumpida en contacto con ambas partes del MCM mediante el medio de desviación.

[0038] Dependiendo del tipo de conexión entre las partes del MCM y los respectivos elementos del sistema de articulación en bisagra, la cual puede ser una conexión rígida o más flexible, tal como se explicará más adelante de manera adicional, se obtiene una interacción diferente entre las partes del MCM y los elementos del sistema de articulación en bisagra.

[0039] Sin embargo, en cualquier caso, al menos en la medida en que el MCM funciona en un modo de funcionamiento de contacto, cuando se aplica el par motor o fuerza en los elementos de articulación en bisagra en un sentido de bloqueo y el sentido en el que este par motor o fuerza se aplica se invierte en otra etapa de su funcionamiento, los elementos intermedios entre las partes del MCM se desvían contra ambas partes del MCM mediante el medio de desviación, de modo que no se produce ningún contragolpe o espacio entre los dos estados de operación en una prótesis u ortesis según la invención.

[0040] En consecuencia, dicha prótesis u ortesis funciona de una manera muy suave, continua y fluida.

[0041] En una forma de realización preferida de una prótesis u ortesis según la invención el MCM comprende medios de reinicio para ajustar el MCM entre un modo de funcionamiento de contacto y de liberación, permitiendo una manipulación del uno o más elementos intermedios del MCM entre un estado de contacto donde el primer o más elementos intermedios se desvían en el contacto directo con una de la primera y segunda parte del MCM, y un estado de liberación donde el uno o más elementos se pone(n) en una posición fuera de contacto con la primera parte del MCM en cuestión o la segunda parte del MCM en cuestión.

[0042] Una ventaja de dicha forma de realización de una prótesis u ortesis según la invención es que el medio de reinicio puede desbloquear las partes del MCM entre sí, cuando el MCM se fija en el modo de funcionamiento de liberación, de modo que en este modo las partes del MCM también pueden moverse en un sentido que corresponde al sentido de bloqueo cuando el MCM funciona en el modo de contacto.

[0043] Al desbloquear las partes del MCM entre sí, la energía acumulada durante el funcionamiento del MCM en el modo de funcionamiento de contacto se puede liberar de repente cuando su modo de funcionamiento se cambia al modo de funcionamiento de liberación, que es una propiedad muy interesante en una prótesis u ortesis tal como se aclarará de manera adicional.

[0044] Preferiblemente, en una prótesis u ortesis según la invención los medios de reinicio comprenden además un accionador eléctrico para proporcionar energía mecánica para mover el uno o más elementos intermedios del MCM.

[0045] El accionador eléctrico sirve como un medio por el que, por un lado, se puede acumular energía, de modo que se pueda alcanzar un nivel de energía lo suficientemente alto para cambiar el MCM entre un modo de funcionamiento de contacto y un modo de funcionamiento de liberación, y, por otro lado, se puede controlar la sincronización de este cambio.

[0046] En otra forma de realización preferida de una prótesis u ortesis conforme a la invención los elementos intermedios están formados por una pluralidad de rodillos dispuestos entre las dos partes del MCM y los medios de desviación forman una pluralidad de medios de desviación para desviar la pluralidad de rodillos en una pluralidad correspondiente de cuñas formadas en al menos una de las dos partes del MCM.

[0047] Dicha forma de realización de una prótesis u ortesis conforme a la invención tiene la ventaja de que el bloqueo así como el desbloqueo entre las dos partes del MCM se asegura en las situaciones correspondientes, de modo que se obtiene un mecanismo de control de movimiento muy fiable.

[0048] En otra forma de realización adicional preferida de una prótesis u ortesis según la invención la primera parte del MCM se conecta fijamente al primer elemento o es una parte integral de este y un sistema mecánico pasivo o activo se instala directa o indirectamente entre el primer elemento y la segunda parte del MCM.

[0049] Por montura directa se entiende que las partes en cuestión están conectadas entre sí sin partes intermedias, mientras una montura indirecta se entiende como que es una conexión de las piezas afectadas a través de una parte intermedia.

5 **[0050]** En una implementación simple posible dicho sistema mecánico puede ser un sistema mecánico pasivo que consiste en un elemento elástico pasivo.

[0051] En otra posible implementación dicho sistema mecánico es un sistema de accionamiento que puede por ejemplo ser sencillamente un accionador o que puede en otro caso por ejemplo comprender un accionador puesto en serie como un elemento elástico.

10 **[0052]** En esta aplicación un elemento elástico se define como un elemento donde se puede almacenar energía aumentando la tensión en el elemento elástico, por ejemplo por compresión, por extensión, doblándolo o retorciéndolo, y que libera la energía almacenada cuando la tensión acumulada en el elemento elástico disminuye.

15 **[0053]** Una prótesis u ortesis que comprende la combinación del MCM con los medios de reinicio y un sistema mecánico pasivo o activo mencionado anteriormente es muy interesante en lo que se refiere a que se obtienen distintos tipos de interacciones entre el primer elemento y el segundo elemento de la prótesis dependiendo del sentido del par motor aplicado entre el primer y el segundo elemento o el modo de funcionamiento del MCM, es decir el modo de funcionamiento de contacto o el modo de funcionamiento de liberación.

20 **[0054]** En una forma de realización muy preferida de una prótesis u ortesis según la invención el MCM comprende un ensamblaje de rueda libre que incluye una rueda libre y un medio de reinicio, donde la rueda libre comprende dos conductos para cables dispuestos de manera concéntrica, formando la primera parte del MCM y la segunda parte del MCM, una pluralidad de rodillos dispuestos entre dichos dos conductos para cables, formando el uno o más elementos intermedios, y una pluralidad de medios de desviación para desviar la pluralidad de rodillos en una pluralidad correspondiente de cuñas formadas en al menos uno de los dos conductos para cables a fin de transmitir un par motor entre los dos conductos para cables a través de la pluralidad de rodillos cuando los dos conductos para cables estén girando en un sentido de dirección de bloqueo uno respecto al otro y para desacoplar el par motor entre los dos conductos para cables cuando los dos conductos para cables están girando en un sentido de dirección de rueda libre uno respecto al otro, y donde el medio de reinicio se adapta para mover la pluralidad de rodillos hacia fuera de la pluralidad de cuñas a fin de desacoplar el par motor entre los dos conductos para cables cuando los dos conductos para cables estén rotando en el sentido de bloqueo de dirección uno respecto al otro.

25 **[0055]** Esta forma de realización de una prótesis u ortesis según la invención es extremadamente ventajosa, ya que la rueda libre combinada con el medio de reinicio descrito proporciona un MCM muy fiable que es simple.

30 **[0056]** En particular, cuando esta forma de realización de una prótesis u ortesis se ejecuta como una prótesis u ortesis de tobillo y pie, un comportamiento de caminata natural se puede imitar extremadamente bien, mientras la prótesis u ortesis se adapta automáticamente al caminar en inclinaciones diferentes, con velocidades variables o en superficies cambiantes.

35 **[0057]** Sin embargo, la invención no excluye otros tipos de mecanismos para controlar el movimiento de los elementos de la prótesis u ortesis.

40 **[0058]** Según las formas de realización de la presente invención una prótesis de pie y tobillo o en cualquier otro tipo de dispositivo protésico o de ortesis, puede ser de un tipo biónico energéticamente eficiente que utilice el principio de distribución de potencia óptima. La prótesis de pie y tobillo según la invención tienen la ventaja que una fracción grande de energía se puede recuperar al caminar. Además, las formas de realización pueden comprender un accionador eléctrico con un bajo consumo de energía. Una prótesis u ortesis según la invención puede usar ventajosamente un tipo único de accionamiento, a saber, un accionador elástico explosivo (EEA), capaz de suministrar el par motor (± 120 Nm) y la potencia (± 250 W) al tobillo completo solo con un motor de 60 W. Algunas formas de realización de una prótesis u ortesis conforme a la invención pueden comprender un mecanismo de bloqueo extra que aporte ventajas adicionales como una adaptabilidad natural a diferentes velocidades e inclinaciones de marcha y una acumulación de energía mejorada durante una primera postura que implica una reducción superior de los requisitos de potencia del motor a solo 50 W mientras aún es capaz de producir el par motor máximo de salida y la potencia necesaria para caminar.

45 **[0059]** Algunas formas de realización de dispositivos protésicos o de ortesis según la invención forman parte de la clase de dispositivos biónicos propulsores pero usan un tipo único de accionamiento, a saber, el accionador elástico explosivo (EEA). En determinadas formas de realización este tipo nuevo de tecnología de accionamiento consiste en un resorte en serie con un mecanismo de bloqueo colocado en serie con una conexión en serie de un accionador y un resorte, también designado como un de accionador elástico en serie (SEA). Tal mecanismo tiene la ventaja de acoplar o desacoplar el accionamiento eléctrico de la potencia de salida de los dispositivos. Esto presenta implicaciones mayores en los requisitos de potencia de tal sistema y mejora significativamente los problemas de seguridad en las interacciones humano-robot. Los requisitos de par motor del EEA son similares al SEA en un pie biónico. Pero gracias a la capacidad de desacoplamiento del accionamiento de potencia de salida, el motor puede funcionar durante un período de tiempo más largo (normalmente de 2 a 3 veces para un tobillo protésico) y por lo tanto reducir por la misma cantidad sus requisitos de potencia. El AMP-Foot 3 (mostrado en la

Fig. 13) incorpora un mecanismo de bloqueo extra, es decir una rueda libre reiniciable. La adición de este sistema de bloqueo al dispositivo tiene la ventaja de mejorar la acumulación de energía durante la primera fase de la postura y de adaptar naturalmente la prótesis a diferentes velocidades e inclinaciones de caminata.

Descripción detallada de formas de realización ilustrativas

- 5 **[0060]** Con la intención de mostrar mejor las características de la invención, de aquí en adelante, como un ejemplo sin carácter limitativo, se describen algunas formas de realización de una prótesis según la invención, con referencia a los dibujos anexos, donde:
- La figura 1 representa de manera esquemática una primera forma de realización de una prótesis conforme a la invención;
 - 10 – Las figuras 2 a 4 representan de manera análoga otras formas de realización de una prótesis conforme a la invención;
 - La figura 5 es una vista frontal de una rueda libre que se puede usar como un MCM en las formas de realización de una prótesis representada en las Figuras 1 a 4;
 - La figura 6 es una vista en perspectiva de una parte de un medio de reinicio que puede colaborar con la rueda libre de la figura 5;
 - 15 – La figura 7 es una vista en perspectiva de una rueda libre similar con un medio de reinicio;
 - Las figuras 8 y 9 son vistas en corte transversal que ilustran el funcionamiento de la rueda libre y los medios de reinicio de las figuras 6 a 8;
 - La figura 10 ilustra una forma de realización completamente diferente de una prótesis según la invención;
 - 20 – La figura 11 representa a mayor escala la parte indicada por F11 en la figura 10;
 - Las figuras 12 representan otra forma de realización adicional de una prótesis según la invención;
 - La figura 13 ilustra distintas etapas durante un ciclo de marcha;
 - La figura 14 es una representación esquematizada de una prótesis según la invención;
 - La figura 15 caracteriza un movimiento de pie y tobillo durante un ciclo de marcha;
 - 25 – La figura 16 representa otra forma de realización adicional de una prótesis según la invención;
 - La figura 17 ilustra un ensamblaje de accionador explosivo elástico;
 - La figura 18 ilustra el funcionamiento de un mecanismo de bloqueo de cuatro barras de conexión;
 - La figura 19 muestra algunos gráficos de datos medidos durante una prueba con una prótesis según la invención;
 - 30 – La figura 20 muestra esquemas de la prótesis representada en la figura 16;
 - La figura 21 ilustra un ciclo de marcha;
 - Las figuras 22 a 24 representan otros gráficos adicionales; y,
 - La figura 25 es una representación esquematizada de la forma de realización de una prótesis según la invención ilustrada en la figura 16.
- 35 **[0061]** La prótesis 1 según la invención representada esquemáticamente en la figura 1 es una primera forma de realización en una ejecución más bien simple y es sustancialmente de tipo pasivo, salvo algún mecanismo de control de baja energía que requiere un poco de energía que no proporciona la persona que camina.
- [0062]** La prótesis 1 comprende un sistema de articulación en bisagra 2 y se destina para reemplazar funcionalmente una articulación en bisagra de un sujeto humano. En este caso particular la prótesis 1 es una
- 40 prótesis de tobillo y pie 1 para reemplazar el pie y una parte de la parte baja de la pierna de una persona.
- [0063]** El sistema de articulación en bisagra 2 comprende un primer elemento 3 y un segundo elemento 4 que están interconectados para un movimiento de rotación uno con respecto al otro.
- [0064]** Las figuras son solo representaciones esquematizadas y debe quedar claro que en este caso de una prótesis de tobillo y pie 1 el primer elemento 3 representa una parte que falta de la parte baja de la pierna.
- 45 **[0065]** En una ejecución más realista el primer elemento 3 comprendería unos medios de fijación de pierna para unir la prótesis 1 de tobillo y pie a una parte inferior de la pierna de la persona afectada, que sin embargo no se representa en la figura.
- [0066]** El segundo elemento 4 forma un pie artificial 5 que reemplaza el pie que falta de la persona afectada.
- [0067]** En la forma de realización ilustrada en la figura 1 este segundo elemento 4 consiste en un cuerpo único que comprende dos segundas partes de elemento bastante rígidas 6 y 7, que están interconectadas por medio de una parte de interconexión relativamente elástica o conforme 8.
- 50 **[0068]** La segunda parte de elemento 6 se puede considerar como que representa el empeine 9 del pie artificial 5 y la segunda parte de elemento 7 forma una plataforma 10 del pie artificial 5.
- [0069]** Sin embargo, el empeine 9 y plataforma 10 no están interconectadas en el lado frontal 11, es decir en el
- 55 lado 11 que podría considerarse como la posición donde normalmente estarían los dedos.

- [0070] Por el contrario, la parte de interconexión 8 interconecta el empeine 9 y el plataforma 10 en las partes 12 y 13 que forman más o menos el medio del empeine 9 y el plataforma 10.
- [0071] La parte de interconexión 8 ha aumentado dimensiones en su extremos 14 y 15 dónde éste se conecta con el empeine 9 y la plataforma 10 y tiene dimensiones bastante reducidas en la parte intermedia 16.
- 5 [0072] En esa vía, el empeine 9 se conecta con una manera bastante móvil a la plataforma 10 y al ejercer una fuerza en el empeine 9 o un par motor más o menos alrededor del extremo 14 de la parte de interconexión 8, el empeine 9 se gira fácilmente alrededor de dicho extremo 14.
- [0073] Cuando el par motor o fuerza se vuelve a quitar, el empeine 9 vuelve a su posición original.
- 10 [0074] En consecuencia la parte de interconexión 8 se puede considerar como un elemento elástico donde se puede almacenar energía aumentando la tensión en la parte de interconexión 8, es decir por flexión, y que libera la energía almacenada cuando la tensión acumulada en la parte de interconexión 8 vuelve a disminuir, mientras que se vuelve a flexionar para volver a su forma original.
- 15 [0075] La prótesis 1 de la figura 1 comprende además un mecanismo 17 montado entre el primer elemento 3 y el segundo elemento 4 que en esta solicitud de patente está indicado como un mecanismo de control de movimiento (MCM) 17 y que está destinado para controlar el movimiento de rotación entre el primer elemento 3 y el segundo elemento 4.
- 20 [0076] En términos generales el mecanismo de control de movimiento (MCM) 17 comprende una primera parte del MCM 18 y una segunda parte del MCM 19 y uno o más elementos intermedios 20 provistos entre las dos partes del MCM 18 y 19, al igual que el medio de desviación 21 que actúa en este caso en la segunda parte del MCM 19 para empujar los elementos intermedios 20 contra la primera parte del MCM 18.
- [0077] En el caso representado en la figura 1 estos elementos del MCM 17 se han hecho visibles, pero en una forma de realización más realista esta normalmente no sería el caso.
- 25 [0078] Sin embargo, las distintas partes del MCM se ilustran claramente en las Figuras 5 a 9. En este caso particular de la figura 1 el MCM 17 comprende un ensamblaje de rueda libre 22, representado en la figura 5 por ejemplo, que comprende una rueda libre 23 y un medio de reinicio 24, ilustrado por ejemplo en la figura 6.
- [0079] La rueda libre 23 comprende dos conductos para cables dispuestos concéntricamente 25 y 26, es decir un conducto para cables externo 25 y un conducto para cables interno 26, formando respectivamente la primera parte del MCM 18 y la segunda parte del MCM 19.
- 30 [0080] El eje central AA' de la rueda libre 23 corresponde al eje BB' en torno al cual giran el primer elemento 3 y segundo elemento 4 de la prótesis de pie y tobillo 1.
- [0081] Una pluralidad de rodillos 27 está dispuesta entre dichos dos conductos para cables 25 y 26, formando el uno o más elementos intermedios 21 del MCM.
- 35 [0082] La primera parte del MCM 18 formada por el conducto para cables externo 25 está en este caso conectada fijamente al primer elemento 3, pero en otras formas de realización podría por ejemplo ser también una parte integral del primer elemento 3 o estar conectada en una vía elástica al primer elemento 3.
- [0083] La segunda parte del MCM 19 formada por el conducto para cables interno 26 se conecta fijamente al segundo elemento 4, en particular a la segunda parte de elemento 6 que forma también el empeine 9.
- 40 [0084] En otros casos la segunda parte del MCM 19 formada por el conducto para cables interno 26 podría también ser una parte integral del segundo elemento 4 o conectarse de manera elástica al segundo elemento 4.
- [0085] Una pluralidad de elementos de resorte 28 que forman medios de desviación 21 están dispuestos entre la segunda parte del MCM o el conducto para cables 26 y los rodillos 27.
- [0086] El conducto para cables externo 25 que forma la primera parte del MCM 19 tiene forma circular o cilíndrica.
- 45 [0087] El conducto para cables interno 26 que forma la segunda parte del MCM 19 tiene forma no circular o no cilíndrica y está provisto de una pluralidad de protuberancias en forma de cuña 29.
- [0088] En otras formas de realización esta configuración puede por ejemplo invertirse.
- [0089] Los elementos de resorte 28 pretenden desviar la pluralidad de rodillos 27 en la pluralidad correspondiente de cuñas 30 formadas en el espacio entre las protuberancias en forma de cuña 29 en el conducto para cables interno 26 y el conducto para cables externo 25 con forma circular, al menos en un modo de contacto de operación del MCM 17.
- 50 [0090] El medio de reinicio 24 está destinado a cambiar el MCM 17 entre un modo de funcionamiento de contacto y un modo de funcionamiento de liberación.

- [0091]** El medio de reinicio 24 permite una manipulación del uno o más elementos intermedios 19 o rodillos 27 del MCM 17 entre un estado de contacto, donde los rodillos 27 se desvían en el contacto directo con el conducto para cables externo 25, esta situación se ilustra en la figura 8, y un estado liberado, donde los rodillos 27 se colocan en una posición fuera de contacto con el conducto para cables externo en cuestión 25, que se ilustra en la figura 9.
- 5 **[0092]** Como se puede ver de forma más clara desde la figura 6, el medio de reinicio 24 comprende en esta forma de realización una pluralidad de barras 31 entrelazadas rígidamente montadas a fin de habilitar la rotación coaxial con respecto a los dos conductos para cables 25 y 26.
- [0093]** En particular, las barras 31 se montan en distancias regulares entre sí en un elemento con forma de anillo 32 y se extienden en una dirección perpendicular al elemento con forma de anillo 32.
- 10 **[0094]** El elemento con forma de anillo 32 está provisto en un lado con un brazo de palanca 33.
- [0095]** Manipulando el brazo de palanca 33, el elemento con forma de anillo 32 se puede girar con respecto a los conductos para cables 25 y 26 de la rueda libre 22.
- [0096]** Además, cada barra 31 de dicha pluralidad de barras 31 enlazadas rígidamente se extiende en medio de los dos conductos para cables 25 y 26 a fin de hacer fuerza contra un rodillo correspondiente 27 cuando la pluralidad de barras 31 enlazadas rígidamente se gira con respecto a la pluralidad de rodillos 27.
- 15 **[0097]** La Figura 7 ilustra una forma de realización más realista de un ensamblaje de rueda libre 22 conforme a la invención.
- [0098]** La rueda libre 23 del ensamblaje tiene una cubierta circundante 34 y dos brazos de palanca 35 y 36 se extienden desde dicha cubierta 34.
- 20 **[0099]** Una abertura 37 está provista en la cubierta 34 y el brazo de palanca 33 del medio de reinicio 24 se extiende a través de dicha abertura 37.
- [0100]** Tal como se prefiere según la invención, el medio de reinicio 24 comprende además un accionador eléctrico 38, por ejemplo un pequeño servomotor 38 montado sobre la cubierta 34, para proporcionar energía mecánica para mover el brazo de palanca 33 y la pluralidad de rodillos 27.
- 25 **[0101]** Se necesita una fuerza o par motor lo bastante alto para este propósito a fin de empujar los rodillos 27 hacia fuera de las cuñas 30 contra la fuerza de desviación de los elementos de resorte 28 en la rueda libre 23.
- [0102]** La conexión entre el accionador eléctrico 38 y el brazo de palanca 33 se realiza mediante un mecanismo de dispositivo deslizante 39 que comprende un resorte de compresión 40.
- 30 **[0103]** El accionador eléctrico 38 está adaptado para comprimir el resorte 40 de compresión en el mecanismo deslizante 39.
- [0104]** Cuando el par motor entre los dos conductos para cables 25 y 26 es menor que un nivel predeterminado y se comprime el resorte de compresión 40, el mecanismo deslizante 39 mueve la pluralidad de rodillos 27 hacia fuera de la pluralidad de cuñas 30.
- 35 **[0105]** La Figura 8 ilustra una situación donde el MCM funciona en un modo de funcionamiento de contacto, es decir una situación donde el medio de reinicio 24 no se activa para empujar el rodillo 27 hacia fuera de las cuñas 30, mientras que la figura 9 ilustra el modo de funcionamiento de liberación del MCM, es decir una situación donde los rodillos 27 se empujan fuera de las cuñas 30 mediante el medio de reinicio 24.
- [0106]** Por supuesto, no está excluida de la invención la aplicación de un medio de reinicio completamente diferente 24.
- 40 **[0107]** Otro aspecto de la prótesis 1 representada en la figura 1 es que un sistema mecánico 41 está instalado entre el primer elemento 3 y la segunda parte del MCM 19 o el conducto para cables interno 26.
- [0108]** En el caso de la figura 1 dicho sistema mecánico 41 es un sistema mecánico puramente pasivo 41 que consiste en un elemento elástico pasivo único 42, que en la figura está representado por un resorte 42.
- 45 **[0109]** Sin embargo, el elemento elástico pasivo 42 podría ser cualquier otro elemento elástico 42 donde se pueda almacenar energía aumentando la tensión en el elemento elástico, o bien por compresión o por bien extensión, por flexión o por retorcimiento.
- [0110]** El elemento elástico libera la energía almacenada cuando la tensión acumulada en este vuelve a disminuir.
- [0111]** Por lo tanto, el elemento elástico 42 podría ser por ejemplo un cojín de caucho, un balón inflado lleno de aire u otro gas, etcétera.
- 50 **[0112]** Por un lado, el elemento elástico 42 está montado con un extremo 43 directamente en el primer elemento 3, más en particular en una protuberancia 44 en dicho primer elemento 3.

