

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 713 777**

21 Número de solicitud: 201731352

51 Int. Cl.:

A61H 1/02 (2006.01)

A61H 3/02 (2006.01)

A61F 5/01 (2006.01)

12

SOLICITUD DE PATENTE

A1

22 Fecha de presentación:

23.11.2017

43 Fecha de publicación de la solicitud:

23.05.2019

71 Solicitantes:

GUTIÉRREZ GONZÁLEZ, Noel (100.0%)

Avda. del Floran, nº 3 - 1º C

33960 BLIMEA (SAN MARTIN DEL REY AURELIO)
(Asturias) ES

72 Inventor/es:

GUTIÉRREZ GONZÁLEZ, Noel

74 Agente/Representante:

GARCÍA-CABRERIZO Y DEL SANTO, Pedro María

54 Título: **SISTEMA DE ASISTENCIA MOTORIZADA**

57 Resumen:

Sistema de asistencia motorizado que comprende una órtesis de tibia con:

- Una sujeción tibial (1) que cubre la espinilla del usuario.
- Una sujeción de tobillo (2) articulada a la altura del eje del tobillo con una sujeción plantar (3).
- Un procesador (6);

La sujeción tibial (1) puede comprender un soporte (5) de un torno (7), motorizado, en el que se engancha una correa (8) cuyo extremo libre está fijado al pie, de forma que el torno (7) recoge la correa (8) cuando un sensor de la posición del pie indica que no está apoyado. Alternativamente puede comprender una órtesis de fémur con sendos actuadores de fémur (11, 12) que recojan o suelten en paralelo senda correas, una unida a un arnés o cinturón (13) y la otra a la sujeción tibial (1).

El sistema puede comprender como complemento o alternativa una órtesis de cadera.

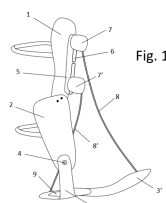


Fig. 1

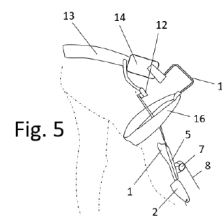


Fig. 5

ES 2 713 777 A1

DESCRIPCIÓN

Sistema de asistencia motorizada

5 SECTOR DE LA TÉCNICA

La presente invención se refiere a un sistema de asistencia motorizada, exoesqueleto, que en su versión más completa corresponde a un conjunto de tres órtesis que reproducen los movimientos propios de los músculos de la pierna permitiendo que un
10 individuo con discapacidad locomotora, pero con extremidades inferiores normales, pueda caminar. En la versión más simple corresponde a una órtesis tibial correctora del pie equino, permitiendo a los afectados por esta disfunción el movimiento normal. Es de aplicación en el campo de la ortopedia.

15 ESTADO DE LA TÉCNICA

Los sistemas de asistencia motorizada al desplazamiento, popularmente conocidos como exoesqueletos, se basan en sistemas lateralizados, un armazón metálico articulado recorre los laterales de las extremidades y en ellos van insertados una serie
20 de motores que ayudan o proporcionan, plenamente, la función locomotora.

Su mecanismo básico de actuación es elevar el cuerpo del paciente mediante motores, que deben soportar una gran carga de trabajo (casi el total del peso del paciente más el suyo propio).

25

El peso de dichos exoesqueletos, aunque se investiga y constantemente se trata de rebajar, es considerable. Además, al estar el peso distribuido en el lateral (motores y exoesqueleto en sí), cambia totalmente el centro de gravedad del paciente al moverse, siendo necesario el uso de giroscopios y sensores de inercia, que corrigen
30 constantemente a los motores para mantener el simple equilibrio del propio sistema paciente/exoesqueleto a la hora de caminar.

Esta combinación de potencia de motores, sensores, peso, y distribución que en nada reproducen la biomecánica propia del ser humano, encarecen considerablemente el
35 producto final.

Por otro lado, y como muestra del grado de modularidad del sistema, nos centraremos en una de combinaciones más simples, como solución funcional a un trastorno motor concreto. El pie equino, denominado "*drop foot*" en inglés, es una disfunción que impide el movimiento hacia arriba de la punta del pie, y por lo tanto dificulta andar e imposibilita correr. Para poder caminar, el paciente desarrolla, de diversas maneras, una sobrecompensación para paliar su deficiencia, dando como resultado una cojera que acarrea otra serie de problemas al sobrecargar grupos musculares y hacer que las articulaciones tengan un movimiento, un giro forzado o ambos. Sus causas son variadas, pero el tratamiento suele ser por órtesis.