- [0113] Por otro lado, el elemento elástico 42 está instalado con su otro extremo 45 indirectamente en la segunda parte del MCM 19 o en el conducto para cables interno 26, dado que está montado sobre una parte 46 del segundo elemento 4, es decir en una parte que se extiende hacia atrás 46 de la segunda parte del elemento 6, que se conecta fijamente a la segunda parte del MCM 26.
- 5 [0114] El funcionamiento del MCM 17 es de la siguiente manera.
- [0115] Cuando el medio de reinicio 24, en particular las barras 31 del medio de reinicio 24, no interactúan con los elementos intermedios 20 o rodillos 27, el MCM 17 se fija automáticamente en un modo de funcionamiento de contacto por medio del medio de desviación 21 o elementos de resorte 28.
- 10 [0116] Este medio de desviación 21 empuja los elementos intermedios 19 contra la primera parte del MCM 18, es decir el conducto para cables externo 25.
- [0117] En este modo de funcionamiento de contacto el MCM 17 es de tal manera que, por un lado, cuando se aplica un par motor o fuerza relativa entre el primer elemento 3 y el segundo elemento 4 en un sentido de bloqueo U, los rodillos 27 permiten la transmisión del par motor o fuerza entre la primera parte del MCM 18 y segunda parte del MCM 19, es decir los conductos para cables 25 y 26, básicamente sin ningún movimiento relativo entre estas primeras y segundas partes del MCM 18 y 19 o conductos para cables 25 y 26.
- 15 [0118] Por otro lado, cuando se aplica un par motor o fuerza entre el primer elemento 3 y el segundo elemento 4 en el sentido opuesto V, es decir, opuesto al sentido de bloqueo mencionado anteriormente U, mientras el MCM 17 sigue estando en un modo de funcionamiento de contacto, el movimiento relativo sin bloqueo de la primera parte del MCM 18 y la segunda parte del MCM, es decir los conductos para cables 25 y 26, uno respecto al otro se permite esencialmente sin transferir ningún par motor o fuerza sustancial entre las primeras y las segundas partes del MCM 18 y 19 o conductos para cables 25 y 26 en el sentido opuesto en cuestión V.
- 20 [0119] De este modo, el par motor entre los dos conductos para cables 25 y 26 se transmite a través de la pluralidad de rodillos 27 cuando los dos conductos para cables 25 y 26 están girando en un sentido de bloqueo U de dirección uno con respecto al otro y el par motor está desacoplado entre los dos conductos para cables 25 y 26 cuando los dos conductos para cables 25 y 26 están girando en un sentido de dirección de rueda libre V uno respecto al otro.
- 25 [0120] Lo anterior resume el funcionamiento del MCM 17 cuando se establece en un modo de funcionamiento de contacto.
- [0121] Por otro lado, cuando el MCM 17 se pone en un modo de funcionamiento de liberación, el medio de reinicio 24 mueve la pluralidad de rodillos 27 fuera de la pluralidad de cuñas 30 a fin de desacoplar el par motor entre los dos conductos para cables 25 y 26.
- 30 [0122] En consecuencia, en este modo de funcionamiento de liberación, los conductos para cables 25 y 26 pueden girar libremente uno respecto al otro en el sentido de bloqueo U al igual que en el sentido opuesto V.
- [0123] Como sucede en la figura 1 y se prefiere según la invención, el sentido de bloqueo de dirección U del MCM 17 o el ensamblaje de rueda libre 22 corresponde a una rotación de dorsiflexión del segundo elemento 4 o pie artificial 5 con respecto al primer elemento 3.
- 35 [0124] Un movimiento de flexión plantar del primer elemento 3 y segundo elemento 4 uno con respecto al otro corresponde por lo tanto al sentido opuesto V.
- [0125] La Figura 13 ilustra diferentes posiciones A a J de una prótesis de tobillo y pie 1 durante un ciclo de marcha completa.
- 40 [0126] Las etapas A a H corresponden a la denominada fase I de apoyo donde la prótesis 1 está en contacto con el suelo 47 y las etapas I y J representan la fase II de oscilación durante la cual la prótesis de tobillo y pie 1 está fuera de contacto con el suelo 47 y la pierna se arrastra hacia delante para dar el siguiente paso en el siguiente golpe de talón.
- 45 [0127] La Etapa A es la fase de contacto inicial o fase de golpe de talón, donde el talón 48 de la prótesis 1 se pone en contacto con el suelo 47.
- [0128] En esta fase inicial, el MCM 17 de la prótesis 1 según la figura 1 se mantiene en el modo de funcionamiento de contacto.
- [0129] Durante las etapas A a C el segundo elemento 4 o pie artificial 5 se gira hacia afuera desde el primer elemento 3 hacia el suelo 47, hasta que el pie 5 está completamente en el suelo 47, que es la fase C llamada también la fase de «apoyo del pie».
- 50 [0130] En esta parte inicial de la fase I de apoyo se aplica un par motor o fuerza entre el primer elemento 3 y el segundo elemento 4 por la persona en movimiento en el sentido sin bloqueo V.

- [0131] Esto significa que durante esta fase los conductos para cables 25 y 26 pueden moverse libremente uno con respecto al otro, que da como resultado una carga del resorte 42, al menos en el caso de una prótesis 1 según la figura 1.
- 5 [0132] Las etapas C a F representan la fase denominada de flexión dorsal durante la cual el primer elemento 3 que representa la pierna inferior de una persona se lleva hacia delante, es decir el primer elemento 3 se orienta hacia el segundo elemento 4 o pie artificial 5 que sigue en el suelo 47.
- [0133] Durante fase de flexión dorsal, una persona sana, al andar, está suministrando energía que se almacena en los músculos y tendones y el cuerpo se desacelera.
- [0134] En el caso de una prótesis 1 conforme a figura 1 la situación es bastante similar.
- 10 [0135] De hecho, el movimiento de flexión dorsal corresponde a un movimiento durante el cual el par motor entre los conductos para cables 25 y 26 es ejercido por la persona de movimiento en el sentido de bloqueo U, que resulta en un bloqueo de los conductos para cables de movimiento 25 y 26 por los rodillos 27 de la rueda libre 23, que se empujan hacia las cuñas 30 bajo la fuerza ejercida por el medio de desviación 21 o los elementos de resorte 28.
- 15 [0136] En otras palabras, durante esta fase de flexión dorsal el elemento elástico 42 se mantiene cargado mientras la energía se almacena en la parte de interconexión 8 del pie artificial 5, que se dobla durante esta fase.
- [0137] La fase siguiente representada por las etapas F a H es la fase denominada de flexión plantar o fase de impulso, durante la cual el segundo elemento 4 o el pie 5 se impulsa y deja el suelo 47.
- [0138] En el sistema de pie y tobillo de una persona sana la energía almacenada en los músculos durante la fase de flexión dorsal anterior se convierte en energía de movimiento al impulsarse con los dedos y el cuerpo se acelera.
- 20 [0139] En una prótesis 1 según la invención esta se resuelve de nuevo de tal modo que es similar a lo que ocurre en el cuerpo de una persona sana.
- [0140] Durante esta fase de flexión plantar el par motor o fuerza presentes entre los conductos para cables 25 y 26 sigue estando dirigida principalmente en el sentido de bloqueo U, sin embargo en esta fase debido a la flexión de la parte de interconexión 8.
- 25 [0141] La magnitud de dicho par motor o fuerza, sin embargo, disminuye durante esta fase y la energía se devuelve de la parte de interconexión doblada 8 hacia el usuario de la prótesis 1.
- [0142] Durante la fase I de apoyo completo los medios de reinicio no han sido activados, y el MCM 17 se mantuvo en un modo de funcionamiento de contacto, mientras el resorte de compresión 40 se ha cargado con el accionador eléctrico 38.
- 30 [0143] Está claro que solo se necesita una cantidad de energía muy pequeña a fin de cargar el resorte de compresión 40, ya que el resorte 40 se carga durante un periodo de duración considerable.
- [0144] La fase siguiente es la fase de oscilación representada por las etapas I y J durante la cual el pie artificial 5 se gira alrededor del tobillo para devolver el pie 5 a su posición original en un golpe de talón.
- 35 [0145] Al principio de dicha fase de oscilación la parte de interconexión 8 se ha doblada de nuevo a su forma original y ha liberado toda su energía, mientras el pie artificial 5 es del suelo 47 ningún par adicional o fuerza entre el primer elemento y segundo elemento siendo por lo tanto ejercida por el usuario de la prótesis 1.
- [0146] En consecuencia, el único par motor o fuerza restante ejercida entre el primer y el segundo elemento 3 y 4 es proporcionada por el elemento elástico 42 cargado durante la fase de apoyo inicial.
- 40 [0147] En esta situación el resorte de compresión 40 del medio de reinicio 24 supera dicho par motor o fuerza restante, de modo que el medio de reinicio 24 se activa y los rodillos 27 se empujan hacia fuera de las cuñas 30 permitiendo una rotación del conducto para cables externo 25 y del conducto para cables interno 26 uno con respecto al otro en un sentido correspondiente al sentido de bloqueo U.
- [0148] La energía almacenada en el elemento elástico 42 se devuelve y se utiliza para reposicionar el segundo elemento 4 o pie artificial 5 con respecto al primer elemento 3 durante esta fase de oscilación.
- 45 [0149] Está claro que dicha prótesis 1 según la invención funciona de manera muy natural, siendo su gestión de la energía muy similar a lo que ocurre durante un ciclo de marcha en el sistema de pie y tobillo de una persona sana.
- [0150] Además, también se entiende fácilmente que dicha prótesis se adapta automáticamente a diferentes inclinaciones y velocidades de la persona que camina, sin necesidad alguna de un medio de control sofisticado.
- 50 [0151] Otro aspecto importante de dicha prótesis 1 según la invención es que el medio de desviación 21 mantiene los elementos intermedios 20 contra el conducto para cables externo, especialmente durante las etapas C y D, es decir durante la fase de transición donde la carga de elementos elásticos 42 se acaba y se inicia la fase de flexión dorsal y se dobla la parte de interconexión 8.

- [0152] Esto significa que no hay ningún hueco o evento discontinuo entre la carga del elemento elástico 42 y la carga de la parte de interconexión 42, de modo que la prótesis funciona de manera fluida.
- [0153] Un funcionamiento fluido similar se realiza al inicio de la fase de oscilación en la etapa I mediante la activación automática del medio de reinicio 24.
- 5 [0154] La Figura 3 representa una prótesis de pie y tobillo 1 muy similar según la invención que es de nuevo de un tipo considerablemente pasivo.
- [0155] En el caso de la figura 3 la segunda parte del MCM 19 o conducto para cables externo 26 está conectado al segundo elemento 4 por medio de un elemento elástico pasivo 49 que está montado indirectamente sobre la segunda parte del MCM 19 o conducto para cables 26.
- 10 [0156] El elemento elástico 49 está representado de nuevo por un resorte 49 pero podría ser cualquier otra clase de elemento elástico en el que se pueda almacenar energía aumentando la tensión en el elemento elástico, por compresión, por extensión, por flexión o retorcimiento, y que libere la energía almacenada cuando la tensión acumulada disminuya en el elemento elástico.
- [0157] En esta forma de realización, el MCM 17 o ensamblaje de rueda libre 22 dispone de un brazo de palanca 50 que se monta de forma fija en la segunda parte del MCM 19 o conducto para cables 26.
- 15 [0158] El elemento elástico pasivo 49 se instala de manera indirecta en el conducto para cables 26 en el que se conecta con un extremo 51 en el brazo de palanca 50 y con otro extremo 52 en el segundo elemento 4 o pie artificial 5.
- [0159] El pie artificial 5 o segundo elemento 4 está en este caso representado como un único cuerpo homogéneo rígido 4, sin ninguna parte flexible considerable como era el caso en la forma de realización de la figura 1.
- 20 [0160] El segundo elemento 4 puede estar conectado adicionalmente de manera directa con el primer elemento 3 por ejemplo mediante una bisagra 53 a fin de permitir una rotación entre el primer elemento 3 y el segundo elemento 4, sin embargo esta rotación está controlada por el MCM 17 o el ensamblaje de rueda libre 22 mediante la conexión presente entre el brazo de palanca 50 del MCM 17 y el segundo elemento 4 por medio del elemento elástico 49.
- 25 [0161] Otras formas de realización sin una interconexión directa entre el segundo elemento 4 y el primer elemento 3 no están excluidas de la invención.
- [0162] Esta forma de realización de la figura 3 es similar a la forma de realización de la figura 1, ya que el brazo de palanca 50 en la figura 3 se puede considerar como un elemento que es similar a la segunda parte del elemento 6 o la parte que se extiende hacia atrás 46 del mismo en la figura 1, el elemento elástico 49 en la figura 3 es similar a la parte de interconexión 8 de la figura 1 y el pie artificial 5 de la figura 3 es similar a la plataforma 10 de la figura 1.
- 30 [0163] En consecuencia el funcionamiento de la prótesis según la figura 3 es completamente equivalente.
- [0164] No obstante, una ventaja de la forma de realización de la figura 3 es que el elemento elástico 49 se puede dimensionar o adaptar fácilmente.
- 35 [0165] El elemento elástico 49 puede por ejemplo tensarse previamente, esta tensión previa se puede cambiar de manera activa o pasiva al utilizar un accionador pequeño.
- [0166] Las figuras 2 y figuras 4 representan formas de realización alternativas de una prótesis 1 según la invención para las formas de realización representadas respectivamente en las Figuras 1 y 3.
- 40 [0167] En las formas de realización de las figuras 2 y 4 el sistema mecánico 41 montado entre el primer elemento 3 y la segunda parte del MCM 19 o el conducto para cables interno 26 no es un sistema mecánico más pasivo sino que es un sistema de accionamiento activo 54.
- [0168] En el caso de la figura 2, el sistema mecánico activo 41 está instalado en la parte que se extiende hacia atrás 46 del segundo elemento 4, dicha parte 46 está conectada fijamente a la segunda parte del MCM 19 o al conducto para cables interno 26.
- 45 [0169] En el caso de la figura 4, el sistema mecánico activo 41 está instalado entre el primer elemento 3 y el brazo de palanca 50 del MCM 17 que está conectado fijamente a la segunda parte del MCM 19 o del conducto para cables interno 26.
- [0170] En ambos casos el sistema de accionamiento 54 comprende un accionador 55 puesto en serie con un elemento elástico 56.
- 50 [0171] En otras formas de realización resulta posible utilizar exclusivamente un accionador 55.

- [0172] Una ventaja de utilizar dicho sistema de accionamiento 54 es que durante otras etapas del ciclo de marcha, normalmente durante la fase de flexión dorsal, puede almacenarse energía adicional en el elemento elástico 46, al menos siempre que los conductos para cables 25 y 26 estén bloqueados entre sí.
- 5 [0173] Esta energía se puede liberar en otra fase del ciclo de marcha para soportar o empujar activamente al usuario de la prótesis 1.
- [0174] Para liberar la energía en el sistema de accionamiento el MCM 17 puede comprender un dispositivo de bloqueo y desbloqueo opcional, por ejemplo un mecanismo de bloqueo de cuatro barras conectadas.
- 10 [0175] La Figura 14 resume de manera esquemática las formas de realización de las figuras 2 y 4 con el elemento elástico 49 o parte de interconexión flexible 8 que conecta el sistema de accionamiento 54 y el MCM 17 o ensamblaje de rueda libre 22 al segundo elemento 4, que representa un pie.
- [0176] El primer elemento 3, que representa la parte baja de la pierna de una persona se conecta al elemento elástico 49 o parte de interconexión flexible 8 mediante el sistema de accionamiento 54 y el MCM 17 o ensamblaje de rueda libre 22.
- 15 [0177] Se entiende que cuando el MCM 17 o la rueda libre 23 están engranados, el sistema de accionamiento 54 no lleva ninguna carga del elemento elástico 49 o de la parte de interconexión flexible 8.
- [0178] Por lo tanto, el sistema de accionamiento 54 está protegido y tampoco necesita proporcionar energía continua.
- [0179] Cuando el sistema de accionamiento 54 está engranado, este prevalece sobre el MCM 17 o la rueda libre 23 y añade energía extra a la prótesis 1.
- 20 [0180] Un activo interesante de la configuración paralela del sistema de accionamiento 54 y el MCM 17 o un ensamblaje de embrague 22 mostrado en la figura 14 es que es posible tener un sistema de accionamiento altamente eficiente no accionable de manera inversa.
- [0181] En general los accionadores no accionables de manera inversa consisten en un accionador normal conectado a un sistema de transmisión no accionable de manera inversa en serie.
- 25 [0182] Esto lleva a rendimientos muy bajos, mucha fricción en el sistema de transmisión y como resultado de todo ello, a muchas pérdidas de energía.
- [0183] En consecuencia, en dicho sistema el accionador tiene que ser de gran tamaño para superar estas pérdidas.
- [0184] Sobredimensionar el accionador significaría una potencia nominal más alta que es pertinente para su tamaño y peso.
- 30 [0185] Además, la fuente de energía (es decir, la batería en el caso de un accionador eléctrico) en estos casos también tiene que ser mayor, lo que supondría un gran problema en el campo de la robótica ponible (prótesis, exoesqueletos, etc.).
- [0186] Utilizar un MCM 17 tal como se ha descrito anteriormente, en particular un ensamblaje de embrague 22 (con una rueda libre, un embrague de patín u otros tipos de embragues o dispositivos mecánicos) en paralelo al sistema de accionamiento 54 hace que la prótesis 1 no se pueda accionar de manera inversa sin tener que añadir una transmisión no accionable de manera inversa que reduce la eficiencia del sistema.
- 35 [0187] En las formas de realización anteriores de las figuras 1 a 4 el MCM 17 controla un movimiento de rotación en función del par motor o fuerza aplicada a los elementos 3 y 4 de la prótesis 1.
- [0188] Las figuras 10 y 11 ilustran de manera esquemática otra forma de realización de un prótesis de pie y tobillo 1 según la invención, donde el MCM 17 controla un movimiento de transferencia en función de par motor o fuerza aplicada en los elementos 3 y 4 de la prótesis 1.
- 40 [0189] En esta forma de realización el MCM 17 no está formado por un ensamblaje de rueda libre 22, sino que el MCM comprende un tubo 57 con una sección transversal rectangular donde se instala un pistón 58 para un movimiento recíproco.
- 45 [0190] El cilindro 57 y el pistón 58 forman respectivamente la primera parte del MCM 18 y segunda parte del MCM 19.
- [0191] Por un lado, el pistón 58 se conecta al pie artificial 5 por medio de un elemento elástico 59. Por otro lado, un sistema de accionamiento 54 que comprende un accionador 55 montado en serie con un elemento elástico 56 conecta el tubo 57 con el pistón 58.
- 50 [0192] El cilindro 57 está instalado por medio de una bisagra 60 en la protuberancia 44 que se extiende desde del primer elemento 3.

[0193] La pared interna 61 del tubo 57 está provista de protuberancias en forma de cuña 29 y se proporcionan elementos intermedios 20 en forma de rodillos cilíndricos 27 entre la pared interna 61 del tubo 57 y la pared externa 62 del pistón 58.

5 [0194] El medio de desviación 21 en forma de elementos de resorte 28 empuja los rodillos 27 en cuñas formadas entre las protuberancias 29 y la pared externa 62 del pistón 58, al menos en un modo de funcionamiento de contacto del MCM 17.

10 [0195] La prótesis 1 comprende también medios de reinicio 24 que comprenden barras 31 que permiten empujar los elementos intermedios 20 hacia fuera de las cuñas 30. El medio de reinicio 24 no se describe de manera adicional en detalle, pero un experto en la materia entiende cómo dicho medio de reinicio 24 podría fabricarse de manera análoga con los medios de reinicio descritos con respecto a las formas de realización anteriores.

[0196] El MCM 17 de esta forma de realización de una prótesis según la invención funciona de manera bastante similar a las formas de realización anteriores.

15 [0197] En un modo de funcionamiento de contacto del MCM 17, el pistón 58 se bloquea en el tubo 57 cuando se ejercen fuerzas entre el cilindro 57 y el pistón 58 en un sentido de bloqueo U, mientras el pistón 58 puede mover libremente con respecto al cilindro 57 cuando se ejercen fuerzas entre el cilindro 57 y el pistón 58 en el sentido opuesto V.

20 [0198] Cuando los medios de reinicio 24 se activan y los rodillos 27 se empujan hacia fuera de las cuñas 30 el pistón 58 puede moverse en el sentido de bloqueo U con respecto al cilindro 57. De nuevo se obtiene una prótesis 1 donde se puede acumular y liberar energía en el sistema de accionamiento 54 y en el elemento elástico 59 de manera completamente similar a la de las formas de realización anteriores.

[0199] La única diferencia es que el MCM 17 controla el movimiento oscilante de traslación del pistón 58 en lugar de un movimiento de rotación.

25 [0200] La prótesis 1 tiene las mismas ventajas de tener un funcionamiento fluido, ocurriendo el bloqueo y desbloqueo del pistón 58 de manera muy natural y adaptándose la prótesis 1 de manera automática a diferentes inclinaciones y velocidades de caminata.

[0201] La figura 12 ilustra otra forma de realización más de una prótesis 1 según la invención que de nuevo esta provista de un MCM 17 en forma de un ensamblaje de rueda libre 22 así como de un brazo 50 y un sistema accionamiento de palanca 54, como sucedía en la figura 4.

30 [0202] Esta vez, sin embargo, el eje central AA' de la rueda libre 23 no corresponde al eje BB' alrededor de cual rotan el primer elemento 3 y el segundo elemento 4 de la prótesis de pie y tobillo 1.

[0203] El brazo de palanca 50 está instalado de manera giratoria alrededor de una protuberancia 63 del segundo elemento 4.

[0204] El movimiento de rotación del primer elemento 3 alrededor del eje BB' con respecto al segundo elemento se transmite al conducto para cables externo 25 de la rueda libre 23 por medio de un cinturón o cadena 64.

35 [0205] Otros aspectos de la invención son de la siguiente manera.

40 [0206] La FIG. 15 muestra (a) las características de una articulación de tobillo para un sujeto de 75 kg que camina con una cadencia normal: el ángulo del tobillo, el par motor y la potencia vs. el porcentaje de zancada durante un paso. Datos tomados de [Winter]. (b) Características del ángulo-par motor de una articulación de tobillo intacto para un sujeto de 75 kg que camina con una cadencia normal. Datos tomados de [Winter]. Las fases principales de la marcha se señalan como el contacto inicial (IC), pie apoyado (FF), despegue del talón (HO) y despegue de la punta (TO).

45 [0207] Según un análisis sistemático de la marcha de Winter et al., un sujeto caminando con una cadencia normal produce un par motor máximo en la articulación del tobillo de aproximadamente 1,6 Nm/kg de peso corporal en muy poco tiempo ($\pm 0,2$ s para una velocidad de caminata de 1 paso/s), consumiendo así una media de 0,35 J/kg de energía mecánica por paso. A tenor de lo anterior, la potencia generada en el empuje alcanza valores máximos de aproximadamente 3,5 a 4,5 W/kg. Considerando un sujeto de 75 kg se requiere un resultado de par motor máximo de aproximadamente 120 Nm con una potencia de salida de 250 W tal como puede verse en la Fig. 15 (a) y (b). Estos valores próximos se toman por lo general como un criterio para el desarrollo de los dispositivos denominados propulsores. Por lo tanto, a lo largo de las siguientes secciones se utilizarán estos datos como referencia.