Cuando ni el músculo ni el nervio tibial han sido afectados (no hay trauma, ni proceso de desmielinización), se han desarrollado dispositivos que estimulan dicho nervio, sustituyendo el impulso dimanante del sistema nervioso central, por una pequeña descarga en dicho nervio, justo por debajo de la rodilla, que activa el normal funcionamiento muscular. Si hay afección nerviosa, degenerativa, traumática o muscular, dichos dispositivos resultan inútiles.

Las órtesis desarrolladas se engloban bajo la denominación AFO (*Ankle Foot Orthosis*) en inglés, (órtesis de tobillo y pie) y son muy variadas. Desde las que únicamente realizan una estabilización pasiva del pie, manteniéndolo constante a 90 grados, hasta las dinámicas, que básicamente, realizan una acción de empuje sobre la base del pie, mediante el mecanismo de hacer palanca sobre los gemelos de la pierna. Las más avanzadas de las últimas, permiten incluso correr. Estos sistemas son puramente mecánicos.

También existen prototipos electrónicos, que no han podido ser comercializados por los problemas que comprenden como, por ejemplo, necesidad de una gran batería o equipo electrónico.

La invención se englobaría en este segundo tipo de órtesis, pues comprende unos equipos electrónicos que coordinan los elementos activos de la órtesis, pero con un coste y un número de elementos muy reducidos.

BREVE EXPLICACIÓN DE LA INVENCIÓN

La invención consiste en un sistema de asistencia motorizado según las reivindicaciones.

5 El sistema de asistencia motorizado, es un cambio de paradigma en dichos sistemas, pudiendo decir que se trata de un sistema “*exomuscular*”, más que de un exoesqueleto al uso. Reproduce el comportamiento de los propios músculos y tendones, en el mismo eje, sentido y dirección, haciendo que la articulación, con la mínima energía, se comporte como lo haría normalmente. Es decir, reproduce fielmente la biomecánica propia del sistema locomotor.

10

Está basado en el movimiento de balanceo que de manera natural realiza el ser humano al caminar, descargando de peso la pierna que vamos a mover, por lo que no es necesaria tanta potencia en los motores, como en los sistemas exoesqueleticos actuales, reduciendo drásticamente también su consumo energético.

15

Consigue una biomecánica perfecta, igual a la efectuada de manera natural por las personas sin lesión o incapacidad.

20 En el caso del pie equino, permite correr de manera natural. No requiere un esfuerzo constante sobre el gemelo como realizan algunas órtesis mecánicas. Por otro lado, requiere de un pequeño esfuerzo por parte del usuario, por lo que no atrofia los músculos.

25 En el sistema completo cargamos el peso en la pierna que queda fija, mientras descargamos de peso a la que vamos a mover, usando el mínimo de energía en cada movimiento.

30 Los exoesqueletos convencionales levantan la totalidad del peso corporal, sin tener en cuenta ni aprovechar (hasta donde se puede observar), dicho juego de balanceo.

30

El prototipo actual se ha diseñado pensando en personas con movilidad reducida, que caminan con muletas, por ejemplo, o que tengan distintos tipos de minusvalía, pero no para parapléjicos totales (sin ningún control sobre las extremidades inferiores)

35 El sistema se compone de tres secciones que, en conjunto y bajo las órdenes de un procesador, o microcontroladora central (CPU), que marca los tiempos y ángulos de giro

de los servomotores, actuadores o diferentes partes activas, actúan sobre las ortesis, reproduciendo los movimientos propios de los músculos al caminar, consiguiendo la movilización paulatina, preprogramada, de la extremidad.

5 El sistema se compone de tres órtesis (de tibia, de fémur/muslo y de cadera) que pueden ser ensambladas de manera más o menos independiente según las necesidades propias del paciente, o en conjunto, con lo que realizan de manera autónoma todos los movimientos propios de la pierna al caminar.

10 En concreto posee una órtesis tibial, especialmente aplicable para corregir el pie equino, con una sujeción tibial que cubre la espinilla del usuario, por ejemplo, una espinillera. Una sujeción de tobillo, articulada a la altura del eje del tobillo con una sujeción plantar. También comprende un procesador o controladora de la órtesis y su fuente de alimentación.

15

Además, la sujeción tibial comprende un soporte de uno o, preferiblemente, dos tornos, motorizados, de sendas correas. El extremo libre de la primera correa, o correa delantera, está fijado a la parte delantera del pie. En la solución más sencilla ("droop foot"), el torno recoge la correa delantera cuando un sensor de la posición del pie indica que no está apoyado en el suelo.

20

En la solución más completa, además de este primer movimiento descrito, el segundo torno hace lo propio a una correa enganchada a la parte trasera del calzado ("correa trasera"), elevando el talón a una señal bien de un sensor, bien de otro activador.

25 Ambos movimientos son contrarios y alternativos, (elevación del talón, elevación de la puntera).

Como ejemplos de sensores de la posición del pie se citan uno o más sensores de presión dispuestos en la sujeción plantar y uno o más acelerómetros o giroscopios.