55 [0208] En la figura 16 se ilustran las partes principales de la prótesis AMP-Foot 3 de ejemplo. El dispositivo consiste en una parte de pie 4, una parte de pierna 3 y 2 brazos de palanca 35 y 36 que giran alrededor del eje del tobillo BB'. El pie 4 está conectado al brazo de palanca 35 a través de un mecanismo deslizante de manivela compatible. El brazo de palanca 35 y el brazo de palanca 36 se mantienen unidos por medio de una rueda libre reinicial 23. El brazo de palanca 36 está fijado al resorte colocado en serie en el accionador eléctrico que a su vez está fijado a la pierna 3 y, de manera adicional, el brazo de palanca 36 y la pierna están conectados por medio del mecanismo

de bloqueo de enganche de cuatro barras 65. Cuando están bloqueados, la pierna 3 y el brazo de palanca 36 están conectados rígidamente, mientras que cuando están desbloqueados, es el accionador elástico en serie (SEA) el que determina la posición del brazo de la palanca 36 con respecto a la pierna 3. En la parte de pie 4, y más en concreto en el deslizador 66 del mecanismo de manivela deslizante, se encuentran los resortes de flexión plantar (PF) 67 que permiten que la prótesis 1 funcione como un pie de ESR eficiente en modo pasivo (cuando el motor 55 no está activado y el mecanismo de bloqueo de cuatro barras 65 está cerrado). En el ensamblaje de tornillo de bola 68, el resorte de PO 56 está colocado en serie con el accionador eléctrico 55. Este SEA junto con el mecanismo de bloqueo de cuatro barras forman el llamado Accionador Elástico Explosivo (EEA). La principal diferencia con el ensamblaje del AMP-Foot 2 es la rueda libre reiniciable 23 adicional que permite un mayor almacenamiento de energía durante la fase de flexión dorsal del apoyo y una adaptabilidad automática a diferentes velocidades y pendientes. Otras diferencias de diseño son visibles, como el uso de un mecanismo deslizante de manivela en lugar de cables y poleas para alargar el ensamblaje del resorte de PF y la utilización de un resorte de PO de compresión totalmente integrado en comparación con los resortes de tensión colocados de manera externa utilizados en el prototipo del AMP-Foot 2.

[0209] Las figuras 5 a 7 muestran un ejemplo de rueda libre reiniciable 23 según las formas de realización de la presente invención. La figura 5 muestra el brazo de palanca 36 con el mecanismo de piñón libre integrado que consiste en un anillo interno 25 y un anillo externo 26, resortes de tensión previa 28 y 7 cilindros de bloqueo 27. La Figura 6 muestra una palanca 33 provista de 7 barras 31 para desacoplar la rueda libre 23. Esta palanca 33 se puede colocar en medio de dos piñones libres dispuestos de manera simétrica. La figura 7 muestra una perspectiva general de la rueda libre reiniciable 23 ensamblada con brazos de palanca 35 y 36. El desbloqueo se acciona por un servomotor 38 que comprime un resorte 40 en un mecanismo deslizante 39.

[0210] La prótesis AMP-Foot 3 1 proporciona no solo un diseño de accionamiento ventajoso, sino también buenas características de imitación del tobillo y una buena acumulación de energía durante el principio del apoyo junto con una capacidad para adaptarse a diferentes velocidades e inclinaciones al caminar.

[0211] A partir de los datos de referencia [Winter] mostrados en la FIG. 15 se puede ver que las características del ángulo de torsión del tobillo tienen 3 posiciones de reposo diferentes, lo que significa 3 posiciones de ángulo diferentes para las cuales el par motor resultante es cero: una en el contacto inicial (IC) con un ángulo de tobillo de 0°, una segunda poco después de que el pie se estabilice en el suelo (FF) a aproximadamente -5° y la tercera y última al final del apoyo cuando la punta se levanta del suelo (TO) a aproximadamente -20°. El AMP-Foot 2 tiene la capacidad de imitar solo dos de estas posiciones de descanso, es decir, en IC (0°) y TO (-20°). Debido a esto, el AMP-Foot 2 no puede reunir toda la energía de movimiento de su usuario durante la fase inicial de apoyo. Por lo tanto, añadir la posición de reposo adicional en FF tiene el potencial de aumentar la energía almacenada en los resortes de PF. También se sabe que caminar más rápido requiere una mayor longitud del paso y rigidez en las articulaciones [Winter]. De hecho, al aumentar la longitud de la zancada, el ángulo del tobillo en el que el pie se estabiliza también aumenta y, por tanto, la posición de reposo del tobillo evoluciona hasta un valor más bajo. Puede sostenerse un argumento similar para caminar en pendientes. Al caminar cuesta arriba, la fase de flexión plantar entre IC y FF se reduce, por tanto disminuyendo también el ángulo de la segunda posición de reposo en algún punto entre 0° y -5° dependiendo de la pendiente. Por otro lado, la dorsiflexión máxima (aproximadamente en el despegue del talón -HO) aumentará levemente en comparación con la marcha a nivel del suelo. Por el contrario, caminar cuesta abajo aumentará la fase de flexión plantar entre IC y FF, aumentando así el ángulo de posición de reposo. Para realizar estas adaptaciones de forma natural, el brazo de palanca utilizado en la prótesis AMP-Foot 2 se descompuso en dos partes separadas (el brazo de palanca 35 y el brazo de palanca 36) interconectadas mediante un mecanismo con las siguientes características:

- Cuando se acoplan, el mecanismo de bloqueo entre ambas palancas es capaz de resistir las fuerzas y pares motores totales del sistema del de pie y tobillo.
- Los brazos de palanca 35 y 36 se interconectan en la articulación de tobillo BB' con un grado de libertad de rotación.
- Ambas palancas 35 y 36 pueden moverse libremente en una dirección V y se puede bloquear sustancialmente de manera instantánea en la otra dirección U.
- El bloqueo se efectúa en una manera continua y sin ningún contragolpe sustancial, por ejemplo, a diferencia de un mecanismo de trinquete.
- La posición de los dos brazos de palanca 35 y 36 pueden reestablecerse cuando están descargados, antes o durante la fase de oscilación que comprende las etapas I y J.
- El mecanismo es pequeño y ligero.

[0212] Un mecanismo de bloqueo basado en la fricción, al que se le hace referencia como «rueda libre reiniciable» 23, conforme a algunas formas de realización cumple al menos algunos de estos criterios. Un ejemplo de rueda libre reiniciable 23 se muestra en las FIG. 5 a 7. Consiste en 2 ruedas libres reiniciables continuas unidireccionales colocadas entre el brazo de palanca 35 y 36. Este sistema de ruedas libres se basa en el llamado principio de rueda libre que consiste en rodillos de acero accionados por resortes 27 dentro de un cilindro de accionamiento. El giro en una dirección concreta calza los cilindros contra el anillo exterior 25 del sistema, haciéndolo girar al unísono. Al girar en la dirección opuesta, los rodillos de acero 27 simplemente se deslizan dentro del mecanismo permitiendo movimientos separados tanto de los anillos internos como de los externos 25 y 26. Por tanto, una

rueda libre todavía no es reinicial. Para hacer esto, una palanca, conocida como la palanca de reinicio y representada en la figura 6, provista de barras 31 se coloca entre ambas ruedas libres de tal manera que las barras 31 llenan el espacio vacío entre los rodillos de acero 27 y el anillo interior 26. Cuando los embragues están descargados, girar la palanca 33 con respecto al anillo interior 26 empuja los rodillos 27 contra los resortes de tensión previa 28, y por tanto desacopla el embrague 23 permitiendo que gire libremente en ambas direcciones U y V. Es importante tener en cuenta que una desconexión energéticamente eficiente de la rueda libre solo es posible cuando el sistema está descargado. Para asegurar un desacople adecuado, un servomotor 38 en serie con un resorte de compresión 40 en un deslizador 39 está unido a la palanca de reinicio 33 de la rueda libre 23 como se puede ver en la FIG. 7). Durante la marcha (cuando el mecanismo de bloqueo se carga) el resorte 40 se comprime hasta que el servomotor 38 alcanza una posición singular. El principio es nada menos que un Accionador Elástico Explosivo (EEA) a pequeña escala. Al estar el servomotor 38 en una posición singular, no tiene ningún par motor que proporcionar para mantener el resorte 40 comprimido. Una vez que se retira la carga del embrague 23, y puesto que el resorte 40 está comprimido, el bloqueo se desacopla automática e instantáneamente. Esta rueda libre 23 está diseñada para mantener hasta 160 Nm de par motor, que es aproximadamente un 30 % más que el par motor máximo diseñado para el tobillo.

[0213] Durante la primera fase de marcha (de IC a FF), los resortes de PF no se alargan, ya que el brazo de palanca 36 se mueve en su dirección libre con respecto al brazo de palanca 35. En cambio, 2 resortes de tensión pequeños (llamados también resortes de reinicio) se alargan para proporcionar este par motor de dorsiflexión durante esta fase. No obstante, se han colocado topes mecánicos de manera que el máximo ángulo posible entre las 2 palancas 35 y 36 no sería de más de aproximadamente 12°. Esto se ha añadido al sistema para evitar un ángulo de flexión plantar excesivo al principio de una zancada que podría deteriorar la comodidad del usuario. Si por cualquier razón el ángulo de flexión plantar superase este límite, los resortes de PF 67 simplemente se alargarían al crear un par motor de dorsiflexión fuerte que ayudase a la persona amputada a estabilizar el pie. Tan pronto como el movimiento de la pierna 3 cambie de dirección, la rueda libre 23 se acopla y los resortes de PF 67 comienzan a almacenar energía de movimiento de los pasos del usuario.

[0214] De este modo, el mecanismo de embrague reinicial 22 presentado es un mecanismo de bloqueo giratorio continuo de sentido único sin contragolpe con capacidad de soportar las fuerzas y par motores totales del tobillo y la posibilidad de desacoplarse (y reiniciarse) cuando se descarga (al principio de la fase de oscilación). Estas características se ajustan a los requisitos previamente presentados del prototipo de la prótesis AMP-Foot 3 1. El peso del mecanismo de bloqueo es de aproximadamente 0,3 kg.

[0215] La FIG. 17 muestra un ensamblaje de Accionador Elástico Explosivo (EEA) 69. La «rueda libre reinicial» 22 presentada anteriormente también tiene un impacto ventajoso en el dimensionamiento y el diseño del EEA 69 de la prótesis AMP-Foot 3 1. A diferencia del prototipo de prótesis AMP-Foot 2, en el que la energía de movimiento durante la fase inicial de apoyo solo se podía reunir entre ángulos de tobillo de aproximadamente 0° y +10°, tan pronto como la rueda libre 23 se acopla en el FF (según Winter [Winter] a aproximadamente -5° para caminar normalmente en terreno llano) se alargan los resortes PF 67. Esto representa de 4 a 5 J extra que pueden almacenarse en los resortes de PF 67 de los 9 J de energía almacenable durante esta fase de la marcha. Esta ganancia de energía, por lo tanto, no es insignificante. Por lo tanto, de la energía total necesaria para caminar, evaluada en 26 J al integrar la curva de potencia mostrada en la FIG. 15 (a), el accionador 55 del AMP-Foot 3 teóricamente tiene que proporcionar 26 J - 9 J = 17 J. Cuando se considera una velocidad de caminata de aproximadamente 1 paso/s (que es ligeramente más rápido que la cadencia normal), la fase de apoyo dura aproximadamente 0,6 s (66 % de zancada). En consecuencia, la potencia nominal general del motor eléctrico se calcula de la siguiente manera:

$$P = \frac{E_{generada}}{\Delta t} = \frac{17J}{0.6s} = 28.3W$$

Donde P representa la potencia, $E_{generada}$ la energía generada y Δt el lapso de tiempo durante el cual se produce la energía E generada. Según esta estimación, la potencia nominal general del motor eléctrico 55 se reduce a solo 28 W (sin tener en cuenta las eficiencias del motor y de la posible caja de engranajes). Una estimación de las eficiencias del sistema de accionamiento del 60 % nos lleva a una indicación de un posible candidato de alrededor de 50 W. Por ejemplo, puede utilizarse un accionador lineal tal como un tornillo de bola 68 en el sistema de accionamiento. Para este ejemplo, se seleccionó un tornillo de bola 68 con una rosca de 2 mm. Para garantizar un ángulo de flexión plantar correcto cuando despega la punta del pie (TO), el resorte de PO 56 (con una rigidez de $k_{PO} = 180 \text{ Nm/mm}$) debe alargarse $\pm 15 \text{ mm}$ al final del apoyo. Así, la fuerza máxima que actúa sobre el tornillo de bola 68 es $F_{m\acute{a}x.} = 15 \text{ mm} \cdot 180 \text{ N/mm} = 2700 \text{ N}$ (2). Se tuvieron en cuenta las siguientes restricciones de diseño para la elección del tornillo de bola de transmisión del motor:

- Carga axial máxima (resorte): $F_{m\acute{a}x.} = 2700 \text{ N}$
- Deflexión máxima del resorte: $S_{m\acute{a}x.} = 15 \text{ mm}$
- Rosca del tornillo de bolas: $L = 2 \text{ mm}$
- Velocidad del tornillo durante la fase de apoyo: carga entre el contacto inicial (IC) (0 % de la zancada) y el TO (66 % de la zancada) con una velocidad de marcha de 1 paso/segundo.

$$\dot{\theta}_{\text{tornillo}} = \frac{\dot{x}}{L} = \frac{15\text{mm} \cdot 60 \frac{\text{s}}{\text{min}}}{2\text{mm} \cdot 0,66\text{s}} = 682 \text{ RPM}$$

- Velocidad del tornillo durante la fase de oscilación: entre el TO (66 % de la zancada) y el IC (100 % de la zancada)

$$\dot{\theta}_{\text{tornillo}} = \frac{\dot{x}}{L} = \frac{15\text{mm} \cdot 60 \frac{\text{s}}{\text{min}}}{2\text{mm} \cdot 0,34\text{s}} = 1324 \text{ RPM}$$

- 5
- Par motor máximo aplicado en el tornillo: ($\eta_{\text{BS}} = \pm 75 \%$)

$$T_{\text{tornillo}} = \frac{F \cdot L}{2 \cdot \pi \cdot \eta_{\text{BS}}} = \frac{2700\text{N} \cdot 2\text{mm}}{2 \cdot \pi \cdot 0,75} = 1146 \text{ Nmm} = 1.146 \text{ Nm}$$

10 **[0216]** Estos cálculos han desembocado en una configuración que consiste en un motor Maxon ECi-40 (50 W) de 24 V, un una caja de engranajes planetarios de una etapa de 5,8:1 y un tornillo de bolas con una rosca de 2 mm 68. Para asegurar un reinicio satisfactorio del sistema de accionamiento durante la fase de oscilación (aproximadamente 0,3 s), se ha decidido proporcionar al motor un suministro de energía de 15 V. Durante la fase de oscilación, el motor 55 no tiene que ejercer casi ningún par motor. Teniendo esta en cuenta, los cálculos del par motor máximo del motor y la velocidad del motor se muestran en las siguientes ecuaciones:

$$T_{\text{motor, máx.}} = \frac{T_{\text{tornillo}} R}{\eta_{\text{caja de engranajes}}} = \frac{1.146\text{Nm} \cdot 1}{0,87 \cdot 5,8} = 0.227 \text{ Nm}$$

$$\dot{\theta}_{\text{motor, máx.}} = \frac{\dot{\theta}_{\text{tornillo}}}{R} = 7680 \text{ RPM}$$

15 **[0217]** Tal como se muestra en la FIG. 17, el resorte de compresión de PO 56 está montado entre el motor 55 y la tuerca del tornillo de bolas 68. Este ensamblaje es diferente al utilizado en la prótesis AMP-Foot 2. Su ventaja es su compactibilidad y su seguridad en caso de fallo mecánico. Por tanto, el EEE 69 aún no está completo. Se necesita un mecanismo de bloqueo adicional 65 para desacoplar el accionador del dispositivo. Este mecanismo de bloqueo 65 se coloca en la pierna 3 y fija el brazo de palanca 36 a la pierna cuando se desea. Al caminar durante la fase inicial de apoyo, el mecanismo de bloqueo 65 está cerrado. Como resultado de esto, el brazo de palanca 36 se fija a la pierna 3 y solo el resorte de PF 67 influye en la articulación de tobillo. Durante ese tiempo, la prótesis AMP-Foot 3 actúa como un pie ESR pasivo eficiente. Paralelamente, el accionador lineal comprime el resorte de PO 56. Pero dado que la palanca está fijada a la pierna 3, esto no tiene impacto en la cinemática o la dinámica del tobillo. En el momento del impulso del talón, se desactiva el mecanismo de bloqueo 65, liberando de este modo la energía almacenada en el resorte de PO 56 y transmitiéndola a la articulación del tobillo. El efecto de esta liberación es una rotación repentina en el sentido de las agujas del reloj (de acuerdo con los esquemas de la figura 16) del brazo de palanca 36 que alarga aún más el resorte de PF 67 y proporcionado de este modo impulso a la persona amputada. Entre el despegue del talón y el despegue de la punta del pie, el motor 55 continúa tirando del resorte del PO 56, actuando esta vez como un SEA entre la pierna 3 y el pie 4. Tan pronto como comienza la fase de oscilación, la prótesis completa se somete a un reinicio de hardware para prepararse para un nuevo paso.

[0218] De manera similar a la prótesis AMP-Foot 2, las cualidades deseables para este mecanismo de bloqueo 65 son las siguientes:

- 35
- La posición de bloqueo de la palanca 36 con respecto a la pierna 3 es preferiblemente la misma para cada paso.
 - El mecanismo de bloqueo 65 puede soportar fuerzas y pares motores muy altos.
 - El desbloqueo del mecanismo se puede desacoplar de manera pasiva o mediante un accionador externo (es decir, un servomotor).
 - El desbloqueo del mecanismo se puede realizar cuando soporte su carga máxima.
- 40
- El desbloqueo del mecanismo puede realizarse con un bajo consumo de energía.

Dado que el bloqueo de enganche de cuatro barras 65 utilizado en la prótesis AMP-Foot 2 ha mostrado buenos resultados, se utilizó el mismo mecanismo 65. Sin embargo, para demostrar que el desbloqueo puede ocurrir con un mínimo de energía, se eligió hacerlo de forma pasiva, al golpear un tope mecánico 73 al caminar. Por supuesto, esta posición de desbloqueo depende por tanto del ángulo en el que se coloque el tope mecánico 73. Para el

concepto, este tope mecánico 73 solo se puede adaptar de manera manual. En el caso de un producto más elaborado, puede ser interesante incluir un accionador de baja potencia (no accionable de manera inversa) para cambiar la posición del tope mecánico 73 entre los pasos en función de la velocidad y la pendiente de la marcha. En la Fig. 18, el mecanismo de bloqueo de enganche de cuatro barras 65 se muestra en 2 posiciones diferentes. La figura 18(a) muestra el mecanismo de bloqueo 65 en una configuración cerrada. La figura 18(b) muestra el mecanismo de bloqueo 65 en una configuración abierta. El enganche de cuatro barras 65 está hecho por el brazo de palanca 36 (AD), la pierna 70 (AB) y 2 barras 71 y 72 (BC y CD).

[0219] En el prototipo AMP-foot 3, se colocó este mecanismo de bloqueo 65 en el pie 4 (mientras seguía unido a la pierna 3). Este diseño se elaboró a fin de reducir la altura de adaptador de la prótesis 1 y para hacer posible desbloquear el enganche de cuatro barras 65 en una posición singular al golpear el punto C (FIG. 18) en un tope mecánico 73 moviendo la pierna 3 hacia delante. Pueden encontrarse más detalles sobre el principio de funcionamiento de dicho mecanismo de bloqueo 65 en Cherelle et al., «The amp-foot 2.1: actuator design, control y experimentos con un amputee», en *Robotica* (aceptado para la publicación) 2013.

[0220] La FIG. 13 muestra las fases de la marcha con la prótesis AMP-Foot 3. En el contacto inicial (IC) (A), el motor 55 comienza comprimiendo el resorte de PO 56 cargando de este modo el EEA 69. Esto continúa hasta que el mecanismo de bloqueo de cuatro barras 65 se desbloquea al empujar su posición singular contra un tope mecánico 73. Durante este mismo periodo el movimiento de la pierna 3 comprime los resortes de PF 67 que proporcionan al usuario la potencia de par motor necesaria durante la primera fase de apoyo. Del IC al FF (etapas A a C) la rueda libre 23 no restringe el movimiento de la pierna 3 con respecto al brazo de palanca y los fija en el momento en que la fase de dorsiflexión se acopla (del FF al HO aprox.). Cuando ocurre el impulso (PO), la energía almacenada en el resorte de PO 56 se introduce en la prótesis de tobillo 1 proporcionando una potencia y par motor máximos a la persona amputada. En el despegue de la punta del pie, el par motor vuelve a una magnitud de cero, y cuando el pie se eleva del suelo 47, la prótesis 1 se reestablece para prepararse para un nuevo paso.

[0221] De manera similar a la prótesis AMP-Foot 2, el control de la prótesis AMP-Foot 3 se divide en dos capas; el control de nivel alto y el de nivel bajo. El control de nivel bajo puede consistir en reguladores que envían órdenes a la sección de potencia del motor de DC sin escobillas, mientras que el control de nivel alto puede detectar el estado de la prótesis y la intención del usuario. Para el control de nivel bajo, se ha utilizado un accionador maxon ESCON, proporcionando una regulación de PID en curso. El controlador de nivel alto de la prótesis AMP-Foot 3 es una máquina de estado que determina las fases de la marcha de un sujeto en función de los contactos del tacón y la punta. Estas fases son contacto inicial (IC), pie apoyado (FF), despegue del talón (HO) y despegue de la punta (TO), tal como se muestra en la FIG. 13. Cada una de estas fases corresponden a una combinación concreta de contactos de tacón y de punta detectados por medio de resistores de detección de fuerza (FSR). La siguiente tabla muestra las 4 fases en función de esta información de disparador.

TABLA 1
DISPARADORES DE FSR DE LA MÁQUINA
DE ESTADO

Fase	Contacto del talón y la punta	
HS a FF	1	
FF a HO	1	
HO a TO	0	1
Oscilación	0	0

[0222] Tan pronto como el talón toca el suelo (IC), hasta el momento en el que los dedos se elevan del suelo (TO), la máquina de estado detecta que la prótesis está en la fase de apoyo y el motor 55 comienza a comprimir el resorte de PO 56 cargando por tanto la flecha del EEA 69. Esto continúa hasta que el mecanismo de bloqueo de cuatro barras 65 se desbloquea al empujarlo fuera de su posición singular contra un tope mecánico 73. Durante este mismo periodo el movimiento de la pierna comprime los resortes de PF 67 (flecha) proporcionando al usuario la potencia de par motor necesaria durante la primera fase de postura. Del IC al FF la rueda libre 23 no restringe el movimiento de la pierna 3 con respecto al brazo de palanca 36 y los fija en el momento en el que la fase de dorsiflexión se engrana (de FF a HO aprox.). Cuando ocurre el impulso (PO), la energía almacenada en el resorte de PO 56 se introduce en la prótesis de tobillo 1 (flecha) proporcionando un par motor máximo y una potencia de salida a la persona amputada. En el despegue de la punta regresa a la magnitud cero permitiendo que la rueda libre 23 se reinicie. Entre el TO y un IC nuevo, se detecta la fase de oscilación en la que la prótesis AMP-Foot 3 se reinicia y se trae de nuevo a la posición inicial para experimentar un nuevo paso.