30

En la solución más sencilla, el procesador y la fuente de alimentación están igualmente portados en el soporte.

Por su parte, el extremo libre de la correa delantera puede fijarse al pie por muchos métodos, siendo los más prácticos:

35

- Un lazo capaz de rodear al pie. Por ejemplo, una brida que se desechará por estar sucia.
 - Un enganche en el zapato, que deberá diseñarse a propósito para resistir esas tensiones.
- 5 - Un enganche en una prolongación de la sujeción plantar.

El extremo libre de la correa trasera idealmente iría enganchado directamente al calzado, modificado a tal efecto en los laterales posteriores tras el juego del tobillo, cerca del talón, de manera que se elevase directamente el calzado y este a su vez el talón.

10

Se pueden instalar poleas de derivación de las correas en el soporte para facilitar la orientación de las mismas.

15 Para el control de la carga del torno, se puede definir varias normas. La primera es asegurar que el torno libera (y retoma) una cantidad regulable de correa. La segunda es detener el torno cuando la resistencia de la correa supere un límite programable. Para ello se incluirá un sensor de carga en el torno o su motor.

20 La invención también puede comprender una órtesis de fémur, situada por encima de la rodilla. Se compone de un pequeño sistema sobre el muslo que sirve de base a dos actuadores de fémur:

- El actuador de fémur inferior está unido mediante una correa, preferiblemente ajustable, a la órtesis tibial, produciendo la extensión de la rodilla al accionarse.
- 25 El plegado de la rodilla (flexión parcial), se produce por la combinación del movimiento de la órtesis de cadera y del segundo torno de la órtesis de tibia (que actúa sobre el talón, elevándolo).

- El actuador de fémur superior se encuentra unido a un cinturón / arnés (idealmente de hombros), que puede compartir con la órtesis de cadera, y realiza un movimiento similar de alargar o acortar su correa, simplemente como compensación del primero. Así la fuerza resultante no se pierde en la natural palanca del actuador de fémur inferior sobre la órtesis de fémur, ni sobre el muslo, sino que la máxima fuerza tractora produzca el efecto deseado (extensión de la rodilla).
- 30
- 35

Si el paciente únicamente necesitase la órtesis de fémur, se pueden eliminar o desactivar los elementos activos (torno, correa) de la órtesis tibial, usándose únicamente ésta como órtesis pasiva, a fin de realizar únicamente, la extensión de la rodilla.

5

Finalmente, la invención puede constituirse como una órtesis de cadera, formada por un arnés que porta igualmente uno o más actuadores de cadera. Este actuador de cadera preferiblemente comprende un sistema de tiro (sólido) que modifica el ángulo para que la dirección de esfuerzo sea inicialmente lo más paralela al suelo posible (es decir que permita el avance con más eficiencia). Para ello, por ejemplo poseerá un radio muy elevado de forma que el movimiento, al principio, sea prácticamente recto y horizontal. Más adelante se levantará la pierna con el resto del movimiento del sistema de tiro.

Esta órtesis de cadera puede utilizarse de forma independiente a las demás, o más preferiblemente como complemento para completar la asistencia al usuario.

15

Todo ello puede poseer un botón de activación, para que el sistema se active o desactive cuando el usuario lo necesite y no esté en reposo o detenido. Más aún, se podrá regular el botón de activación en respuesta a las necesidades. Por ejemplo, si el usuario va a subir un pequeño escalón, la órtesis de cadera podrá necesitar una actuación algo mayor.

20

Para corregir el pie equino, puede comprender un sensor de presión localizado en la planta del talón, que indica a la CPU cuando este se encuentra levantado o en contacto con el suelo, activando o desactivado del motor (elevando o no la puntera del pie).

25

DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

Para una mejor comprensión de la invención, se incluyen las siguientes figuras.

30

Figura 1: vista general de un ejemplo de realización del sistema de asistencia motorizado, de la órtesis tibial, eliminando cableado para simplificar la vista.

Figura 2: esquema de la posición de los diferentes elementos de otra realización, en el momento en el que el paciente levanta el talón del suelo.

35

Figura 3: esquema de la posición de los diferentes elementos de la realización de la figura 2, en el momento en el que el pie se encuentra separado del suelo (en el aire).

Figura 4: vista esquemática de la parte superior de una realización más avanzada, que comprende la órtesis de fémur.

Figura 5: vista esquemática de una realización aún más avanzada, con las tres órtesis fijadas a una pierna (en línea discontinua).

10 MODOS DE REALIZACIÓN DE LA INVENCION

A continuación se pasa a describir de manera breve un modo de realización de la invención, como ejemplo ilustrativo y no limitativo de ésta.