[0223] La potencia del controlador de nivel alto se introduce después en el controlador de nivel bajo. De este modo, el control no es adaptable a la velocidad de la marcha del usuario o a la pendiente del terreno. Para estos ejemplos, se ha implementado una detección de caminata apropiada y una función de inicio/paro para permitir una manera de andar natural, abrir puertas, dar un paso atrás si es necesario, y muchos otros supuestos de la vida diaria. Por defecto, el accionamiento eléctrico está desactivado. Si el usuario comienza a caminar, el controlador detecta el

patrón de caminata. Después de 2 pasos completados el motor 55 proporciona impulso a la persona amputada. Si el patrón de caminata cambia o se para, el controlador detecta inmediatamente que el usuario ha parado de caminar y desactiva el motor. Dado que el AMP-Foot es un pie que almacena y devuelve energía eficiente cuando el motor 55 se desactiva, sigue permitiendo una movilidad natural cuando no se necesita ningún impulso.

5 A continuación, se presentan los datos recogidos al analizar el AMP-Foot 3 con una persona amputada. Un sujeto masculino amputado con una amputación transfemoral derecha participó en los experimentos y dio su consentimiento informado y por escrito. Un vídeo corto está disponible en <https://www.youtube.com/watch?v=JrSQFM7nlwU>.

10 **[0224]** La prótesis AMP-Foot 3, tal como se muestra en la FIG. 16, se evaluó con el Sr. A., una persona con amputación transfemoral. Para completar el pie protésico, el único sujeto que se ha sometido a un ensayo clínico ha estado utilizando su propia prótesis de rodilla, una rodilla Mach de Ossur. En este experimento, al Sr. A. se le pidió caminar a una velocidad de elección propia en una cinta de andar (un suelo nivelado y con una pendiente ascendente de 4°) mientras se registraron los datos en una tarjeta SD. Los sensores utilizados para registrar los datos se enumeran en la siguiente tabla.

Sensor	Medición
Celda de carga	Fuerza que actúa en el resorte de PF
Resistencias de detección de fuerza (FSR)	Contacto del talón y la punta
Codificador magnético 1	Ángulo entre la pierna y el pie
Codificador magnético 2	Ángulo entre el brazo de la palanca y el pie

15 **[0225]** La FIG. 19 muestra datos de una marcha en suelo nivelado y cuesta arriba con la prótesis AMP-Foot 3. (a) Ángulo del brazo de la palanca y el tobillo en función del tiempo al caminar en un suelo nivelado. (a) Ángulo del brazo de la palanca y el tobillo en función del tiempo para una pendiente ascendente de 4°. (c) Par motor del tobillo en función del tiempo al caminar en un suelo nivelado. (d) Par motor de tobillo en función del tiempo para una pendiente ascendente de 4°. (e) Característica del ángulo de torsión del tobillo al caminar en un suelo nivelado. (f) Característica del ángulo de torsión del tobillo para caminar en una pendiente ascendente de 4°. En la Fig. 7, se presentan los datos de una marcha en un suelo nivelado (a, c y d) y en una pendiente de 4° (b, d y f) a la misma velocidad de elección propia de aproximadamente 4,5 km/h con el AMP-Foot 3. Estos gráficos muestran el ángulo del tobillo y el ángulo del brazo de la palanca en función del tiempo, el par motor en función del tiempo y la característica del ángulo de torsión del tobillo de los datos de tiempo correspondientes. La potencia de par motor se calcula en función de la fuerza que actúa sobre el resorte de PF y la información del codificador. Este conjunto de datos se registró cuando el sujeto comenzó a caminar. Por lo tanto, se puede ver que durante los dos primeros pasos, la prótesis no proporciona ninguna fuerza propulsora, pero aún así actúa como un pie ESR eficiente. Esto se debe a que el controlador de alto nivel tiene que detectar 2 secuencias de caminata completas antes de permitir el accionamiento de la prótesis. Durante estos 2 primeros pasos, no se proporciona ningún impulso a la persona amputada, pero aún así el resorte de PF actúa en el sistema y, por lo tanto, proporciona una potencia de par motor alta de entre 60 y 70 Nm. Esto es una ventaja interesante para un pie protésico. En caso de un fallo de alimentación (o cualquier otro tipo de fallo en el funcionamiento), la prótesis puede seguir utilizándose en su modo pasivo y debido a su articulación articulada se siente más cómoda que la mayoría de pies protésicos rígidos. Además, el EEE es intrínsecamente seguro porque el accionamiento eléctrico está detrás de un mecanismo de bloqueo. Al final de ambos experimentos, también puede apreciarse que la prótesis deja de proporcionar empuje inmediatamente cuando la persona amputada deja de caminar.

20 **[0226]** También se puede ver que los ángulos del brazo de palanca y el tobillo se siguen entre sí. Debido a la holgura en el sistema, pueden ocurrir algunas diferencias, especialmente cuando la potencia del par motor del tobillo es alta. Por el contrario, los siguientes pasos presentan una deflexión de resorte de PO y después de desbloquear el mecanismo de cuatro barras, una diferencia para el brazo de palanca y el ángulo del tobillo. En general, se puede ver que las características del ángulo de torsión del tobillo para ambos experimentos de la caminata presentan un bucle similar a los datos de referencia, lo que indica que se genera energía al caminar. Tal como se esperaba, se producen algunas diferencias entre caminar en un suelo nivelado y en una pendiente ascendente de 4°. En el conjunto de datos para caminar sobre un suelo nivelado en la FIG. 19(a) es evidente que el ángulo de reposo del tobillo es de aproximadamente -6°. La razón de esto es porque los zapatos utilizados tienen un tacón de aproximadamente 1 cm de altura. Debido a la rueda libre reinicial, la prótesis se adapta de manera natural a la pendiente al caminar. El resultado de esto es un desplazamiento a la derecha de unos pocos grados tal como se puede ver en la FIG. 19(f) en comparación con la FIG. 19(e). De hecho, cuando el talón golpea el suelo al caminar cuesta arriba, el ángulo de flexión plantar antes de alcanzar el pie apoyado, en este caso, es 3° más pequeño en comparación con caminar en un suelo nivelado; una media de -8° al caminar cuesta arriba en comparación con -11° al caminar en un suelo nivelado. También se puede ver que el ángulo máximo de dorsiflexión antes de que se produzca el impulso alcanza aproximadamente 15° (al caminar cuesta arriba) en lugar de 11° (al caminar en un suelo nivelado) y que el ángulo máximo de flexión plantar antes del impulso alcanza aproximadamente -16° (al caminar cuesta arriba) en lugar de -18° (al caminar en un suelo nivelado). Debido a que

el controlador de alto nivel aún no está programado para caminar en pendiente, la potencia del par motor de aproximadamente 125 Nm en el momento del impulso sigue siendo la misma para ambos experimentos.

[0227] Con estos experimentos de ejemplo, se muestra la capacidad de la prótesis AMP-Foot 3 de proporcionar impulso a su usuario y de adaptarse de manera natural a diferentes inclinaciones.

5 **[0228]** FIG. 16 muestra el diseño de ejemplo de la prótesis AMP-Foot 3. Se utilizan dos mecanismos de bloqueo 65 y 22 para mejorar la acumulación de energía del dispositivo 1 en comparación con su predecesor, la prótesis AMP-Foot 2. También, a diferencia del prototipo anterior, no se utilizó ningún cable. En su lugar, se eligió un mecanismo de manivela deslizante 74 compatible para transmitir las fuerzas de propulsión y pares motores al tobillo del dispositivo.

10 **[0229]** Una ventaja de las formas de realización según la presente invención es la implementación del «principio de distribución óptima de la energía» en un pie protésico, por ejemplo a fin de recuperar tanta energía como sea posible al caminar y para incorporar un accionador eléctrico con un consumo de energía minimizado. La potencia de emitir requerida se puede disminuir de manera significativa utilizando el principio de Accionamiento Elástico Explosivo. A diferencia de un SEA regular, la potencia del par motor se puede proporcionar durante un periodo de tiempo más largo, disminuyendo por tanto la velocidad del accionamiento eléctrico, y en consecuencia sus necesidades de potencia.

[0230] Obviamente, los predecesores del AMP-Foot 3 son el AMP-Foot 2. Pero el nuevo prototipo no es solo un rediseño. El AMP-Foot 3 puede haber mejorado los mecanismos, la funcionalidad y haber reducido la potencia requerida, lo cual se puede conseguir al añadir un nuevo mecanismo de bloqueo extra al sistema.

20 **[0231]** La FIG. 20 muestra un esquema del prototipo de AMP-Foot 3. El dispositivo consiste en 4 cuerpos girando alrededor de un eje común (el eje de tobillo - punto C), es decir la pierna, el pie y dos brazos de palanca (representados como los brazos de palanca 1 y 2). El motor, la caja de engranajes y el ensamblaje de tornillo de bolas se pueden fijar a la pierna.

[0232] El sistema también puede comprender 2 conjuntos de resortes: un conjunto de resortes de flexión plantar (PF) y uno conjunto de resortes de empuje (PO). El conjunto de resortes de PF se coloca entre el pie y el deslizador de un mecanismo de manivela deslizante (punto A') y se utiliza para almacenar y liberar energía de movimiento. El brazo de palanca 1 representa la manivela de este último mientras la varilla de conexión se coloca entre la palanca (punto B') y el deslizador (punto A'). Es a través de este mecanismo de manivela deslizante compatible que las fuerzas de la pierna y el motor se transmiten al pie. Un mecanismo de enganche en lugar de un sistema de cables y poleas, tal como se utiliza en el AMP-Foot 2, puede mejorar la fiabilidad del sistema. El resorte de impulso, por otro lado, se coloca en un tubo entre el ensamblaje de tornillo de bolas del motor y un punto fijo (D) en el brazo de la palanca 2. El AMP-Foot 3 puede almacenar energía de movimiento en los resortes de PF, mientras que un accionador de baja potencia comprime los resortes de PO sin afectar a la articulación del tobillo. Cuando se necesita el impulso, la energía almacenada en el resorte PO se libera y se añade a la energía almacenada en el conjunto de resortes de PF. Esta repentina adición de energía se introduce de este modo en la articulación de tobillo y, proporciona por tanto las fuerzas de propulsión y los pares motores deseados al caminar. Tal como se ha mencionado, el AMP-Foot 3 utiliza 2 mecanismos de bloqueo. El mecanismo de bloqueo 1 es un sistema de rueda libre reinicial que proporciona una conexión de rueda libre unidireccional entre los dos brazos de palanca. Este mecanismo de bloqueo se utiliza para maximizar la energía de movimiento almacenada durante la mitad del apoyo en comparación con el AMP-Foot 2. Una segunda ventaja de este mecanismo de bloqueo es una mejor imitación de las características de la marcha humana al permitir un cambio en la posición de reposo del resorte de PF después de que el pie se estabilice y el tobillo entre en su fase de dorsiflexión. El mecanismo de bloqueo 2 proporciona una conexión rígida entre la pierna y el brazo de la palanca cuando el accionamiento eléctrico introduce energía en el sistema. En comparación con el utilizado en el AMP-Foot 2, su función es desenganchar el accionador eléctrico de la articulación del tobillo al cargar el resorte de PO. En el texto se proporciona más información sobre los principios de funcionamiento de los mecanismos de bloqueo. Para mantener una notación coherente a lo largo del artículo, los símbolos y nombres utilizados en la FIG. 16 y 20 se describen como:

L_1 = distancia entre eje de tobillo (C) y el punto B'

L_2 = distancia entre el punto A' y el punto B'

50
$$L_3 = \sqrt{(L_1 + L_2)^2 - h^2} \quad (1)$$

h = distancia entre eje de tobillo (C) y el origen O.

L_4 = distancia entre eje de tobillo (C) y el punto D

θ = ángulo entre el pie y la pierna

ξ = ángulo entre el brazo de palanca 1 y 2

55 α_0 = ángulo entre el brazo de palanca 1 y el pie cuando la manivela no está cargada

$$\alpha = \theta + \xi = \text{rotación del ángulo del brazo de palanca 1} \quad (2)$$

ψ = ángulo entre el brazo de palanca 1 hasta la barra de conexión

Φ = ángulo entre la barra de conexión y el dispositivo deslizante
 k_{PF} = dureza del ensamblaje de resorte de flexión plantar
 k_{PO} = rigidez del resorte de impulso F_v = fuerza ejercida por el resorte de flexión plantar
 = par motor aplicado a la articulación de tobillo

5 **[0233]** Una descripción detallada del comportamiento del AMP-Foot 3 usando el principio de distribución óptima de energía se proporciona al ilustrar un ciclo de marcha completo. Para hacerlo, el ciclo de marcha se divide en sus 5 fases principales (mostradas en la FIG. 21):

- Fase 1: de contacto inicial (IC) al pie apoyado (FF).
- Fase 2: de FF al despegue del talón (HO).
- 10 Fase 3: en el despegue del talón (HO).
- Fase 4: del HO al despegue de las puntas (TO).
- Fase 5: fase de oscilación.

15 **[0234]** El ciclo de marcha comienza con una flexión plantar controlada del contacto inicial (IC) hasta el pie apoyado (FF) producida por músculos como el Tibialis Anterior. Esto va seguido de una fase de dorsiflexión controlada que finaliza en impulso de despegue del talón (HO) durante el cual los músculos de la pantorrilla generan fuerzas propulsoras. Al final del apoyo, el par motor producido por el tobillo disminuye hasta que la pierna entra en la fase de oscilación con el despegue de la punta (TO). Una vez que la pierna se engrana en la fase de oscilación, el pie se restablece para prepararse para un paso nuevo. El principio de trabajo del dispositivo protésico durante cada fase se explica a continuación.

20 Fase 1: De IC a FF

[0235] Se inicia un paso tocando el suelo con el talón. Durante esta fase el pie gira con respecto a la pierna, hasta que el 0 alcanza aproximadamente -5° . Durante esta fase el brazo de palanca 2 se fija a la pierna. La rueda reinicial de sentido único colocada entre la palanca 1 (señalada como L1) y 2 (señalada como L4) permite que la pierna se mueva hacia atrás (hasta un máximo de 12°) sin mover el brazo de palanca 1. Por lo tanto 4, siendo el ángulo entre el brazo de palanca 1 y 2, aumenta. El pequeño par motor negativo requerido en esta fase es proporcionado por dos pequeños resortes de tensión unidos entre la pierna y el pie (no mostrados en la figura). Dado que el rango de movimiento es pequeño (unos pocos grados) y la tensión previa de estos pequeños resortes de tensión es alta, su característica de par motor es altamente lineal y por lo tanto se pueden modelar como un resorte de torsión con una rigidez de $k_T = \pm 50 \text{ Nm/rad}$. El par motor se calcula luego como: $T_A = k_T \theta$. Durante este periodo el accionamiento eléctrico comienza a cargar el resorte de PO. Puesto que el motor está unido a la pierna y el brazo de palanca está bloqueado en la pierna, el resorte de PO se carga sin proporcionar un par motor a la articulación de tobillo. Por lo tanto a la prótesis no le afectan las fuerzas generadas por el accionador.

[0236] De (FF) al despegue del talón (HO):

35 Cuando el pie se estabiliza en el FF, la pierna se mueve de aproximadamente $\theta = -5^\circ$ a $\theta = +10^\circ$. Una vez que la pierna comienza a moverse en esta dirección, la rueda libre reinicial se engrana instantáneamente, fijando de este modo el brazo de palanca 1 al brazo de palanca 2 (que a su vez se fija a la pierna debido al segundo mecanismo de bloqueo). Debido a esto, los dos resortes de tensión alargados previamente en la fase 1 se fijan y, por lo tanto, ya no proporcionan ningún par motor a la articulación del tobillo. Se puede decir que su acción se elimina del sistema (mientras todavía están alargados). Estos resortes permanecerán en este estado hasta que el mecanismo de rueda libre se desacople al comienzo de la fase de oscilación. La energía almacenada en estos resortes servirá para restablecer la prótesis de tobillo y pie. La palanca sigue el movimiento de la pierna y el par motor se genera en la articulación del tobillo al accionar el mecanismo de manivela deslizante compatible. Mover la pierna hacia delante alarga los resortes de flexión plantar (PF).

40 Gracias al uso del mecanismo de bloqueo 1, la energía de movimiento se almacena en los resortes de PF tan pronto como el tobillo entra en dorsiflexión a aproximadamente -5° (dependiendo del patrón del andar del usuario). Esto corresponde en promedio a un almacenamiento de energía adicional de entre 5 y 10 J en comparación con el AMP-Foot 2 en el que la energía de movimiento de la fase media de apoyo solo se puede almacenar a partir de 0° . Durante esta fase, en función de la FIG. 10 el par motor en el tobillo viene dado por la ecuación

50
$$T_A = L_1 \cdot |\overline{AA'}| \cdot k_\phi \cdot \rho \cdot \cos \phi \cdot \sin \Psi$$

donde

$$\sin \psi = \sqrt{1 - \left(\frac{C\vec{B}' \cdot B'\vec{A}'}{L_1 L_2} \right)^2}$$

$$\vec{OA} = (-L_3, 0)$$

$$\vec{OB} = (-L_1 \sin \alpha_0, h - L_1 \cos \alpha_0)$$

$$\vec{OC} = (0, h)$$

$$O\vec{A}' = (-L_1 \sin (\alpha_0 - \alpha) - \sqrt{L_2^2 - (h - L_1 \cos (\alpha_0 - \alpha))^2}, 0)$$

$$O\vec{B}' = (-L_1 \sin (\alpha_0 - \alpha), h - L_1 \cos (\alpha_0 - \alpha))$$

$$A\vec{A}' = L_3 - L_1 \sin (\alpha_0 - \alpha) - L_2 \cos \phi$$

[0237] Durante esta fase el motor sigue introduciendo energía en el sistema al cargar el resorte de PO sin afectar al comportamiento del dispositivo.

[0238] En el despegue del talón (HO):

10 Dado que el ángulo entre el resorte de PO y el brazo de palanca se fija en 90° , el par motor ejercido por el resorte de PO (sin tensión previa) en el brazo de palanca viene dado por $T_{EEA} = k_{PO} \cdot l_2 \cdot L_4$, con T_{EEA} representando el par motor aplicado al brazo de palanca 2 por el EEA y l_2 la compresión del resorte de PO.

15 El par motor T_A ejercido por el resorte de PF en el brazo de palanca 1 viene dado por una ecuación expuesta anteriormente. En el momento del HO, el mecanismo de bloqueo 2 se desbloquea y toda la energía que se almacena en el resorte de PO se introduce en el sistema. Dado que el $T_A < T_{EEA}$, los resortes de PF y HO tienden a girar el brazo de palanca con un ángulo χ hasta una nueva posición de equilibrio. En otras palabras, el T_A y el T_{EEA} evolucionan respectivamente a nuevos valores, T'_A y T'_{EEA} , de modo que $T'_A = T'_{EEA} = T'$ con $T' > T_A$ y $T' < T_{EEA}$. El par motor en el tobillo se calcula entonces de acuerdo con la ecuación para el T_A anterior, teniendo en cuenta el ángulo adicional χ . En otras palabras $(\alpha_0 - \alpha)$ se convierte en $(\alpha_0 - \alpha - \chi)$.

20 **[0239]** El efecto de esto es un aumento prácticamente instantáneo en el par motor y una disminución en la rigidez de la articulación del tobillo. Esto se muestra en la figura 11, que representa la característica de ángulo de torsión de un tobillo intacto según el análisis de marcha realizado por Winter y del comportamiento simulado del AMP-Foot 3. El área sombreada representa la energía extra que se puede almacenar gracias al uso del mecanismo de bloqueo 1 en comparación con el prototipo AMP-Foot 2. Esta área representa aproximadamente 5 J.

25 **[0240]** De HO al despegue de la punta (TO):

En la fase última de apoyo, el par motor disminuye hasta que el despegue de la punta (TO) ocurre en $\theta = -20^\circ$. Dado que la flexión plantar y los resortes de impulso de impulso están ahora conectados en serie, la posición de reposo del sistema ha cambiado según el alargamiento y la longitud en reposo del resorte de PO. Como resultado de esto, se fija una nueva posición de equilibrio en aproximadamente $\theta = -20^\circ$. El accionador sigue funcionando durante esta fase.

30 **[0241]** Fase de oscilación:

Después del TO, la pierna entra en la llamada fase de oscilación, donde el sistema entero se reinicia, que incluye un mecanismo de bloqueo 1. A continuación se explicará cómo se consigue. Mientras el motor gira en la dirección opuesta para devolver el mecanismo de tornillo de bolas de nuevo a su posición inicial, los resortes de tensión 2 utilizados en la fase 1 se reactivan y su energía almacenada se utiliza para ajustar θ de nuevo a 0° y para cerrar el mecanismo de bloqueo de enganche de cuatro barras (mecanismo de bloqueo 2). En este momento, el dispositivo está listo para emprender un paso nuevo.

35 **[0242]** Un sujeto de 75 kg caminando con una cadencia normal (en un suelo nivelado) produce un par motor de articulación máximo de aproximadamente 120 Nm en el tobillo [Winter]. Esto se ha tomado como un criterio. Además, una articulación de tobillo tiene un rango de movimiento de aproximadamente $+10^\circ$ en una dorsiflexión máxima hasta -20° en una flexión plantar máxima. Por lo tanto, se ha elegido un rango de movimiento de -30° a $+20^\circ$ para que el sistema coincida con los requisitos de la anatomía de tobillo. El pie está hecho para coincidir un tamaño europeo entre 41 y 45 con una altura de tobillo de aproximadamente 80mm. En la FIG. 12 se representan las dimensiones del AMP-Foot 3. Con este diseño, la prótesis encaja en un zapato que es considerablemente más cómodo para el amputado. La conexión con el encaje del sujeto se proporcióna con un adaptador piramidal de titanio de Otto-Bock. El dispositivo tiene un peso de aproximadamente 3 kg (sin incluir las baterías que en la actualidad normalmente se llevan en la cadera), que es igualmente aceptable según la persona sometida a las

pruebas clínicas. La longitud de la rigidez de los brazos de palanca y los resortes utilizados en la FIG. 20 se proporcionan en la siguiente tabla:

BRAZO DE PALANCA & RESORTES	
$L_1 = 70 \text{ mm}$	$L_2 = 40 \text{ mm}$
$L_3 = 103 \text{ mm}$	$L_4 = 60 \text{ mm}$
$k_{PF} = 300 \text{ N/mm}$	$k_{PO} = 180 \text{ N/mm}$

5 [0243] Para conseguir los requisitos de un conjunto de pie y tobillo de una persona sin discapacidad, un accionador con una buena proporción de «potencia y resistencia a peso», se necesita una alta eficiencia mecánica. En función del par motor máximo y la estimación de potencia, se ha elegido un motor Maxon DC con escobillas (50 W) en conjunto con un ensamblaje de caja de engranajes y tornillo de bolas, que se describe en la siguiente tabla:

MOTOR & TRANSMISIONES	
Motor	Maxon ECi 40 - 50 W $T_{\text{cont.}} = 46,6 \text{ mNm}$ $T_{\text{máx.}} = 100 \text{ mNm}$
Fase de transmisión 1	Maxon GP32BZ $i = 5,8:1$
Fase de transmisión 2	Tornillo de bolas Maxon GP32S $\varnothing 10 \times 2$ $\eta_{\text{transmisión 1\&2}} = +/- 75 \%$

10 [0244] El posicionamiento del motor y otros componentes han sido elegidos en virtud del rango de movimiento y optimizados para la compactibilidad del sistema.

[0245] Tal y como se ha mencionado anteriormente, el sistema comprende dos mecanismos de bloqueo: un embrague unidireccional reinicial y un mecanismo de bloqueo de enganche de cuatro barras.

15 [0246] Mecanismo de bloqueo 22: para permitir un cambio en la posición de reposo del resorte de flexión plantar durante la primera fase de la marcha (de IC a FF), se ha desarrollado un embrague unidireccional continuo reinicial para desacoplar los dos brazos de palanca. El mecanismo de bloqueo se basa en el conocido principio de rueda libre que consiste en rodillos de acero con resortes dentro de un cilindro accionado. Al girar en una dirección, los rodillos se bloquean con el cilindro haciéndolos girar al unísono. Al girar más lentamente, o en la otra dirección, los rodillos de acero simplemente se deslizan dentro del cilindro. Además, se coloca una palanca junto al embrague que ofrece la posibilidad de empujar los rodillos contra los resortes, desacoplando el embrague y permitiéndole girar libremente en ambas direcciones. Sin embargo, debe tenerse en cuenta que una desconexión energéticamente eficiente solo es posible cuando los rodillos no están encajados en el cilindro. Por tanto, el mecanismo de embrague reinicial presentado es un bloqueo giratorio, continuo, unidireccional sin contragolpe, con la posibilidad de desacoplarse (y reiniciarse) cuando se descarga (por ejemplo, al comienzo de la fase de oscilación). Estas características se ajustan a los requisitos del prototipo de AMP-Foot 3. Para garantizar un desbloqueo adecuado, un servomotor en serie con un resorte de compresión está unido a la palanca de reinicio del embrague. Al caminar (cuando se carga el mecanismo de bloqueo), el resorte se comprime hasta que el servomotor alcanza una posición singular. El principio es en realidad un EEE a pequeña escala. Una vez que la carga se retira del embrague, y debido a que el resorte está comprimido, el bloqueo se desacopla de manera instantánea. Esta rueda libre está diseñada para mantener hasta 160 Nm de par motor. Las ventajas de usar este mecanismo es que se puede almacenar más energía en el ensamblaje de resorte de PF durante un apoyo medio, y su potencial para adaptarse de manera natural a diferentes velocidades y pendientes. Las desventajas son el peso y el volumen extra.

20 [0247] Mecanismo de bloqueo 65: el segundo mecanismo de bloqueo utiliza el mismo principio que el utilizado en el AMP-Foot 2. Este mecanismo se coloca entre la pierna y el segundo brazo de palanca para desacoplar el accionador elástico en serie (SEA) de la articulación del tobillo. Debido a esto, este debe ser capaz de resistir grandes fuerzas, a la vez que es tan compacto y liviano como sea posible. La parte crucial y compleja es que el sistema debe desbloquearse al soportar su carga máxima y, por último, pero no menos importante, este desbloqueo debe requerir un mínimo de energía. Afortunadamente, el brazo de la palanca debe estar bloqueado en la pierna en un ángulo fijo. Estos requisitos se han tomado como criterios y para lograrlos, se ha elegido trabajar con un enganche de cuatro barras que se mueve dentro y fuera de su posición singular. Este principio ya ha demostrado su eficacia en [Cherelle2]. A diferencia del AMP-Foot 2, el desbloqueo del enganche de cuatro barras no se activa por un servomotor. Esta vez, el desbloqueo ocurre al mover la pierna hacia adelante contra un tope mecánico. Este tope mecánico puede estar colocado de tal manera que el ángulo de desbloqueo se puede adaptar. De esta manera, los autores han demostrado que el desbloqueo, incluso bajo una carga máxima, se puede hacer a partir del movimiento del usuario.

[0248] En el pie, el AMP-Foot 3 está equipado con una célula de carga personalizada que permite una medición de fuerza con una resolución de ± 5 N, y la elongación de los resortes PO se mide con un potenciómetro lineal. Para medir la posición del brazo de palanca, y de la pierna con respecto al pie, se utilizan dos codificadores magnéticos absolutos (Austria Micro Systems AS5055) con una resolución de $\pm 0,08^\circ$. Mientras que los imanes de los codificadores están pegados al eje del tobillo (que está fijado al brazo de palanca 2) y a la pierna, los dos sensores Hall están fijados en el pie. Como resultado de esto, el par motor resultante en el tobillo se puede calcular utilizando el modelo matemático del sistema mecánico del que se ha hablado anteriormente. Para detectar los disparadores importantes durante la fase de apoyo (IC, FF, HO, TO), se colocan dos Resistencias de Detección de Fuerza (FSR) en la planta del pie: una en el talón y otra en la punta del pie. Estos disparadores se utilizarán para controlar el motor y desbloquear el mecanismo de bloqueo 1. También se utiliza un sensor de corriente para medir la corriente enviada al motor. Esta información sirve esencialmente en el control de bajo nivel del dispositivo. Además, se ha incorporado una IMU de 6 DOF en el pie para futuras perspectivas de control.

[0249] El sistema electrónico de la prótesis consiste en un controlador Maxon Escon, que maneja el control de bajo nivel del motor, y una placa de microcontrolador hecha a medida (mostrada en la FIG. 13) basada en la CPU Atmel SAM3X8E ARM Cortex-M3 que administra el control de alto nivel y la detección de la marcha. Todos los datos de la red sensorial se registran en una tarjeta SD.

[0250] Dado que el eje de salida del accionador no controla directamente el eje de tobillo, se puede utilizar una estrategia de control muy simple. El controlador Maxon ESCON puede utilizar un lazo de corriente PID. Además, el control de alto nivel detecta patrones del sujeto al andar y, en función de esto, envía la información apropiada al controlador ESCON. Para los experimentos realizados en este ejemplo, el valor actual enviado al controlador del motor es fijo, y corresponde a los requisitos aproximados de caminar en un terreno llano a la velocidad de elección propia del sujeto.

[0251] Como fuente de energía, se ha utilizado una batería de gran tamaño para evitar cualquier riesgo de fallo de alimentación durante los experimentos de ejemplo. Las especificaciones de batería se enumeran en la siguiente tabla.

Especificaciones de la batería

Tipo	LiPo
Voltaje nominal	14,8 V (4 células)
Capacidad	5000 mAh
Capacidad de descarga	250 A (continuo) 500 A (ráfagas)
Tamaño	155 x 47 x 29 mm
Masa	556 g

[0252] El prototipo de AMP-Foot 3 se probó con el Sr. A. El sujeto, que es un amputado transfemoral, ha estado utilizando su propia prótesis de rodilla (rodilla Mauch de Ossur) junto con el AMP-Foot 3. Para la validación del dispositivo, se realizaron tres experimentos. En los dos primeros experimentos, se le pidió al Sr. A. que caminase en una cinta de andar a una velocidad de elección propia con su propia prótesis (Modular III de Ossur) y con el AMP-Foot 3 en el modo pasivo (sin activarlo). El tercer experimento realizado era idéntico, pero esta vez con accionamiento de la prótesis, y por tanto, con la generación de impulso.

[0253] La FIG. 22 muestra datos basados en el tiempo de caminar sobre un terreno llano a 4,7 km/h con el AMP-Foot 3. (a) Ángulo del tobillo y palanca vs. tiempo. (b) Par motor del tobillo vs. tiempo.

[0254] Durante el primer experimento, se le pidió al Sr. A que caminara a una velocidad de elección propia con su propia prótesis para compararla con su velocidad de elección propia usando el AMP-Foot 3. El sujeto parecía sentirse más cómodo a una velocidad de aproximadamente 3,5 km/h. Luego, se repitió el mismo experimento con el AMP-Foot 3 en su modo pasivo (lo que significa que no se utilizó el motor eléctrico) y mostró una mejora de 0,5 km/h, dando como resultado una velocidad de elección propia de 4,0 km/h. Según el Sr. A., se sintió más cómodo al caminar gracias al cambio en la posición de reposo del resorte de PF en las primeras fases de la marcha (después del FF, debido al mecanismo de bloqueo 22) y el hecho de que el AMP-Foot 3 es un pie que almacenan y devuelven energía (ESR) eficiente cuando se utiliza en modo pasivo en comparación con su propia prótesis Modular III. De hecho, este mecanismo de bloqueo presenta ventajas interesantes como la autoadaptación pasiva a diferentes velocidades y pendientes que nuestro sujeto notó rápidamente. Sin embargo, este artículo solo se centra en la validación del prototipo de prueba del AMP-Foot 3. El hecho de que el AMP-Foot 3 se pueda usar en modo pasivo sigue siendo una ventaja muy interesante en caso de que la batería se descargue. En esta situación, la prótesis puede seguir utilizándose de manera segura pero sin producir fuerzas de impulso adicionales para el usuario.

[0255] De nuevo, se repitió el mismo experimento, pero esta vez con accionamiento, lo que reveló una cómoda velocidad de elección propia de 4,7 km/h. En la Fig. 22, se muestran los datos basados en el tiempo de caminar

en terreno llano a 4,7 km/h. La Fig. 22(a) representa el ángulo del tobillo y la palanca del AMP-Foot 3 y la FIG. 22(b) es el par motor utilizado en el tobillo al caminar. El Sr. A tenía una longitud de paso de aproximadamente 1,5 m mientras caminaba en una cinta de correr. Se puede observar que el sujeto tiene un ángulo de flexión plantar amplio (-10° de media) durante la fase de «HS a FF» en comparación con los datos de referencia [Winter] (aproximadamente -5°). Esto explica por qué el Sr. A. aprecia especialmente el cambio en la posición de reposo del resorte de PF en esta primera fase por la acción del mecanismo de bloqueo 1. También se puede observar que al cargar el resorte de PF en la mitad del apoyo, el ángulo del brazo de la palanca y el tobillo varía ligeramente. Esto se debe a la holgura en el enganche de cuatro barras que bloquea ambas partes móviles. Sin embargo, se puede ver que el ángulo del brazo de la palanca es ligeramente mayor que el ángulo del tobillo, lo que significa que el ensamblaje del resorte de PO produce más par motor en la palanca que el resorte de PF. Esta es una condición necesaria para proporcionar impulso a la persona amputada. Al final del medio del apoyo, la energía almacenada en el resorte de PO se libera al liberar el mecanismo de bloqueo de cuatro barras. Por lo tanto, la palanca encuentra una nueva posición de equilibrio. En la Fig. 23 se muestra la característica de par motor correspondiente del AMP-Foot.

[0256] Esto se debe que el mecanismo de bloqueo de cuatro barras no se desbloqueó. A diferencia del AMP-Foot 2, el desbloqueo se realiza de forma pasiva en el AMP-Foot 3. Sin embargo, después de usar la prótesis durante aproximadamente 30 minutos, el Sr. A. comprendió mejor su forma de funcionar y comenzó a adaptarse para el uso adecuado del prototipo de AMP-Foot. De hecho, el cambio de una prótesis de carbono pasiva y no articulada a un sistema articulado y motorizado necesita una importante adaptación del usuario.

[0257] En la FIG. 24 se muestra un ejemplo representativo de un paso de una caminata en terreno llano a una velocidad de elección propia (4,7 km/h) con el AMP-Foot 3. La Fig. 24(a) representa el ángulo del tobillo, el ángulo del brazo de palanca y la fuerza del resorte de PF durante una zancada. Debido al diseño mecánico del mecanismo de bloqueo 1 (que actúa entre los dos brazos de la palanca), se ve que la palanca no sigue el ángulo del tobillo al comienzo del ciclo de la marcha. Esto explica la diferencia entre el ángulo de la palanca y el ángulo del tobillo durante la fase de dorsiflexión. Se siguen entre sí hasta que los resortes de PO se tensan y liberan. Al impulsar, los dos ángulos muestran diferencias importantes hasta que el sistema se reinicia durante la fase de oscilación, lo que lleva tanto el pie como la palanca a aproximadamente el mismo valor del ángulo. En la Fig. 24(b) se muestra el desplazamiento del motor y el consumo de corriente. Se puede ver que el motor comprime el resorte de PO hasta aproximadamente 11 mm mientras que el motor consume hasta aproximadamente 6 A. Cuando se desbloquea el enganche de cuatro barras, la tuerca de bola del motor se mueve rápidamente a 15 mm mientras la corriente del motor disminuye. La Fig. 24(c) muestra la característica de par motor del paso correspondiente. Como se observó anteriormente, se puede ver que el Sr. A. tiene un ángulo de flexión plantar amplio antes de que ocurra la FF. Además, está claro que la característica de ángulo de par motor representa un lazo que se debe seguir en sentido contrario a las agujas del reloj, lo que indica una producción de energía. El ángulo de flexión plantar máximo al final del apoyo es de aproximadamente -17° antes de que la punta del pie se levante del suelo y el AMP-Foot entre en la fase de oscilación. Durante la oscilación, el sistema completo se somete a un reinicio del equipo para prepararse para el siguiente paso. Para cerrar la validación del AMP-Foot 3, la potencia eléctrica y mecánica del dispositivo se muestra en la FIG. 16(d). Desde el punto de vista mecánico, está claro que el AMP-Foot 3 respeta las necesidades de una persona amputada al considerar el análisis de la marcha de Winter como datos de referencia [Winter]. Desde el punto de vista eléctrico, se puede ver que la potencia eléctrica aumenta mientras se comprime el resorte de PO. En una compresión máxima, se proporciona una potencia máxima de un poco menos de 100 W. Sin embargo, debe tenerse en cuenta que la potencia de RMS es de aproximadamente 55,5 W. Tal se explicó anteriormente, la idea principal es proporcionar la energía durante la fase de apoyo completa, que no se sigue aquí al pie de la letra. La razón de esto se debe a las limitaciones impuestas por el fabricante de los controladores Maxon ESCON. Un mejor ajuste de estos controladores de bajo nivel puede mejorar el consumo de energía del dispositivo. Durante el ejemplo de un paso mostrado en la FIG. 16, la integración de la curva de potencia mecánica muestra que se almacenaron aproximadamente 13 J en el conjunto de resorte de PF durante el apoyo inicial y que se proporcionan aproximadamente 26 J de energía en el impulso que corresponde a los requisitos de un tobillo sano.

[0258] Una prótesis de acuerdo con los modos de realización puede combinar la Actuación Elástica Explosiva y un mecanismo de bloqueo adicional que comprende una rueda libre reinicial. Por lo tanto, puede recogerse energía del movimiento durante la dorsiflexión controlada con un resorte de PF mientras se almacena la energía producida por un motor eléctrico de baja potencia en un resorte de PO. Esta energía puede liberarse después en un momento favorable para el impulso gracias a la utilización del sistema de bloqueo. El diseño mecánico del prototipo del AMP-Foot 3 se presentó anteriormente y el prototipo se validó mediante experimentos de ejemplo con una persona amputada. Se puede concluir que el AMP-Foot 3 es capaz de proporcionar a una persona amputada de 75 kg las fuerzas propulsoras y los pares motores de un tobillo sano. Aunque sus propiedades mecánicas mostraron resultados positivos, es necesario mejorar su control (de bajo y alto nivel) para disminuir el consumo general de energía y tener espacio para diferentes funciones. Sin embargo, se observa que la energía promedio producida por el AMP-Foot 3 son solo 55,5 W. Aunque el sistema puede tener un peso de aproximadamente 3 kg, esto todavía se puede considerar aceptable para un pie protésico. Además, el experto en la materia comprenderá que las formas de realización de la presente invención pueden combinarse con técnicas

avanzadas para un control de bajo nivel, un control multifuncional de alto nivel y/o un sistema de detección de marcha.

[0259] Las características de la forma de realización de una prótesis 1 (AMPFOOT-3) descritas anteriormente se resumen en la representación esquematizada de la figura 25.

5 **[0260]** La prótesis 1 comprende un primer elemento 3 y un segundo elemento 4 interconectados de manera giratoria alrededor de la articulación de tobillo por medio de una bisagra libre 75.

[0261] La prótesis 1 comprende también un primer brazo de palanca 36 y un segundo brazo de palanca 35, ambos giratorios en torno a la misma articulación de tobillo.

10 **[0262]** El brazo de palanca 35 es algo similar al brazo de palanca 50 en la figura 4 y está conectado al segundo elemento 4 por medio de un elemento elástico 49.

15 **[0263]** El brazo de palanca 35 y el brazo de palanca 36 están interconectadas por medio de una rueda libre 23 tal como se ha descrito anteriormente, de modo que en un modo de funcionamiento de contacto los brazos de palanca 35 y 36 se bloquean juntos cuando se ejecuta el par motor o la fuerza entre los brazos de palanca 35 y 36 en un sentido de rotación de bloqueo, mientras giran libremente uno con respecto al otro cuando se ejerce el par motor entre ambos brazos de palanca 35 y 36 en el sentido opuesto, de nuevo en el modo de funcionamiento de bloqueo de la rueda libre 23.

[0264] En el modo de funcionamiento de liberación de la rueda libre 23 ambos brazos de palanca 35 y 36 pueden moverse libremente uno con respecto al otro en ambos sentidos.

[0265] El brazo de palanca 36 puede acoplarse al primer elemento 3 (que representa la parte inferior de la pierna).

20 **[0266]** Para ese propósito, la prótesis 1 está provista de un mecanismo de bloqueo, que en este caso es un mecanismo de bloqueo de enganche de cuatro barras 65.

[0267] Entre el brazo de palanca 36 y una protuberancia 44 en el primer elemento 3 se proporciona un sistema mecánico 41, que es un sistema de accionamiento activo 54 que comprende un accionador 55 puesto en serie con un elemento elástico 56.

25 **[0268]** El objetivo del mecanismo de bloqueo de enganche de cuatro barras 65 es poder desconectar el brazo de palanca 36 del primer elemento 3 incluso en una situación en la que el elemento elástico 56 se carga por medio del accionador 55.

[0269] De ese modo se obtiene un denominado Accionador Elástico Explosivo (EEA) que agrega de manera repentina una gran cantidad de energía a la prótesis 1, cuando se libera el mecanismo de bloqueo 65.

30 **[0270]** Cuando el brazo de palanca 36 está unido al primer elemento 3 por medio del mecanismo de bloqueo 65, la energía puede acumularse lentamente en el elemento elástico 56 por medio del accionador 55 sin ninguna influencia de las fuerzas ejercidas sobre el segundo elemento 4 (que representa un pie artificial 5).

[0271] La rueda libre 23 tiene la misma función que la descrita con respecto a figura 4.

35 **[0272]** Un elemento elástico adicional 76 está montado entre el primer elemento 3 y el segundo elemento 4, que está destinado a la recolocación del segundo elemento 4 con respecto al primer elemento 3 durante la fase de oscilación del ciclo de la marcha.

[0273] La presente invención no está limitada de ninguna manera a una prótesis 1 u ortesis según la invención, descrita como en los ejemplos e ilustrada en los dibujos, sino que dicha prótesis 1 u ortesis según la invención puede realizarse en todo tipo de variantes, sin alejarse del alcance de la invención.

REIVINDICACIONES

1. Prótesis (1) u ortesis comprendiendo un sistema de articulación en bisagra (2) para ayudar, mejorar y/o reemplazar funcionalmente una articulación en bisagra de un sujeto humano o animal, comprendiendo el sistema de articulación en bisagra (2):
- 5 – un primer elemento (3) y un segundo elemento (4) interconectados para un movimiento de rotación uno con respecto al otro;
- un mecanismo de control de movimiento (MCM) (17) montado entre el primer elemento (3) y el segundo elemento (4) comprendiendo una primera parte del MCM (18, 25, 57), una segunda parte del MCM (19, 26, 58) y uno o más elementos intermedios (20, 27) provistos entre las dos partes del MCM (18, 19);
- 10 donde,
- la primera parte del MCM (18) está conectada al primer elemento (3) o forma parte del primer elemento (3);
- la segunda parte del MCM (19) está conectada al segundo elemento (4); **por la que** el MCM (17) comprende medios de desviación (21, 28) que actúan sobre la primera o segunda parte del MCM (18, 19) y que, en un modo de funcionamiento de contacto del MCM (17), desvían los elementos intermedios (20, 27) contra la otra de la primera y segunda parte del MCM (19, 18) y donde el MCM (17) es de tal manera que, en un modo de funcionamiento de contacto, por un lado, cuando se aplica un par motor o fuerza relativa entre el primer y segundo elemento (3, 4) en un sentido de bloqueo (U) el uno o más elementos intermedios (20, 27) permite o permiten la transmisión del par motor o fuerza entre la primera y la segunda parte del MCM (18, 19) esencialmente sin movimiento relativo entre la primera y segunda parte del MCM (18, 19) y, por otro lado, cuando se aplica un par motor o fuerza entre el primer y el segundo elemento (3, 4) en el sentido opuesto (V), es decir, opuesto al sentido de bloqueo (U) mencionado anteriormente, mientras que el MCM (14) sigue en un modo de funcionamiento de contacto, un movimiento relativo sin bloqueo de la primera y segunda parte del MCM (18, 19) una respecto a la otra se permite esencialmente sin transferir ningún par motor o fuerza sustancial entre la primera y la segunda parte del MCM (18, 19) en el sentido opuesto (V) en cuestión, **caracterizado por que** la segunda parte del MCM (19, 26) está conectada al segundo elemento (4) por medio de un primer elemento elástico pasivo (49) que está montado directa o indirectamente en la segunda parte del MCM (19, 26) y en el que puede almacenarse energía aumentando la tensión en el primer elemento elástico (49), comprimiéndolo, estirándolo, doblándolo o girándolo, y que libera la energía almacenada cuando disminuye la tensión acumulada en el primer elemento elástico (49).
2. Prótesis (1) u ortesis según la reivindicación 1, **caracterizada por que** el MCM (17) comprende medios de reinicio (24) para cambiar el MCM (17) entre un modo de funcionamiento de contacto y uno de liberación, permitiendo una manipulación del uno o más elementos intermedios (20, 27) del MCM (17) entre un estado de contacto en el que el uno o más elementos intermedios (20, 27) se desvían en contacto directo con una de la primera y segunda parte del MCM (18, 19), y un estado de liberación en el que el uno o más elementos (20, 27) están o se ponen en una posición fuera de contacto con la primera parte del MCM (18) en cuestión o la segunda parte MCM (19) en cuestión.
3. Prótesis (1) u ortesis según la reivindicación 1 o 2, **caracterizada por que** el segundo elemento (4) consiste en un cuerpo (4, 5) comprendiendo dos partes de segundo elemento (6, 7), que están interconectadas por medio de una parte de interconexión relativamente elástica (8), estando la segunda parte del MCM (19, 26) conectada de manera fija a una de las partes del segundo elemento (5, 6) o formando una parte integral de la misma.
4. Prótesis (1) u ortesis según la reivindicación 1, **caracterizada por que** el MCM está provisto de un brazo de palanca (50) que está montado de forma fija en la segunda parte del MCM (19, 26) y **por que** dicho primer elemento elástico pasivo (49) está montado de forma indirecta en la segunda parte del MCM (19, 26), es decir, con un extremo (51) en el brazo de palanca (50) y con otro extremo (52) en el segundo elemento (4).
5. Prótesis (1) u ortesis según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, **caracterizada por que** la primera parte del MCM (18, 25) está conectada de forma fija al primer elemento (3) o es una parte integral del mismo.
6. Prótesis (1) u ortesis según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, **caracterizada por que** un sistema mecánico pasivo o activo (41, 54) está montado directa o indirectamente entre el primer elemento (3) y la segunda parte del MCM (19, 26).
7. Prótesis (1) u ortesis según la reivindicación 6, **caracterizada por que** dicho sistema mecánico (41, 54) es un sistema mecánico pasivo (41) que consiste en un segundo elemento elástico pasivo (42), en el que se puede almacenar energía aumentando la tensión en el segundo elemento elástico, ya sea comprimiéndolo, estirándolo, doblándolo o retorciéndolo, y que libera la energía almacenada cuando disminuye la tensión acumulada en el segundo elemento elástico (42).
8. Prótesis (1) u ortesis según la reivindicación 6, **caracterizada por que** dicho sistema mecánico (41) es un sistema de accionamiento (54).