15 La órtesis tibial mostrada en la figura 1 parte de una sujeción tibial (1), cubriendo la espinilla del usuario, que se prolonga hacia la parte inferior mediante una sujeción del tobillo (2), y una sujeción plantar (3), normalmente limitada al talón. La unión entre la sujeción del tobillo (2) (una parte por cada lado del tobillo, aunque sólo se aprecie un lado) y la sujeción plantar (3) se realiza a través de una articulación (4) que permite la rotación de ambas. La articulación (4) deberá estar alineada con el eje de rotación del tobillo del usuario o paciente. Esta alineación será normalmente realizada por un técnico.

La sujeción tibial (1) posee un soporte (5) del equipamiento eléctrico y mecánico, formado principalmente por el procesador (6) (CPU) y un torno (7) motorizado de una correa (8). El extremo libre de la correa (8) está fijado al pie, en cerca de la puntera. Esta fijación puede ser por medio de un lazo que rodee el pie, un enganche en el zapato o en una prolongación (3') de la sujeción plantar (3), u otro sistema similar. La posición del torno (7) será preferiblemente sobre el eje longitudinal del pie, para que la correa (8) realice el movimiento más sencillo y no haya esfuerzos laterales sobre el torno (7). Si se desea, se podrán instalar poleas de derivación. La órtesis de tibia puede poseer un segundo torno (7') con su correa trasera (8') que realice el movimiento contrario de la articulación. Es decir, que ayude a elevar el talón (en conjunto con el movimiento de la órtesis de cadera provoca la semiflexión y desbloqueo de la rodilla).

35

En la solución más sencilla (droop foot) el procesador (6) pondrá en marcha el torno (7) según las lecturas de uno o más sensores de presión (9) dispuestos en la sujeción plantar (3) o en su prolongación. El movimiento de liberar correa (8) puede no estar motorizado porque el propio pie tirará de ella. Bastará con liberar un freno (no representado). Es igualmente posible detectar la posición del pie por medio de giroscopios o acelerómetros.

Los tornos (7) y (7') estarán activados normalmente por dos servomotores, y se podrán regular la longitud de las correas (8 y 8') que debe recoger, o detectar cuándo la resistencia del pie a la recogida de las correas (8 y 8') supera un límite programable.

En la solución más sencilla (droop foot) si se desea, aunque no es realmente necesario, se puede modificar la reacción si detecta que el usuario corre o trota. Esa modificación puede hacerse vía software, al detectar un incremento de frecuencia en los cambios de presión. En carrera, el punto de no tiro podría ser menor (más alto en el recorrido de la pierna) o hacer que el recorrido ascendente sea mayor.

En las figuras 2 y 3 se muestra la posición de los diferentes elementos de la órtesis tibial en su solución más simple (únicamente droop foot) durante el apoyo y la elevación del pie. Esta solución se aplica a los casos en que el paciente no puede levantar la punta del pie.

En la solución mas compleja (en la que el paciente no pueda elevar el talón por si mismo), dicho movimiento lo realizaría el segundo torno (7') de manera análoga (torno no representado en estas dos figuras, pero si en el a figura 1).

En la figura 2 se aprecia el inicio del movimiento en la solución más simple. El paciente eleva el talón, provocando que un sensor de presión (9) de la señal a la CPU / procesador (6) para que mande al torno (7) que inicie la recogida programada de la correa (8) y eleve la punta del pie (figura 3).

En una solución más compleja, un accionador externo (un botón por ejemplo) daría la señal a la CPU para que el segundo torno (7'), realizase dicha elevación de talón. Dicho movimiento se dará a la vez que se mueve un actuador de cadera (14) de la órtesis de cadera que se indicará más adelante, complementándose ambos para producir el

desbloqueo de rodilla y la efectiva elevación de talón (imposible si la rodilla permanece bloqueada / estirada).

Un tiempo preprogramado después, el segundo torno (7') pasa a reposo y se activa el
5 torno (7), según ya hemos descrito, a la vez que el torno de la órtesis de cadera
continúa con su movimiento, permitiendo el avance efectivo de la pierna.

La solución preferida para la sujeción tibial (1) es aplicar una espinillera, que permite
colocar el soporte (5) en la posición deseada. En cambio, la sujeción del tobillo (2) y la
10 sujeción plantar (3) pueden estar constituidas por una tobillera articulada. Estos
elementos ya están disponibles en el mercado y sólo sería necesaria su unión.

En la figura 4 se muestra una realización más avanzada, que comprende la mayoría de
los elementos de la órtesis tibial, señalados con las mismas referencias, así como una
15 órtesis de fémur.

La órtesis de fémur comprende una fijación del muslo (10), situada por encima de la
rodilla y por delante del paciente. La fijación porta dos actuadores de fémur (11,12). El
actuador de fémur inferior (11) está unido mediante una correa a la órtesis tibial. El
20 actuador de fémur superior (12) está fijado mediante otra correa a un cinturón, pero más
preferiblemente a un arnés (13) puesto que debe ser capaz de aguantar la tensión que
mueve la rodilla.

Cuando se activa el actuador de fémur inferior (11) se produce la extensión de la rodilla.
25 A la vez, el actuador de fémur superior (12) realiza el movimiento contrario (que
corresponde igualmente a alargar o acortar la correa correspondiente) para compensar
los esfuerzos y trasladarlos al arnés (13).

Si el paciente únicamente necesitase la órtesis de fémur, se pueden eliminar o
30 desactivar los elementos activos de la órtesis tibial para que todas las funciones las
realice la órtesis de fémur, pasando la órtesis tibial a ser una órtesis pasiva.

En la figura 5 se muestra una órtesis de cadera, que parte de un arnés (13) de hombros
que es el utilizado también para el enganche superior de la órtesis de fémur. El sistema
35 de tiro y funcionamiento es similar a las partes activas de las otras órtesis. Sin embargo,
el actuador de cadera (14) que tira de la correa correspondiente ha de ser mayor, y

- generalmente requiere de una palanca (15) que ayude a reorientar el esfuerzo. Se trata de conseguir que el movimiento sea inicialmente lo más paralelo al suelo posible en lugar de ascendente (que es el movimiento natural de cualquier actuador en esa posición y el de los demás descritos en la invención). El actuador de cadera (14) estará
- 5 unido por la palanca (15) y su correa a una fijación de pernera (16), que será normalmente un lazo o collar. Así provoca que el movimiento del actuador de cadera (14) genere el balanceo de la extremidad, y finalmente una ligera elevación de la misma. La palanca (15) cambia el radio de giro del actuador de cadera (14) y el punto desde donde se realiza el esfuerzo sobre la fijación de pernera (16).
- 10
- La alimentación será preferiblemente por una batería recargable, de polímero de litio, con una capacidad de 1500 mAh o mayor según la complejidad del sistema. Cuantas más órtesis deban estar activas, más capacidad y potencia puede ser necesaria.
- 15
- En uso, la versión más completa realiza las siguientes operaciones. Cuando el sensor de presión (9), uno o más acelerómetros, o un botón, indican al procesador (6) que es el momento de elevar la pierna, la órtesis de cadera desbloquea la rodilla moviendo la la pierna, paralelamente al suelo, simultáneamente, el segundo torno (7') eleva el talón, provocando la semiflexión de la rodilla.
- 20
- En una segunda fase, el segundo torno (7'), pasa a estar inactivo, y se activa el torno (7), elevando la puntera del pie (en ese momento el pie no está apoyado en el suelo), a la vez que el actuador de cadera (14) de la órtesis de cadera (cuyo movimiento es continuo), finaliza el balanceo y elevación de la pierna, provocando que esta se
- 25
- adelante al eje del cuerpo.
- Finalmente, en una tercera fase, la órtesis de fémur procede a extender la rodilla justo antes del apoyo y el sistema está listo para reiniciar el paso con la pierna contraria.

REIVINDICACIONES

1- Sistema de asistencia motorizado caracterizado por que comprende una órtesis tibial con:

- 5
- una sujeción tibial (1) que cubre la espinilla del usuario;
 - una sujeción de tobillo (2) articulada a la altura del eje del tobillo con;
 - una sujeción plantar (3);
 - un procesador (6) que recibe una señal de activación;
 - una fuente de alimentación;

10 y una parte activa seleccionada entre:

- un soporte (5) de un torno (7), motorizado, de una correa (8) cuyo extremo libre está fijado al pie, de forma que el torno (7) recoge la correa (8) cuando el pie no está apoyado en el suelo, todo ello portado en la sujeción tibial (1)
- una órtesis de fémur formada por una fijación del muslo (10), situada por encima de la rodilla y por delante del paciente, un actuador de fémur inferior (11) unido mediante una correa a la sujeción tibial (1), y un actuador de fémur superior (12) fijado mediante otra correa a un arnés o cinturón (13), estando ambos actuadores de fémur (11,12) coordinados para recoger o soltar correa en paralelo cuando el pie no está apoyado en el suelo.

20

2- Sistema, según la reivindicación 1, cuyo sensor de la posición del pie es uno o más sensores de presión (9) dispuestos en la sujeción plantar (3).

25 3- Sistema, según la reivindicación 1, cuyo sensor de la posición del pie es uno o más acelerómetros o giroscopios.

4- Sistema, según la reivindicación 1, cuyo procesador (6) está igualmente portado en el soporte (5).