- 5 9. Prótesis (1) u ortesis según la reivindicación 8, **caracterizada por que** el sistema de accionamiento (54) comprende un accionador (55) puesto en serie con un tercer elemento elástico (56) en el que se puede almacenar energía aumentando la tensión en el tercer elemento elástico (56), ya sea comprimiéndolo, estirándolo, doblándolo o torciéndolo, y que libera la energía almacenada cuando disminuye la tensión acumulada en el tercer elemento elástico (56).
- 10 10. Prótesis (1) u ortesis según cualquiera de las reivindicaciones 6 a 9, **caracterizada por que** el sistema mecánico activo o pasivo (41, 54) está montado entre el primer elemento (3) y un brazo de palanca (50) del MCM (17, 22) que está conectado de manera fija a la segunda parte del MCM (19, 26) o que forma una parte integral con el segundo MCM (19).
- 15 11. Prótesis (1) u ortesis según cualquiera de las reivindicaciones 6 a 9, **caracterizada por que** el sistema mecánico pasivo o activo (41, 54) está montado en una parte (46) del segundo elemento (4) que está conectado fijamente a la segunda parte del MCM (19) o que forma una parte integral con la segunda parte del MCM (19).
- 15 12. Prótesis (1) u ortesis según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, **caracterizada por que** el MCM (17) controla un movimiento de rotación en función del par motor o la fuerza aplicada sobre los elementos (3, 4) de la prótesis (1) u ortesis.
- 20 13. Prótesis (1) u ortesis según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, **caracterizada por que** el MCM (17) controla un movimiento de traslación en función del par motor o la fuerza aplicada sobre los elementos de la prótesis (1) u ortesis.
- 25 14. Prótesis (1) u ortesis según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, **caracterizada por que** el MCM (17) comprende un ensamblaje de rueda libre (22) comprendiendo una rueda libre (23) y un medio de reinicio (24), en el que la rueda libre (23) comprende dos conductos para cables dispuestos concéntricamente (25, 26), formando la primera parte de MCM (18) y la segunda parte de MCM (19), una pluralidad de rodillos (27) dispuestos entre dichos dos conductos para cables (25, 26), formando el uno o más elementos intermedios (20), y una pluralidad de medios de desviación (21) para desviar la pluralidad de rodillos (27) en una pluralidad correspondiente de cuñas (30) formadas entre los dos conductos para cables (25, 26) a fin de transmitir el par motor entre los dos conductos para cables (25, 26) a través de la pluralidad de rodillos (27) cuando los dos conductos para cables (25, 26) están girando en un sentido de dirección de bloqueo (U) uno con respecto al otro y para desacoplar el par motor entre los dos conductos para cables (25, 26) cuando los dos conductos para cables estén girando en sentido de dirección de rueda libre (F) uno con respecto al otro, y donde el medio de reinicio (24) está adaptados para mover la pluralidad de rodillos (27) hacia fuera de la pluralidad de cuñas (30), a fin de desacoplar el par motor entre los dos conductos para cables (25, 26) cuando los dos conductos para cables (25, 26) estén girando en el sentido de dirección de bloqueo (U) uno con respecto al otro.
- 30 15. Prótesis (1) u ortesis según la reivindicación 14, en la que los medios de reinicio (24) comprenden una pluralidad de barras rígidamente interconectadas (31) montadas de manera que permitan la rotación coaxial con respecto a los dos conductos para cables (25, 26), cada barra (31) de dicha pluralidad de barras rígidamente unidas (31) extendiéndose entre los dos conductos para cables (25, 26) a fin de empujar contra un rodillo (27) correspondiente cuando la pluralidad de barras rígidamente unidas (31) gira con respecto a la pluralidad de rodillos (27).
- 35 16. Prótesis (1) u ortesis según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en la que los medios de reinicio (24) comprenden además un accionador eléctrico (38) para proporcionar energía mecánica para mover la pluralidad de rodillos (27).
- 40 17. Prótesis u ortesis según la reivindicación 16, en la que el medio de reinicio (24) comprende además un mecanismo deslizante (39) comprendiendo un resorte de compresión (40), estando el accionador eléctrico (38) adaptado para comprimir el resorte de compresión (40) en el mecanismo deslizante (39), estando el mecanismo deslizante (39) adaptado para mover la pluralidad de rodillos (27) hacia fuera de la pluralidad de cuñas (30) cuando el par motor entre los dos conductos para cables es menor que un nivel predeterminado y se comprime el resorte de compresión (40).
- 45 18. Prótesis (1) u ortesis según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, **caracterizada por que** es una prótesis de pie y tobillo (1) en la que el primer elemento (3) comprende un medio de fijación de pierna para unir la prótesis de pie y tobillo (1) a una parte inferior de la pierna del sujeto humano o animal, y en la que el segundo elemento (4) comprende una placa de pie (10).
- 50 19. Prótesis de pie y tobillo según la reivindicación 18, **caracterizada por que** dicho sentido de dirección de bloqueo (U) del MCM (17) corresponde a una rotación de flexión dorsal de la placa de pie (10) con respecto al medio de fijación de la pierna.

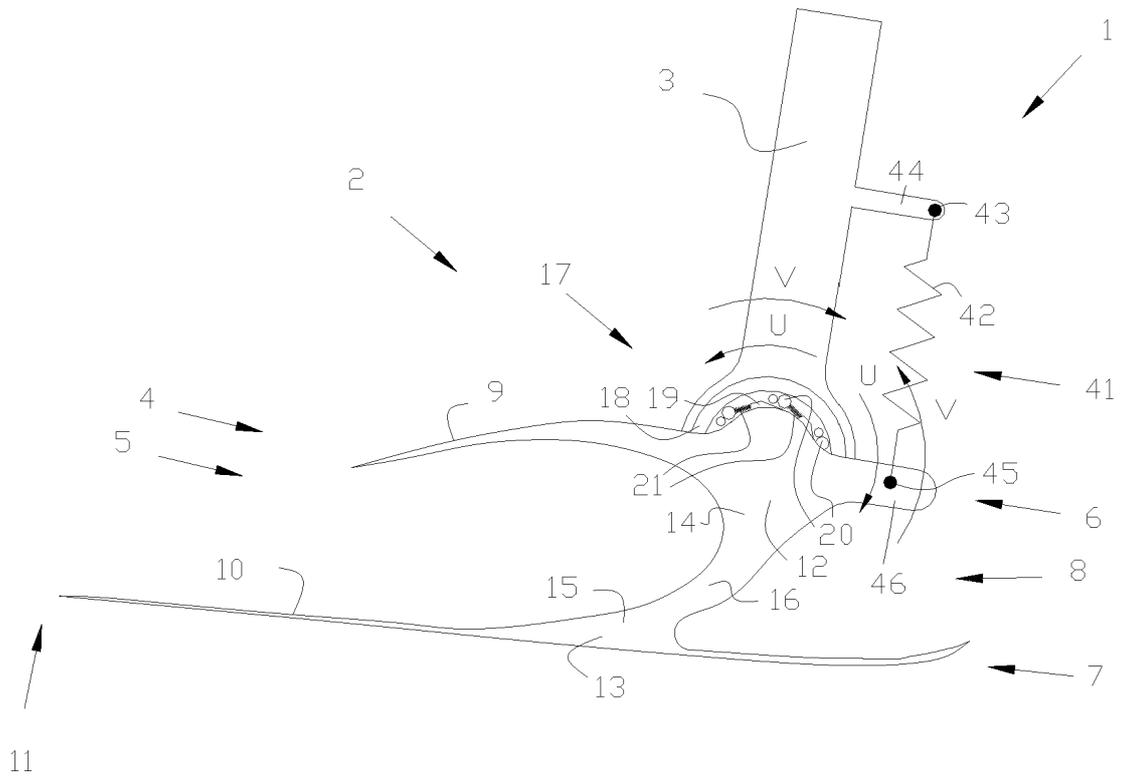


FIG 1

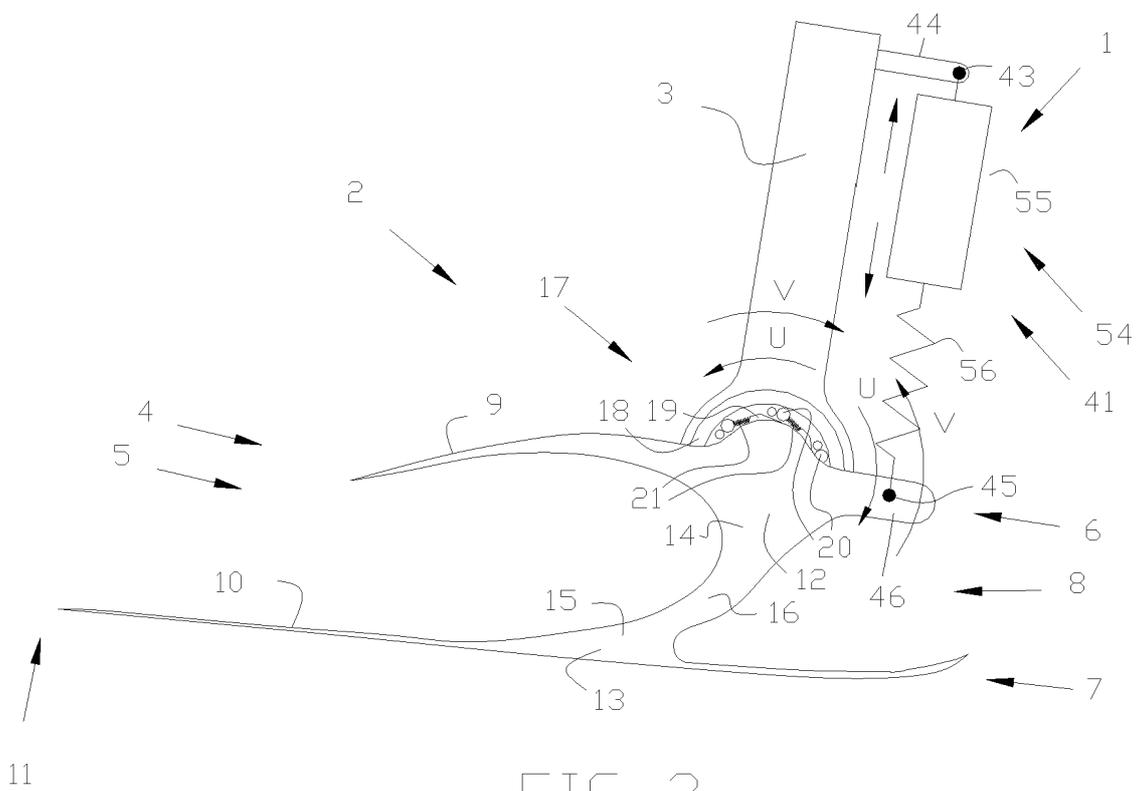
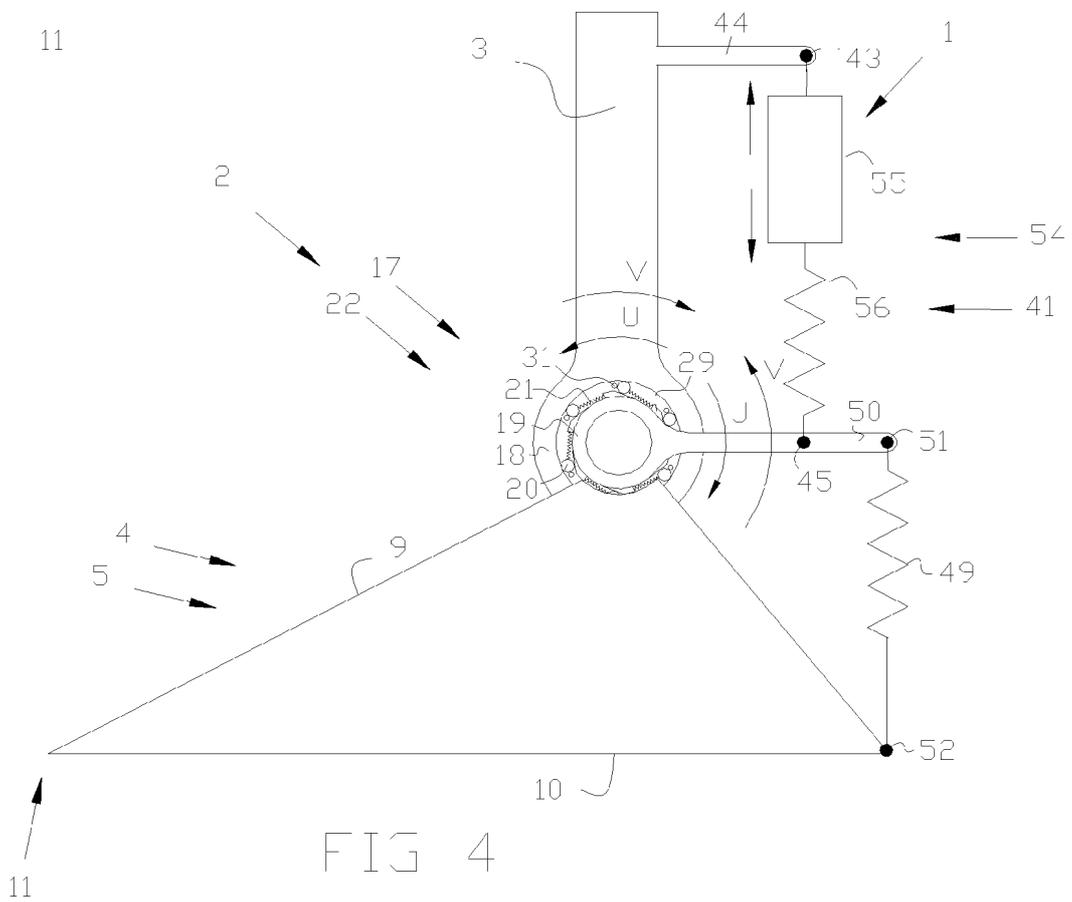
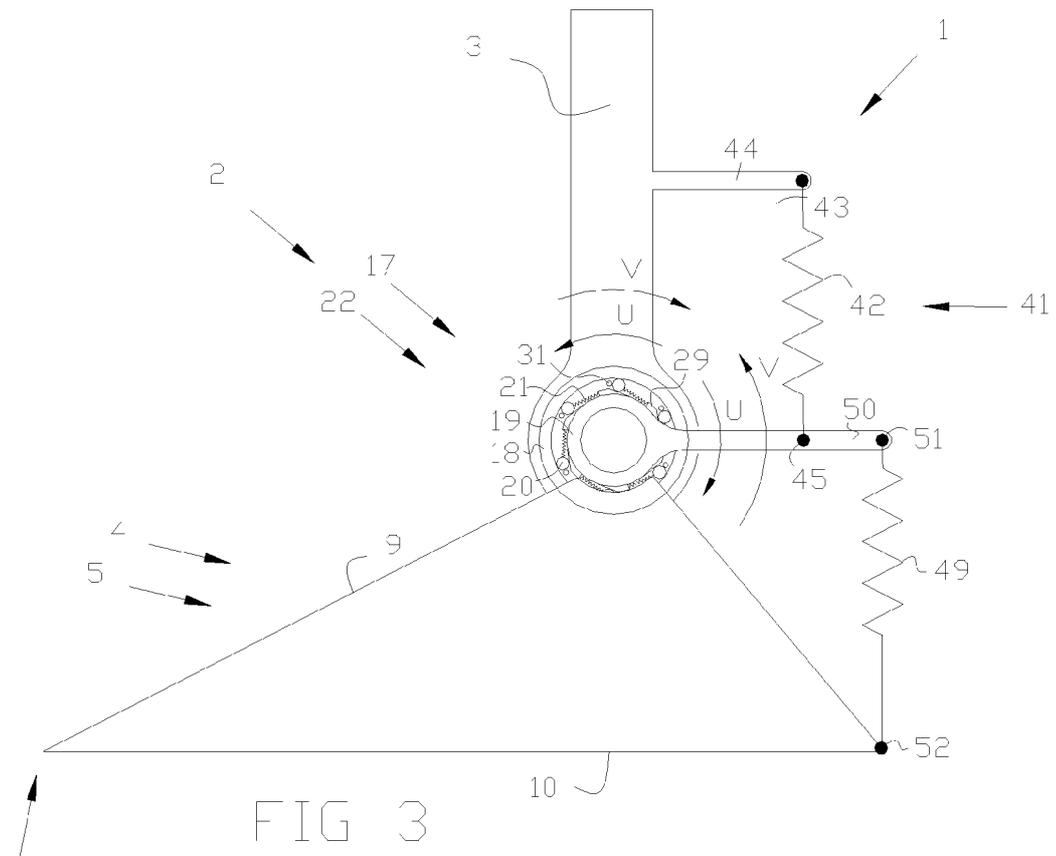
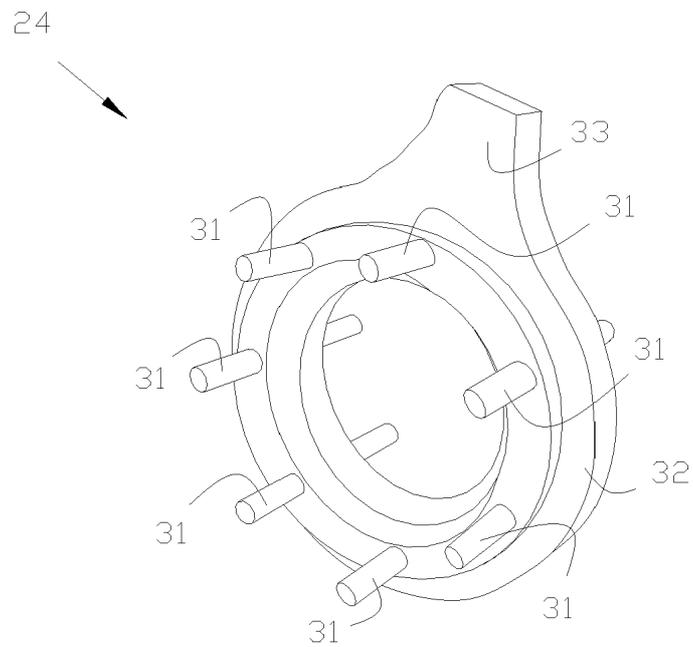
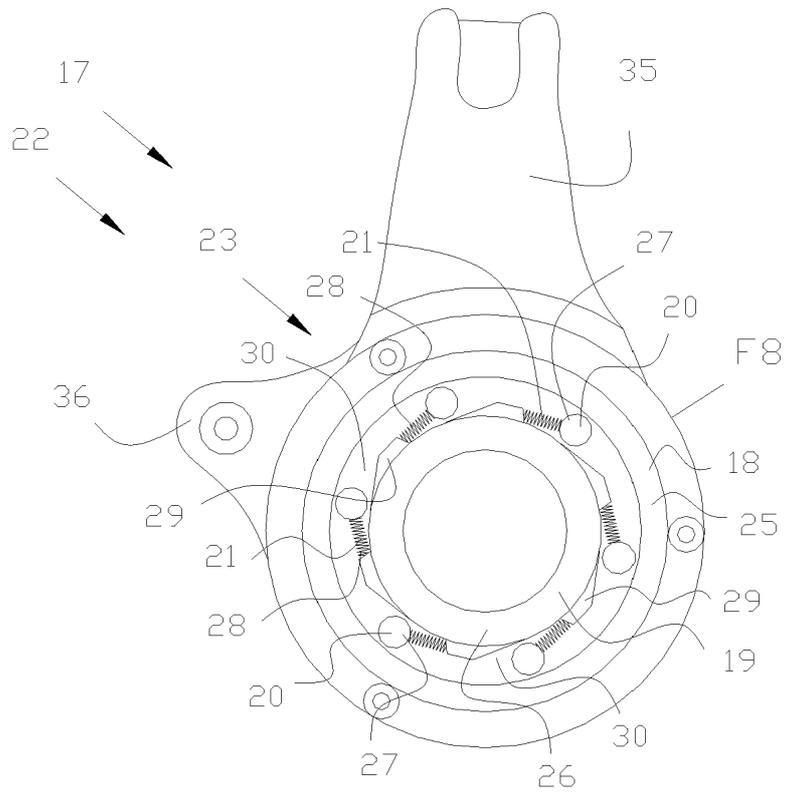