30 5- Sistema, según la reivindicación 1, donde el extremo libre de la correa (8) recogida en el torno (7) está fijado al pie por un método seleccionado entre:

- un lazo capaz de rodear al pie;
- un enganche en el zapato
- un enganche en una prolongación (3') de la sujeción plantar (3).

35

- 6- Sistema, según la reivindicación 1, cuyo soporte (5) posee poleas de derivación de la correa.
- 5 7- Sistema, según la reivindicación 1, cuyo torno (7) libera una cantidad regulable de correa.
- 8- Sistema, según la reivindicación 1, cuyo torno (7) se detiene cuando la resistencia de la correa supera un límite programable.
- 10 9- Sistema, según la reivindicación 1, cuya sujeción tibial (1) es una espinillera.
- 10- Sistema, según la reivindicación 1, donde la sujeción del tobillo (2) y la sujeción plantar (3) están constituidas por una tobillera articulada.
- 15 11- Sistema, según la reivindicación 1 y con la órtesis de fémur, que comprende además una órtesis de cadera formada por un arnés o cinturón que sostiene un actuador de cadera (14), configurado para disponerse próximo a la cadera del usuario, que mueve una palanca (15) cuyo extremo está configurado para unirse al muslo del usuario
- 20 12- Sistema de asistencia motorizado caracterizado por que comprende una órtesis de cadera formada por un arnés o cinturón que sostiene un actuador de cadera (14), configurado para disponerse próximo a la cadera del usuario, que mueve una palanca (15) cuyo extremo está configurado para unirse al muslo del usuario mediante una
- 25 correa.
- 13- Sistema, según la reivindicación 1, cuyo procesador (6) recibe la señal de activación de un sensor de la posición del pie que detecta si está apoyado en el suelo.
- 30 14- Sistema, según la reivindicación 1, cuya órtesis de tibia comprende un segundo torno (7') unido al talón del pie por una correa trasera (8').
- 15- Sistema de asistencia motorizado caracterizado por que comprende una órtesis de cadera formada por un arnés o cinturón que sostiene un actuador de cadera (14),
- 35 configurado para disponerse próximo a la cadera del usuario, que mueve una palanca

(15) cuyo extremo está configurado para unirse al muslo del usuario mediante una correa.