FIG 2





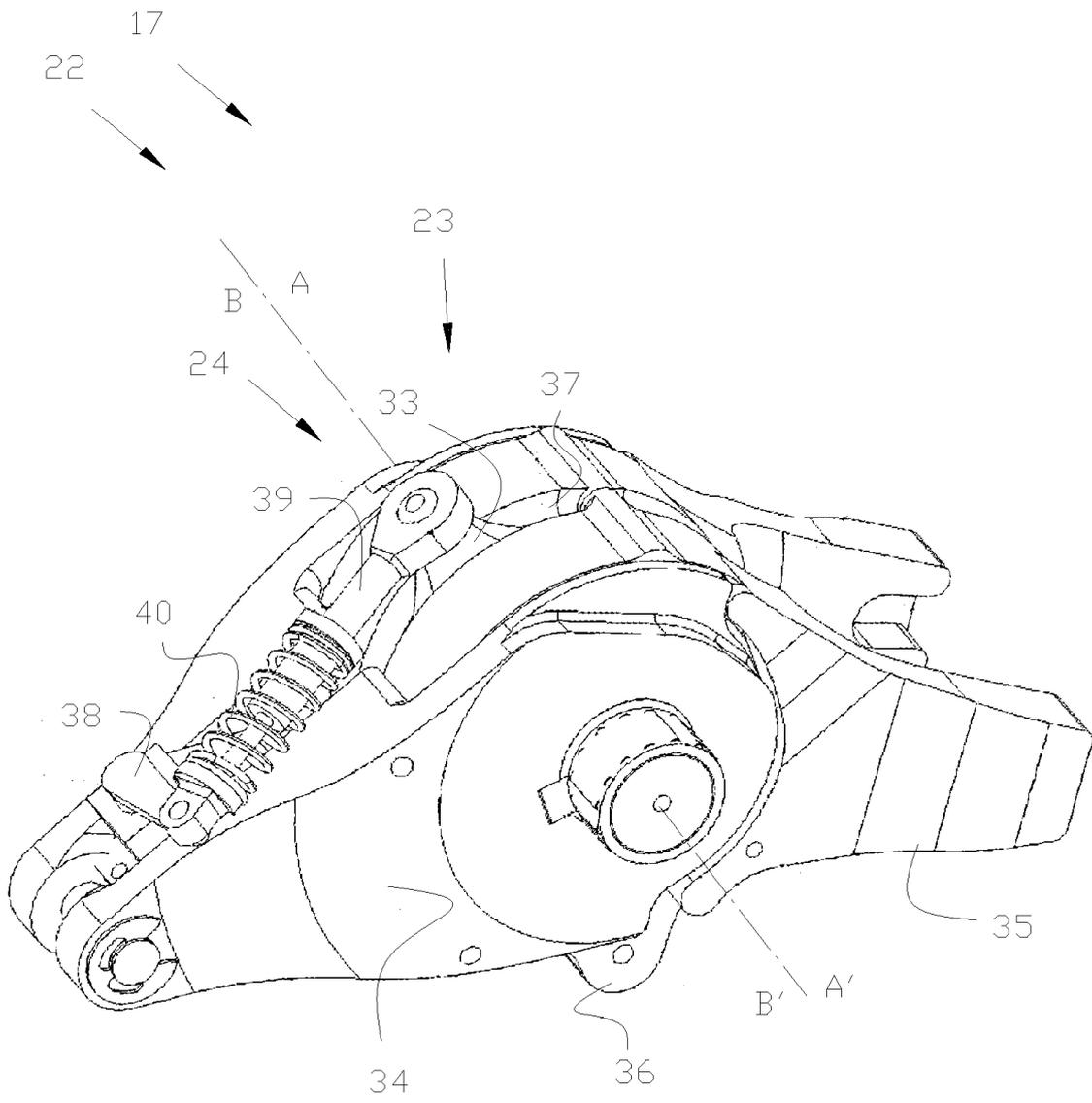


FIG 7

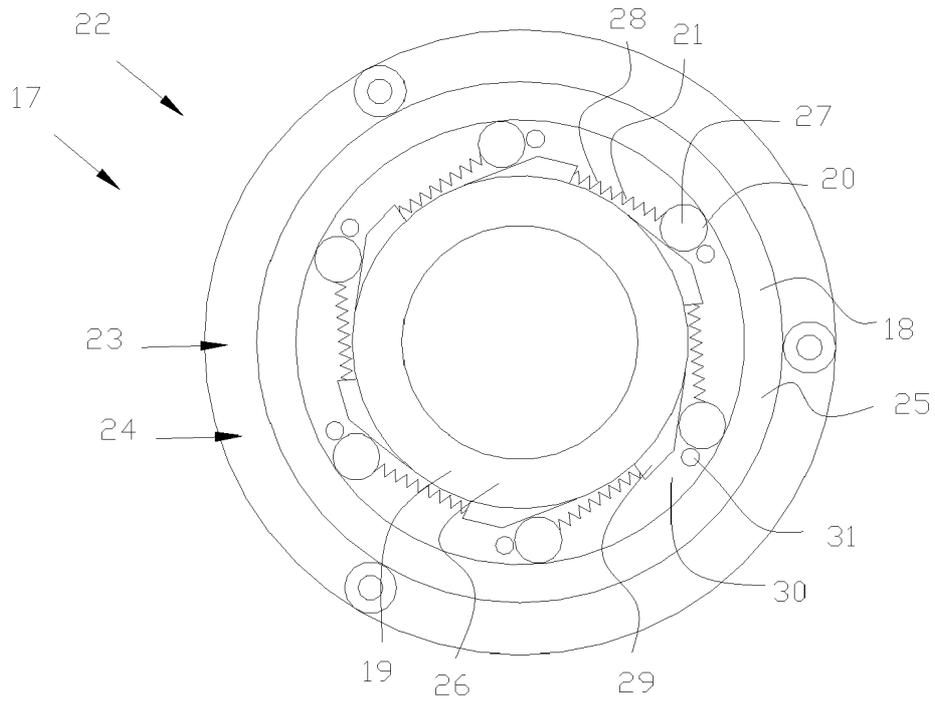


FIG 8

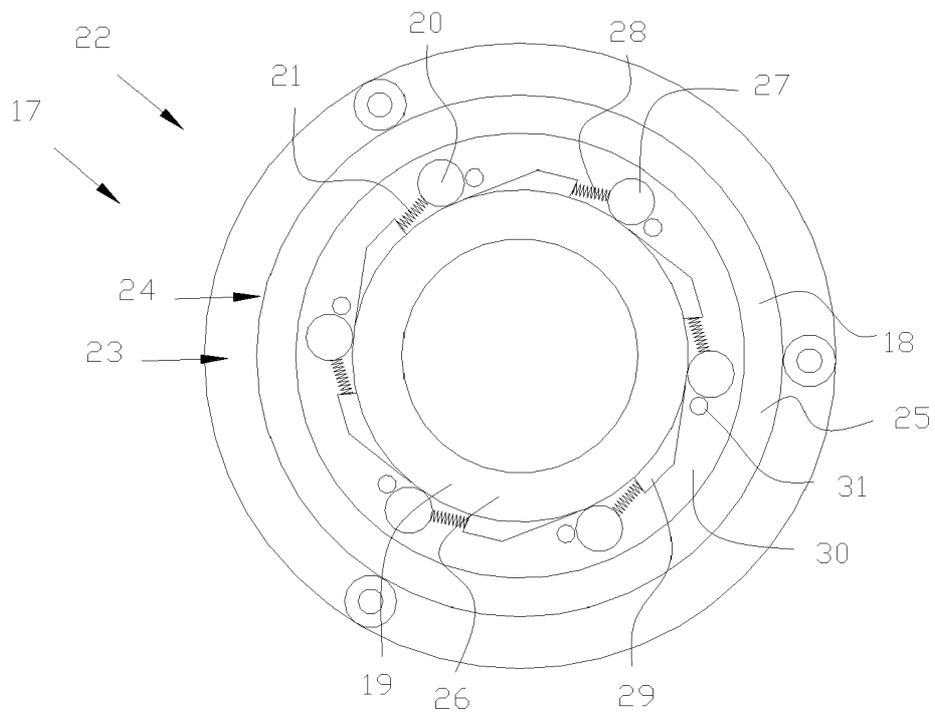


FIG 9

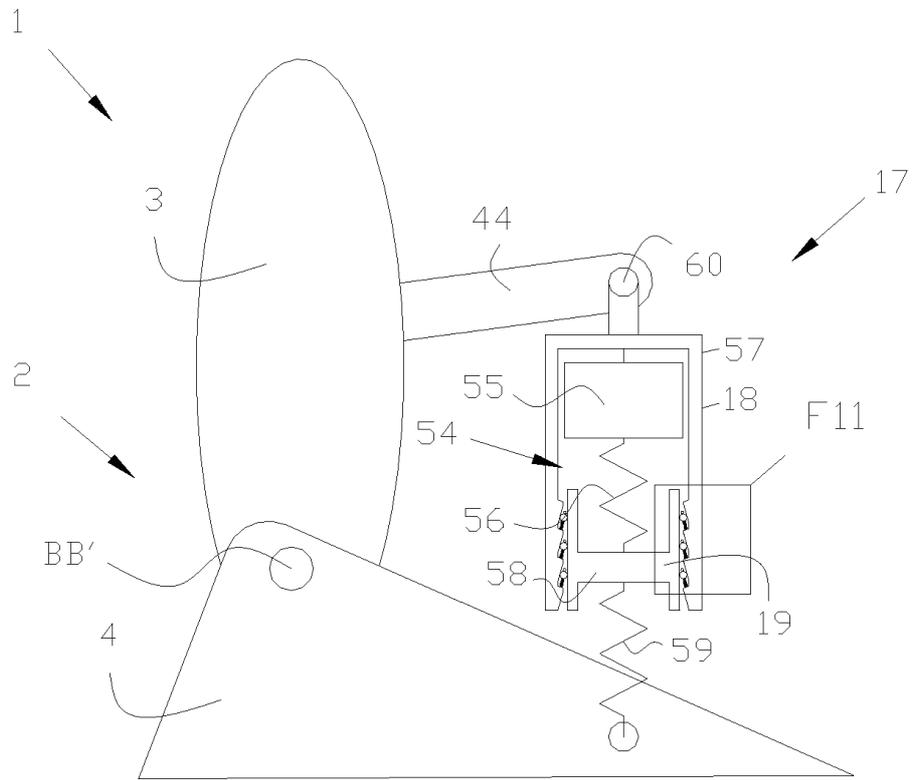


FIG 10

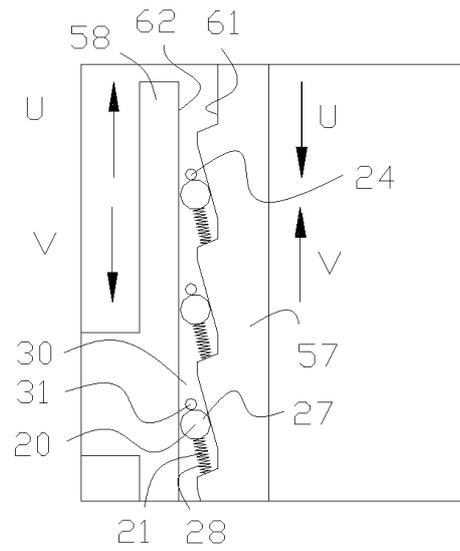
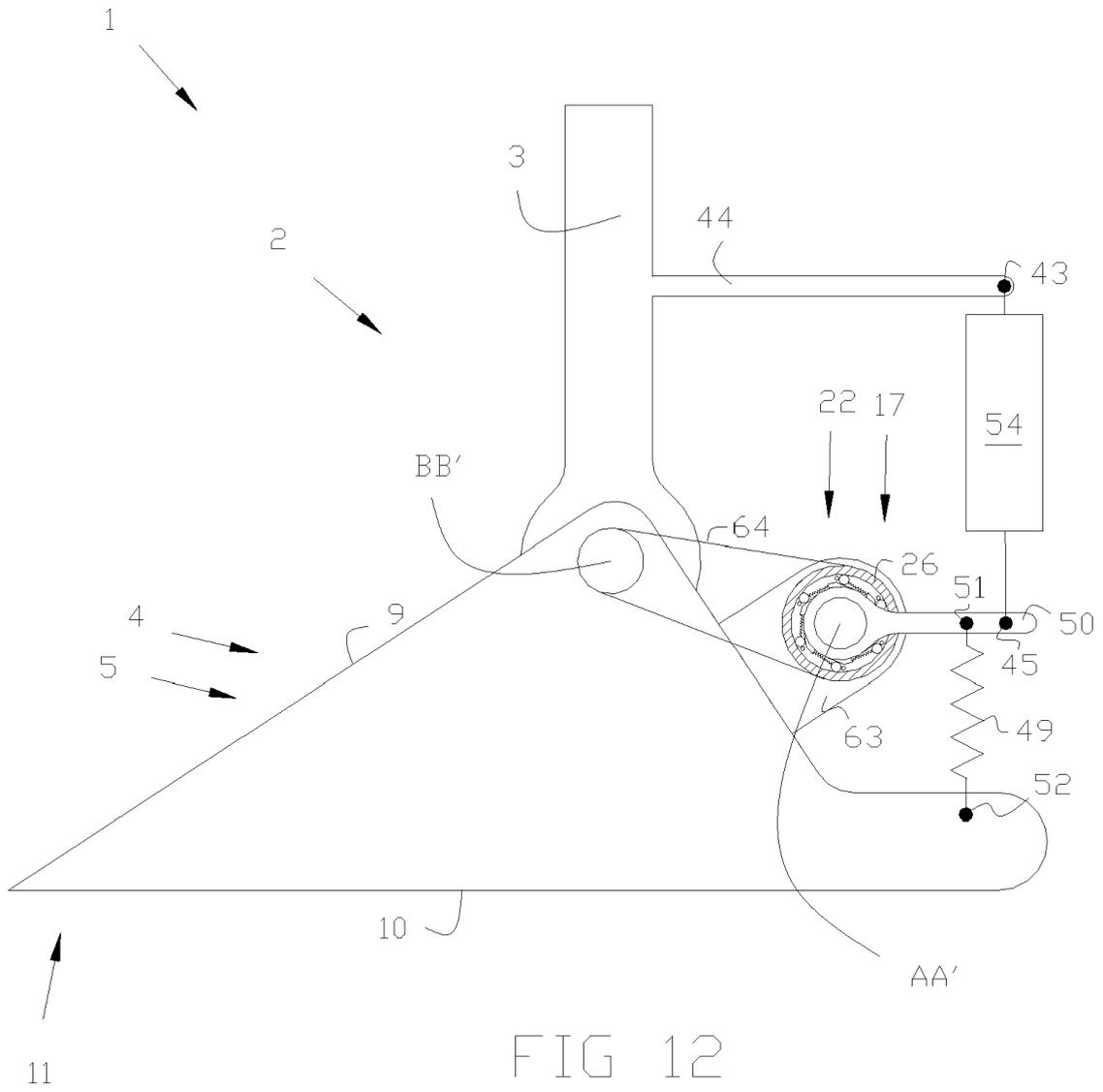