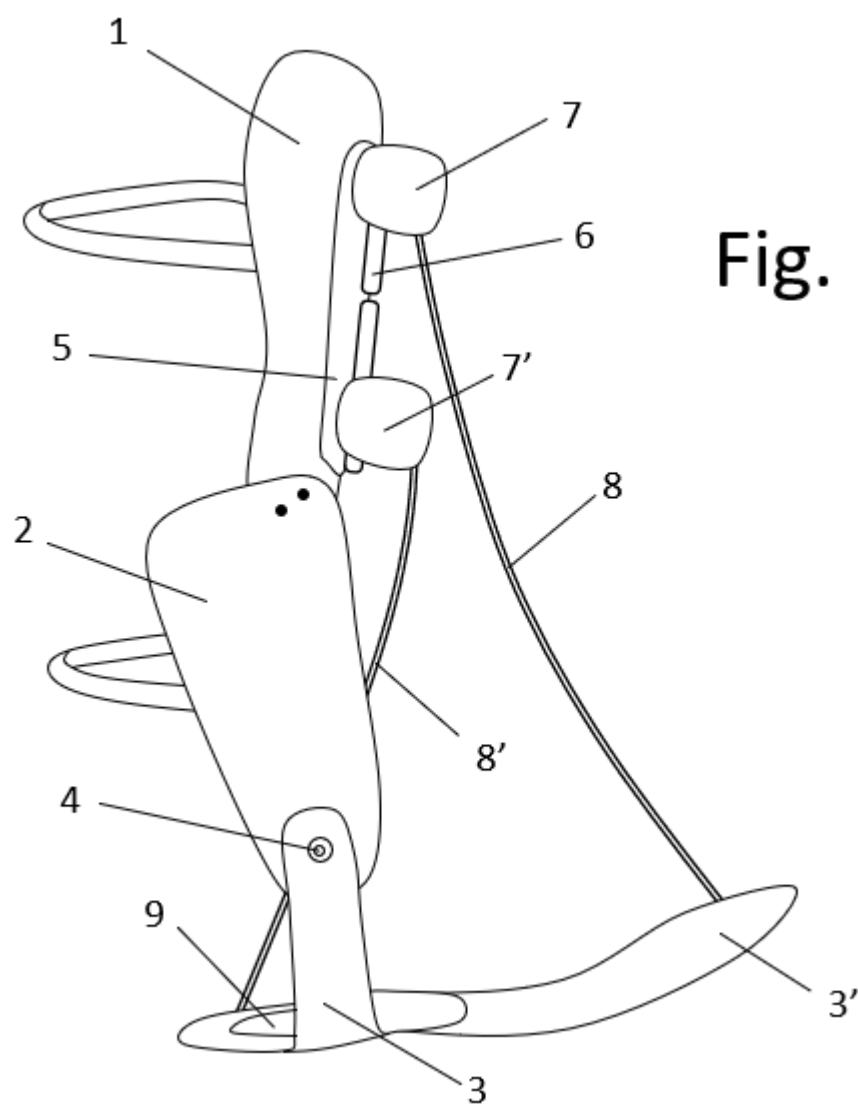
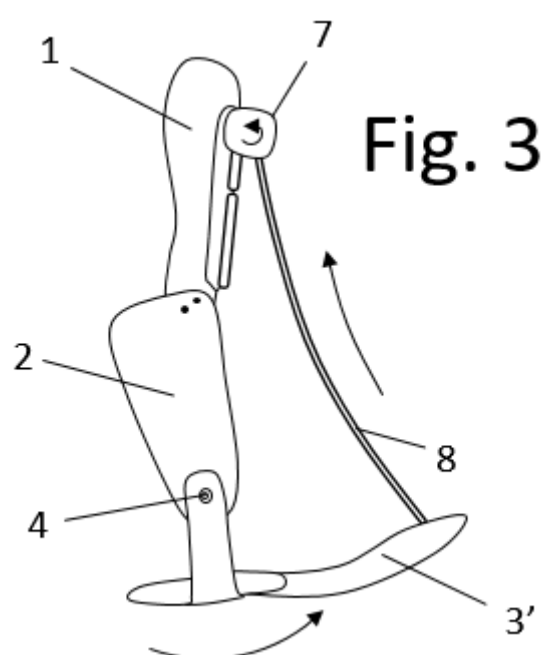
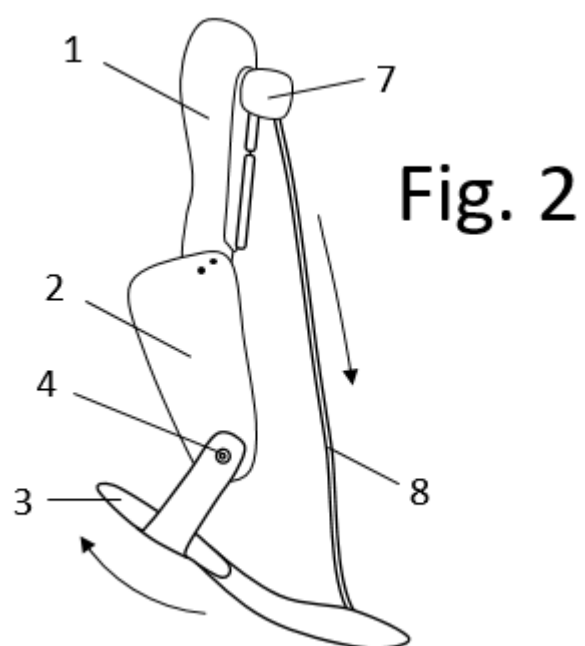
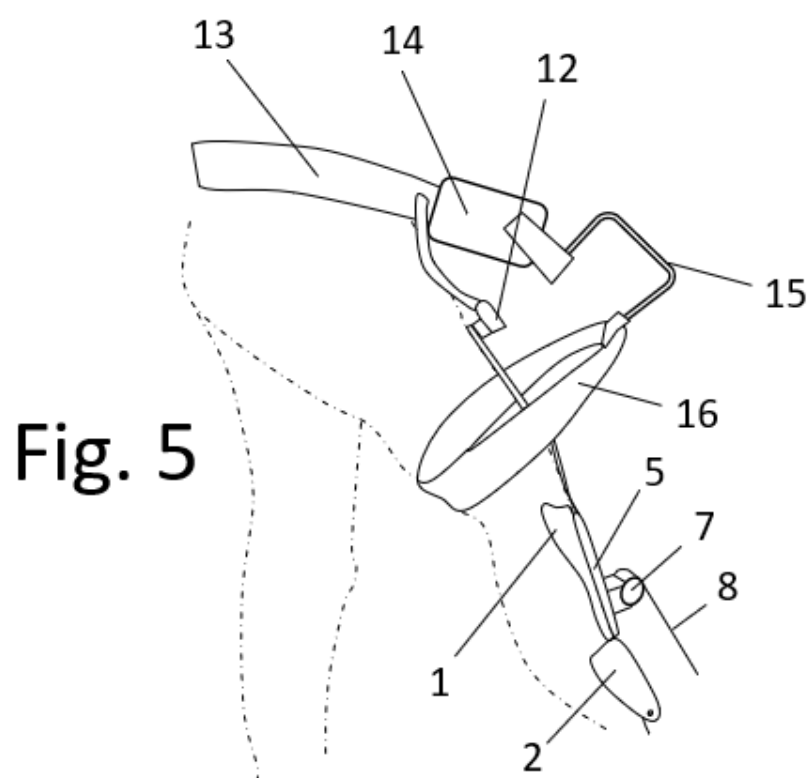
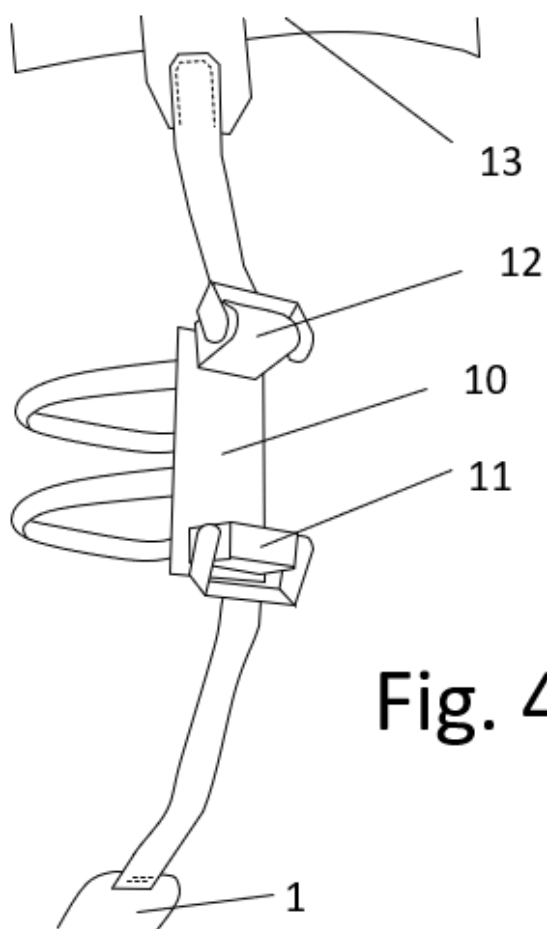


Fig. 1







- ②① N.º solicitud: 201731352
②② Fecha de presentación de la solicitud: 23.11.2017
③② Fecha de prioridad:

INFORME SOBRE EL ESTADO DE LA TECNICA

⑤① Int. Cl.: Ver Hoja Adicional

DOCUMENTOS RELEVANTES

Categoría	⑤⑥ Documentos citados	Reivindicaciones afectadas
X A	US 2016250094 A1 (AMUNDSON KURT et al.) 01/09/2016, Página 4, párrafo [36] - página 7, párrafo [52]; figuras 1 - 4, 6a, 7 - 8b.	15 1-11, 13-14
X A	US 2017027802 A1 (JANG JUN-WON et al.) 02/02/2017, Página 3, párrafo [66] - página 4, párrafo [80]; figuras 1 - 3.	15 1-11, 13-14
A	US 5112296 A (BEARD JOHN et al.) 12/05/1992, Columna 4, línea 1 - columna 7, línea 52; figuras 1 - 5.	1
A	KR 101703634B B1 (YESU HOSPITAL MANEGEMENT FOUND) 08/02/2017, Resumen de la base de datos EPODOC. Recuperado de EPOQUE, AN: KR-20160057065-A Resumen de la base de datos WPI. Recuperado de EPOQUE, AN:2017-12314G; Figuras 1 - 3.	1,2,5,13
A	WO 2016180073 A1 (UNIV HONG KONG POLYTECHNIC) 17/11/2016, Página 6, párrafo [45] - página 11, párrafo [60]; figuras 1 - 4.	2-4
A	US 2005070834 A1 (HERR HUGH et al.) 31/03/2005, Página 2, párrafos [18 - 26]; reivindicaciones 1-24; figura 1.	1,2,4,9

Categoría de los documentos citados

X: de particular relevancia

Y: de particular relevancia combinado con otro/s de la misma categoría

A: refleja el estado de la técnica

O: referido a divulgación no escrita

P: publicado entre la fecha de prioridad y la de presentación de la solicitud

E: documento anterior, pero publicado después de la fecha de presentación de la solicitud

El presente informe ha sido realizado

☒ para todas las reivindicaciones

☐ para las reivindicaciones nº:

Fecha de realización del informe
06.03.2019

Examinador
C. Marín Calvo

Página
1/2

CLASIFICACIÓN OBJETO DE LA SOLICITUD

A61H1/02 (2006.01)

A61H3/02 (2006.01)

A61F5/01 (2006.01)

Documentación mínima buscada (sistema de clasificación seguido de los símbolos de clasificación)

A61H, A61F

Bases de datos electrónicas consultadas durante la búsqueda (nombre de la base de datos y, si es posible, términos de búsqueda utilizados)

INVENES, EPODOC, WPI