FIG 11



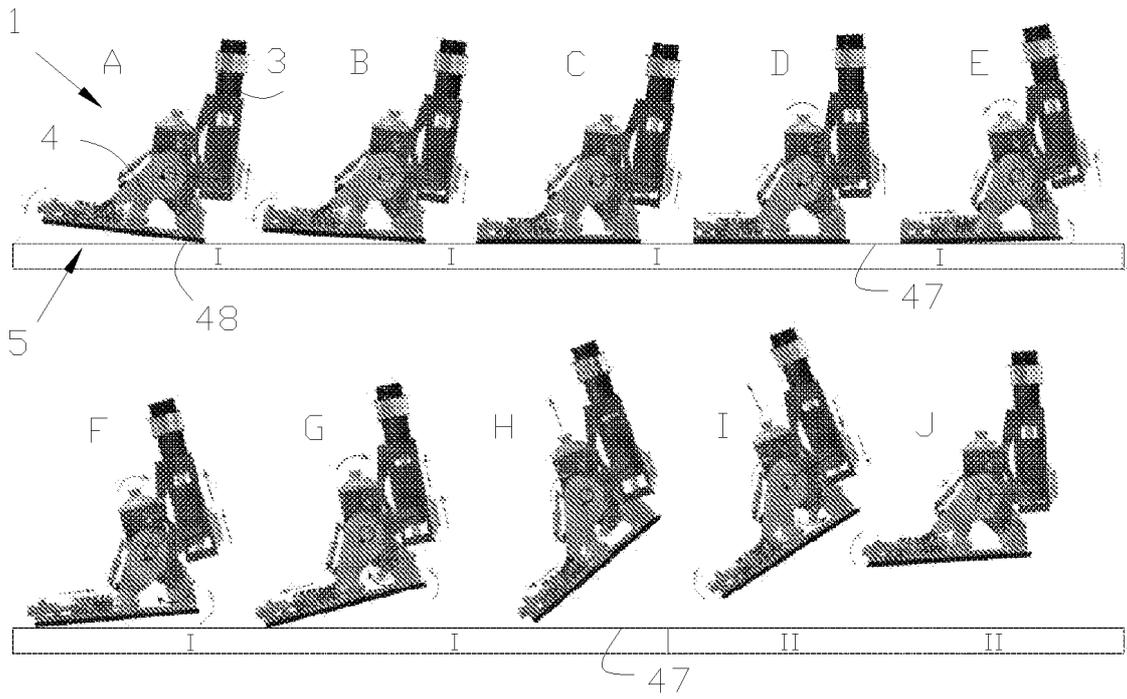


FIG 13

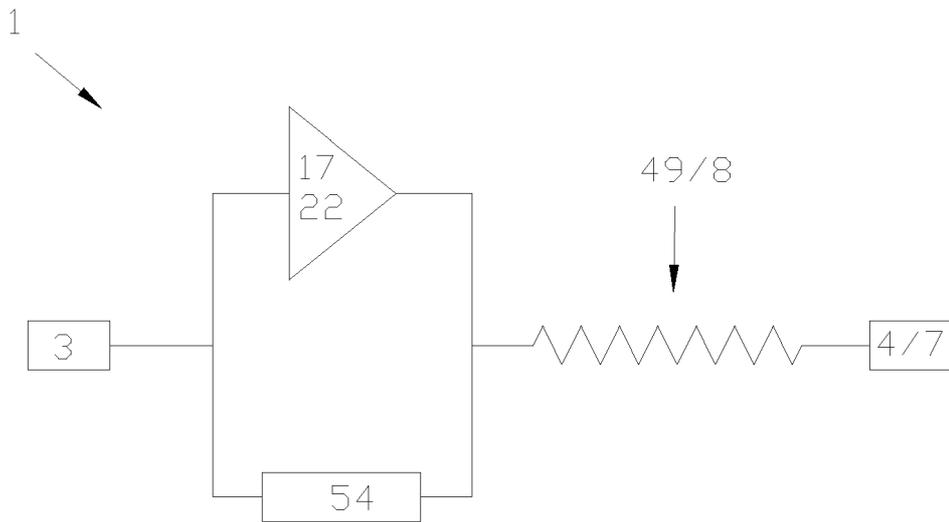


FIG 14

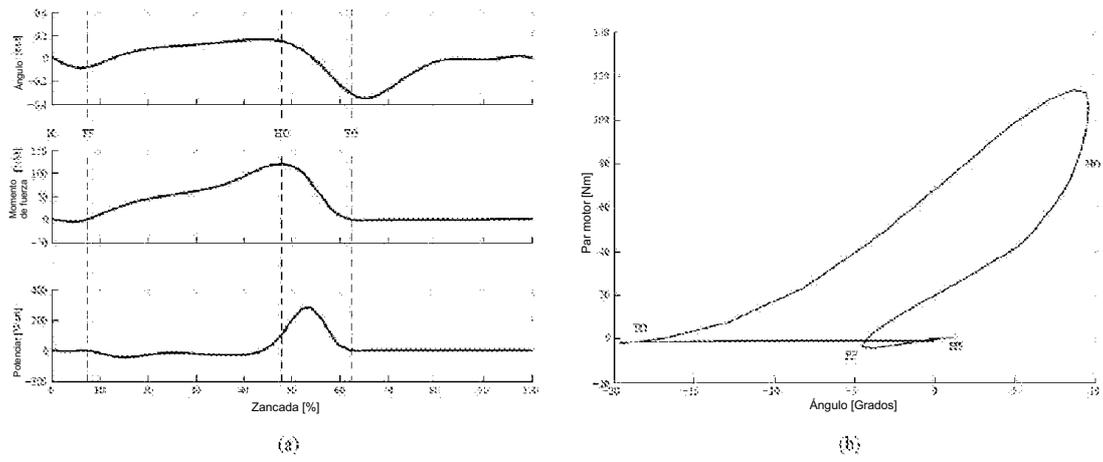


FIG 15

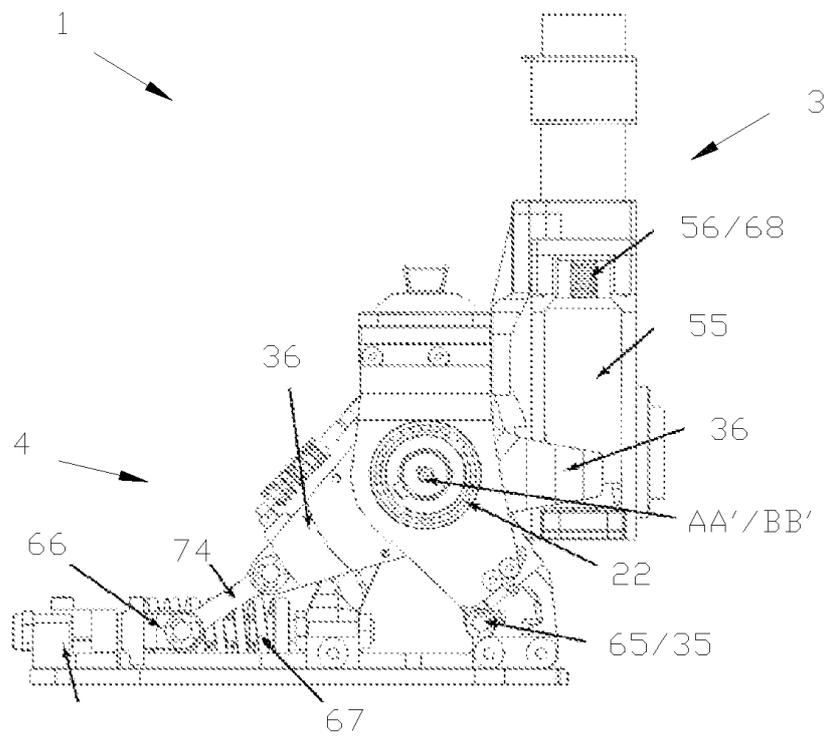


FIG 16

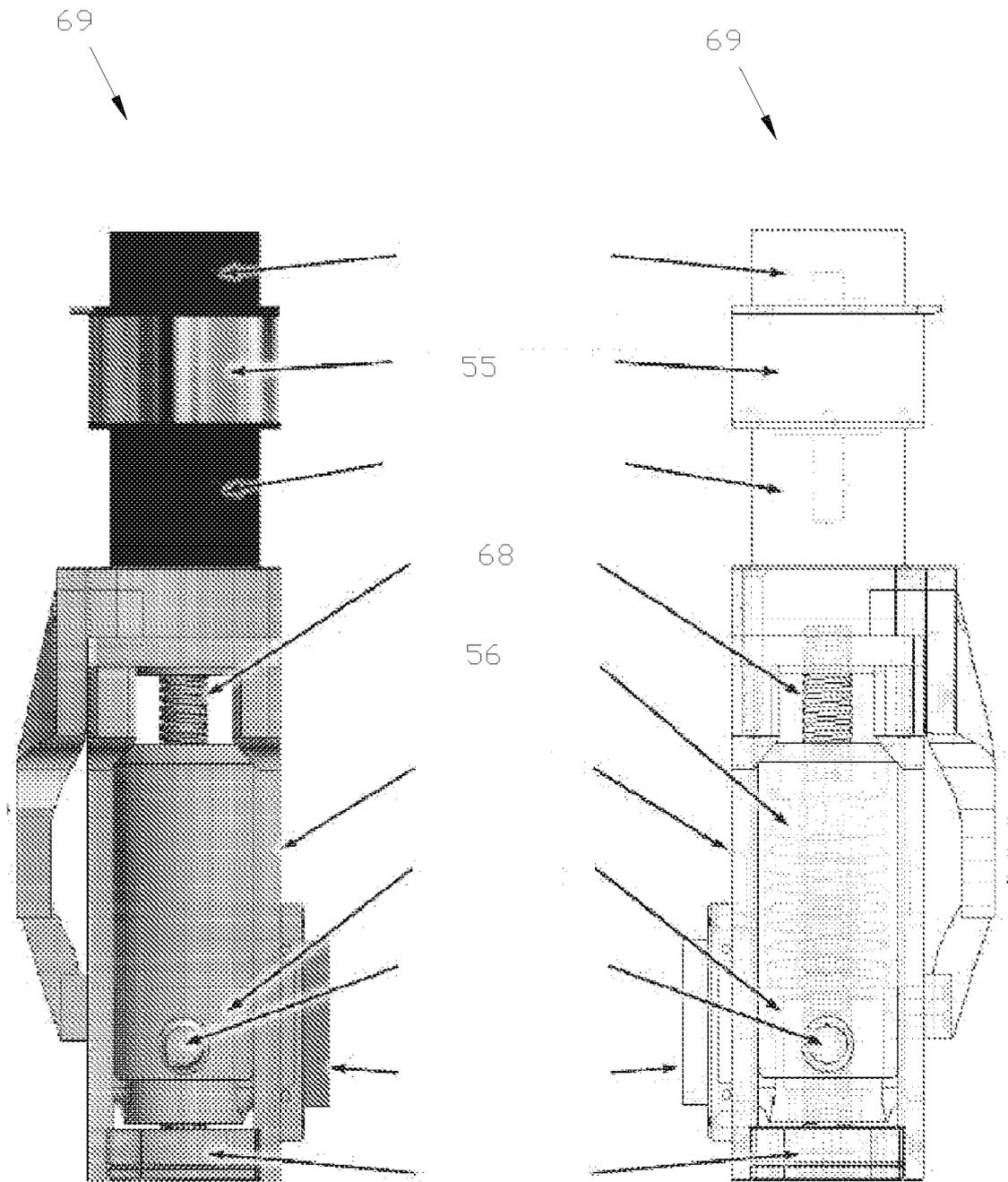


FIG 17

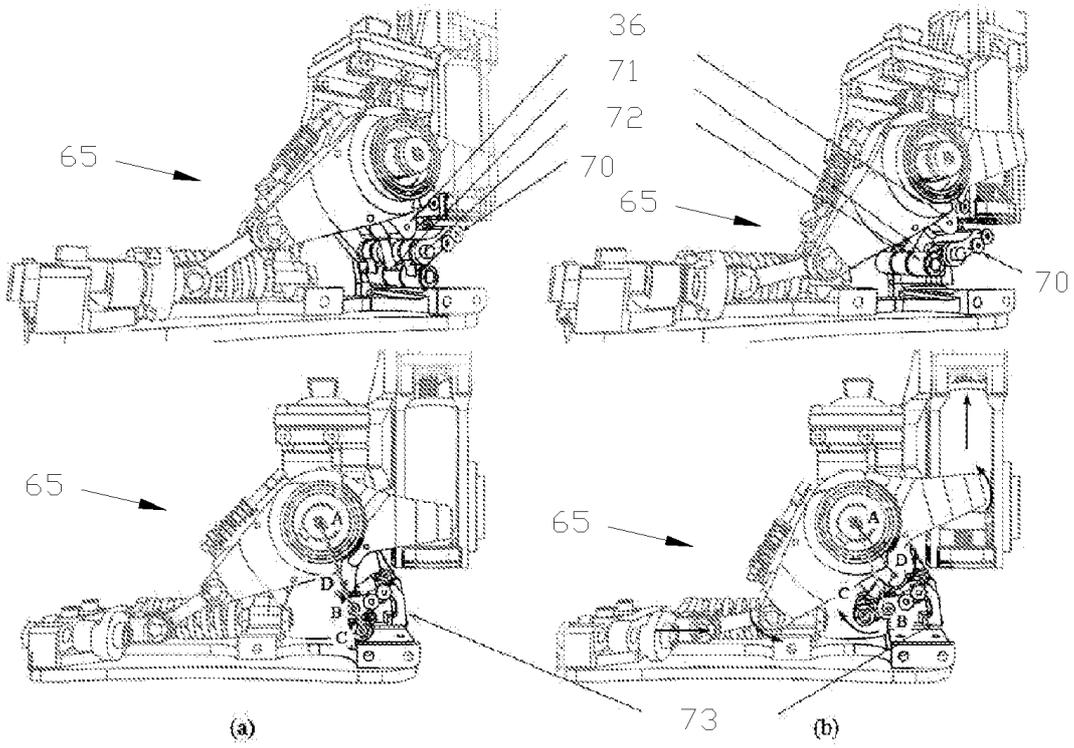


FIG 18

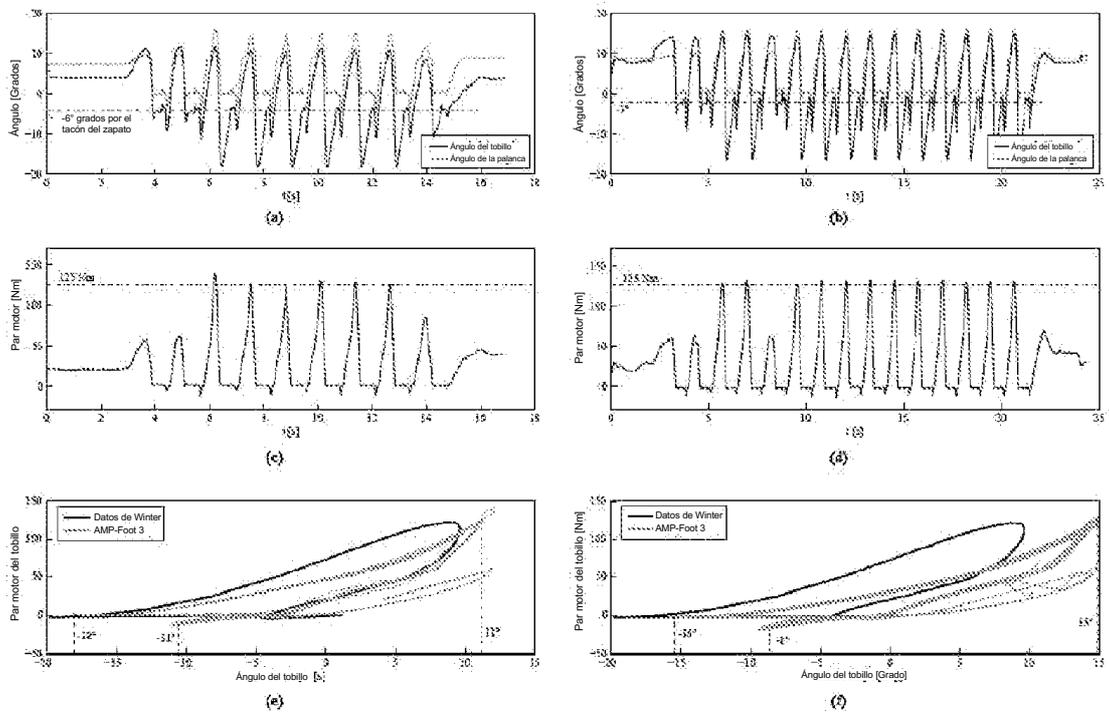


FIG 19

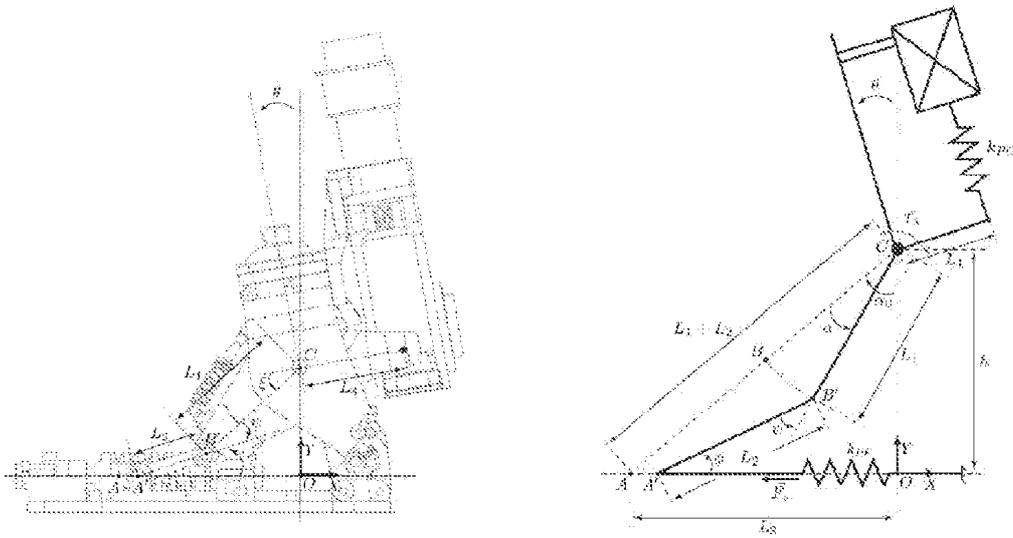


FIG 20

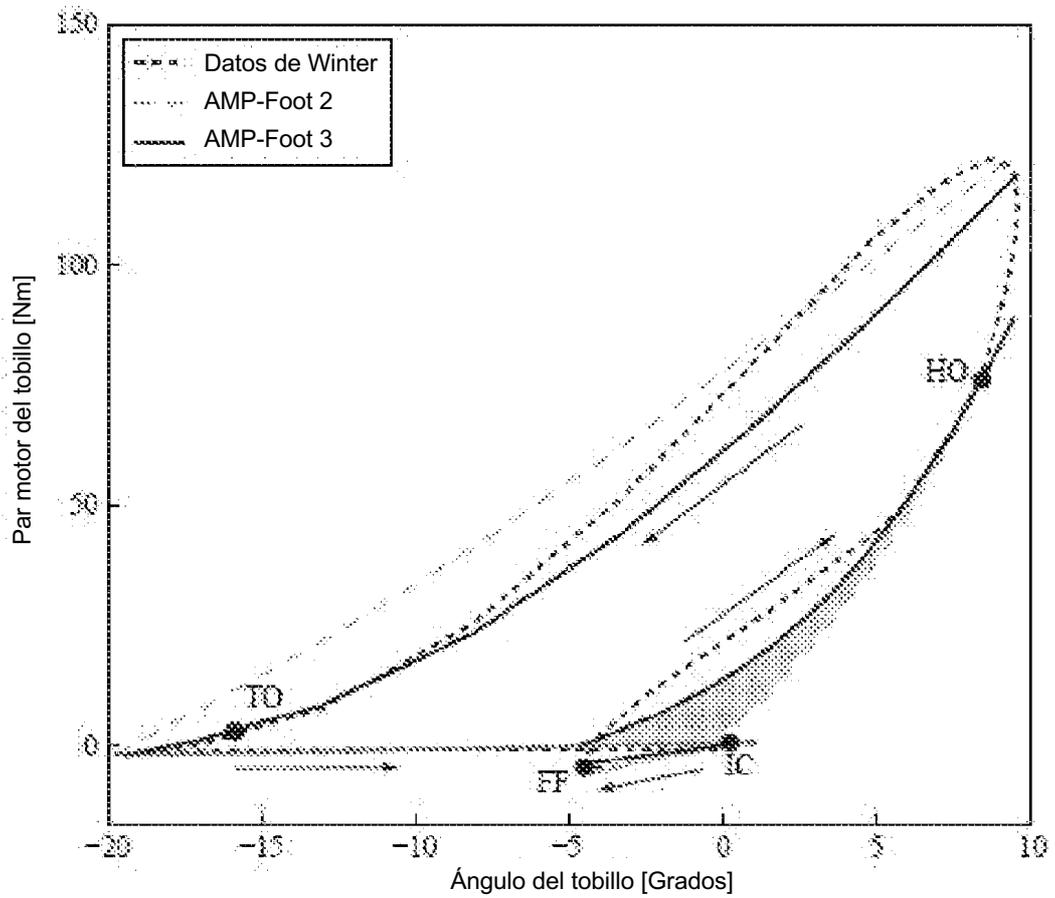
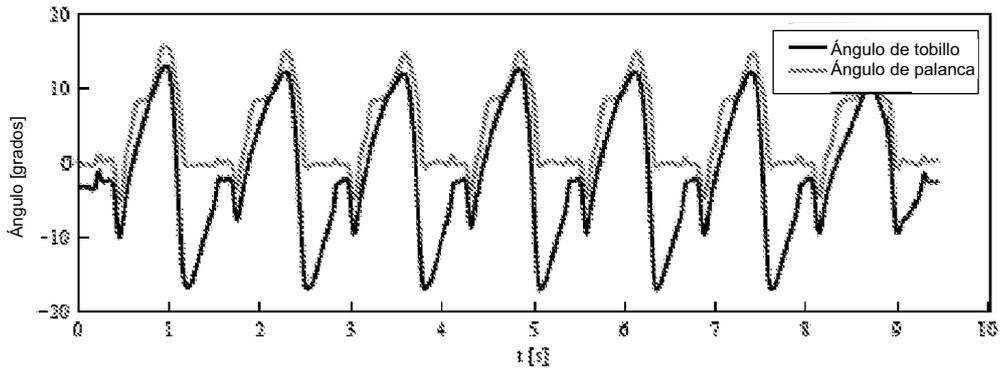
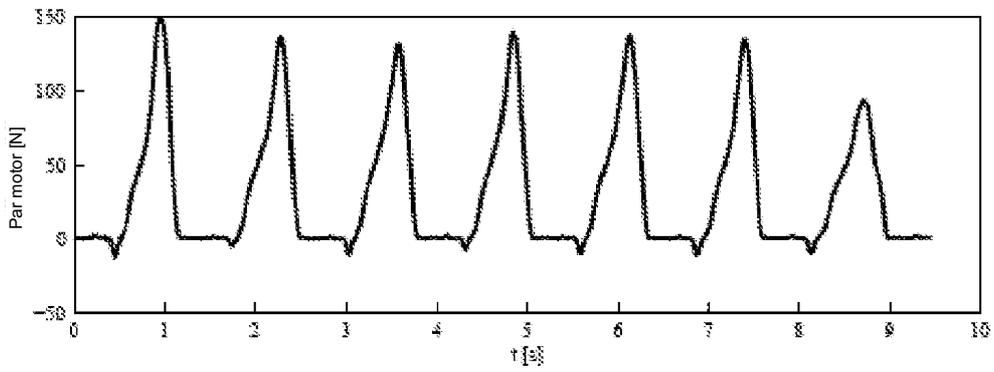


FIG 21



(a)



(b)

FIG 22

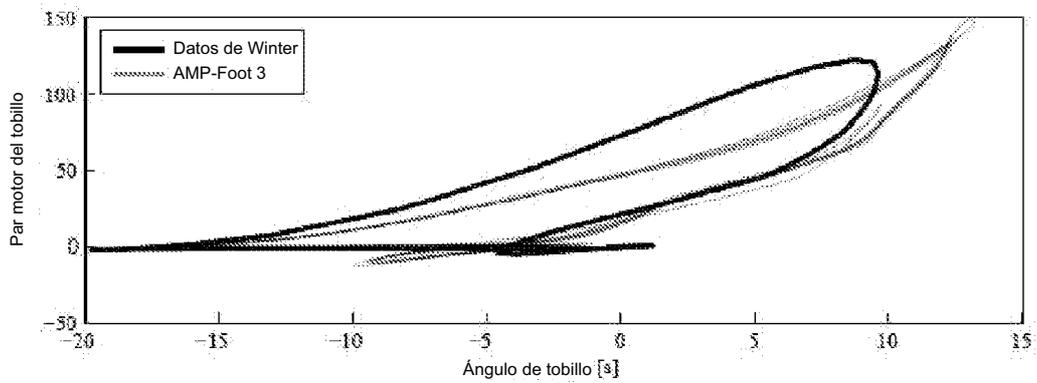


FIG 23

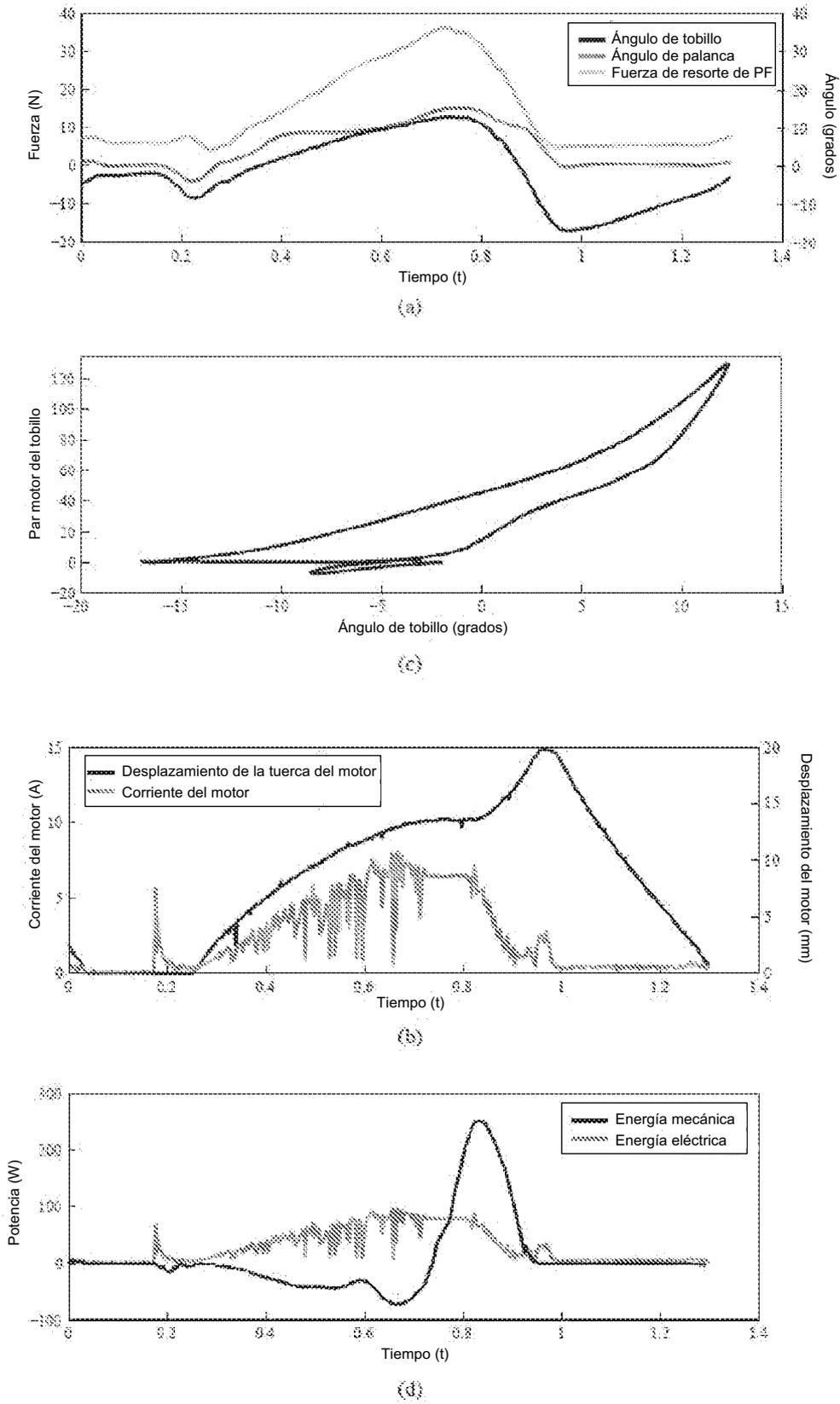


FIG 24

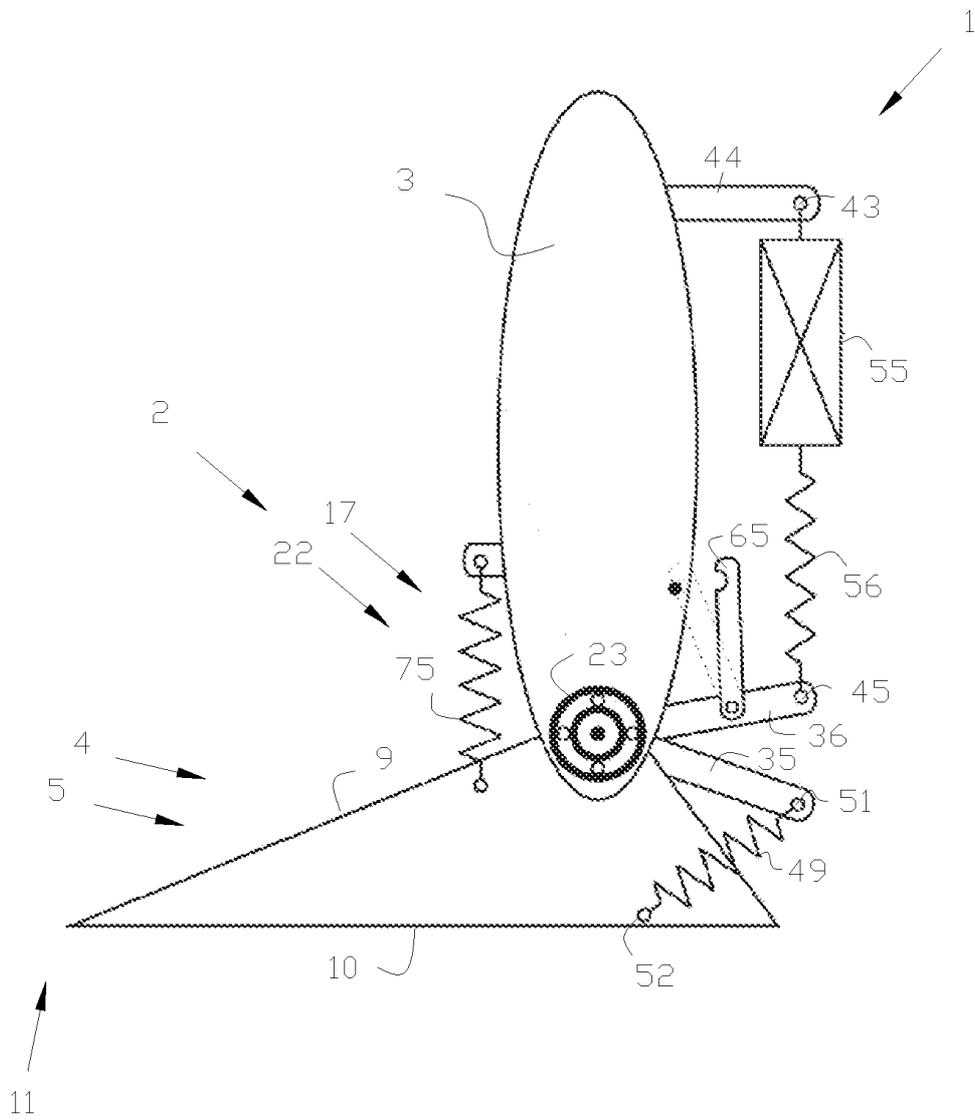


FIG 25