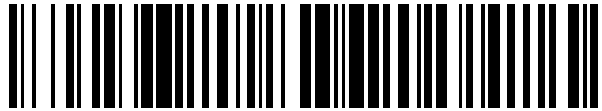


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 669 602**

51 Int. Cl.:

A61H 1/02 (2006.01)

B25J 9/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **21.06.2012 PCT/EP2012/002628**

87 Fecha y número de publicación internacional: **27.12.2012 WO12175211**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **21.06.2012 E 12731302 (1)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **21.02.2018 EP 2723536**

54 Título: **Exoesqueleto**

30 Prioridad:
21.06.2011 US 201161499663 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
28.05.2018

73 Titular/es:
**SABANCI UNIVERSITY (100.0%)
Orta Mahalle Universite cad. No 27 Orhanli
34956 Tuzla Istanbul, TR**

72 Inventor/es:
VOLKAN, PATOGLU

74 Agente/Representante:
FORTEA LAGUNA, Juan José

ES 2 669 602 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

Exoesqueleto

5 1. Campo de la invención

[0001] Los exoesqueletos mecánicos se utilizan por ejemplo para la rehabilitación asistida por robot de pacientes con lesiones neurológicas. Para dichos exoesqueletos, se requieren articulaciones que tengan capacidades de movimiento que correspondan a las capacidades de movimiento de los humanos.

10 2. Técnica anterior

15 [0002] Las lesiones neurológicas son la principal causa de discapacidad grave a largo plazo. Cada año, alrededor de 15 millones de personas sufren un ictus. Según la National Stroke Association de los EE. UU., el coste estimado por paciente en los primeros 3 meses de tratamiento es de aproximadamente 15 mil dólares. Además, para el 10 % de los casos estos costes exceden de los 35 mil dólares. La situación se agrava aún más con el envejecimiento de la población, en particular en los países de la UE y Japón.

20 [0003] La terapia de rehabilitación física es indispensable para tratar discapacidades neurológicas. Las terapias son más efectivas cuando los ejercicios son repetitivos, intensos, a largo plazo y de tareas específicas. Sin embargo, las terapias repetitivas con alta intensidad son costosas debido a la carga física y el trabajo manual que suponen.

25 [0004] En los últimos años, el uso de sistemas electromecánicos para la rehabilitación se ha convertido en omnipresente, gracias a los recientes avances en la investigación sobre la interacción hombre-máquina. La asistencia de ejercicios de rehabilitación repetitivos y con implicación física que utilizan dispositivos robóticos no solo ayuda a eliminar la carga física de la terapia de movimiento para los terapeutas, sino que también disminuye los costes relacionados con la aplicación. Además, la terapia de rehabilitación mediada por robots permite mediciones cuantitativas del progreso del paciente y puede utilizarse para realizar protocolos de tratamiento personalizados e interactivos. Los robots de rehabilitación aumentan la fiabilidad, precisión y eficacia de las terapias tradicionales de rehabilitación física, permiten la participación activa de los pacientes asistiendo a los pacientes solo en caso necesario, facilitan la fácil adaptación de la duración e intensidad de las terapias realizables, pueden aplicarse a pacientes con todos los niveles de discapacidad, motivan a los pacientes a soportar intensas sesiones de terapia gracias a la integración de realidad virtual, y son capaces de realizar nuevos protocolos de tratamiento con entornos virtuales y retroalimentación háptica. En la bibliografía, se han demostrado los efectos beneficiosos de la rehabilitación asistida por robot con respecto a la fisioterapia convencional a través de ensayos clínicos.

40 [0005] Los dispositivos de rehabilitación de miembros superiores se pueden clasificar en tres categorías principales: robots del tipo efectores terminales, sistemas de suspensión de cables y exoesqueletos. Los robots de rehabilitación del tipo efector terminal presentan un solo punto de interacción (el efector terminal) con el paciente y los movimientos de la articulación de estos dispositivos no se corresponden con los movimientos humanos. Por lo tanto, sin restricciones externas aplicadas para limitar al paciente, dichos mecanismos no pueden proporcionar terapias específicas para las articulaciones. Además, los movimientos compensatorios del paciente no pueden detectarse cuando se utilizan estos dispositivos. Por otro lado, los robots del tipo efector terminal son ventajosos gracias a su estructura cinemática sencilla y bajo coste.

45 [0006] Un ejemplo bien conocido del robot de rehabilitación del tipo efector terminal es MIT-Manus. MIT-Manus es un robot de tipo impedancia que posee dos motores de accionamiento directo anclados para proporcionar pares que ayudan o resisten los movimientos del paciente. Otro ejemplo de dichos dispositivos es el Gentle/s, que usa un robot de admitancia (HapticMaster) junto con un mecanismo de cardan para conectarse a la muñeca humana. Reha-Slide es otro dispositivo de base fija que está diseñado para administrar terapias de movimiento resistivo. Reha-Slide tiene dos soportes que se colocan horizontalmente en una mesa y permite movimientos de brazos hacia adelante y hacia atrás. Los robots de tipo efector terminal también se han utilizado para imponer ejercicios bimanuales. En particular, el sistema MIME basado en un robot PUMA de 6 grados de libertad (GDL) controlado por admitancia se ha utilizado para proporcionar terapias en espejo.

55 [0007] Los dispositivos de suspensión de cables ayudan a movilizar la extremidad superior del cuerpo mediante la compensación de las fuerzas gravitatorias. Estos dispositivos son sistemas pasivos con una estructura cinemática sencilla; por lo tanto, los dispositivos de suspensión de cables son de bajo coste. Sin embargo, estos dispositivos no pueden ayudar u oponer resistencia a los pacientes mientras completan tareas terapéuticas y carecen de capacidades de medición.

60 [0008] A diferencia de los robots de tipo efector terminal, los exoesqueletos se unen al miembro humano en múltiples puntos de interacción y el movimiento de estos dispositivos se corresponde con las articulaciones humanas. Como resultado, los exoesqueletos son capaces de aplicar pares controlados a las articulaciones dirigidas individualmente y medir los movimientos de estas articulaciones específicas desacopladas de los movimientos de las otras articulaciones. Por desgracia, los exoesqueletos poseen una estructura cinemática más compleja en

comparación con los robots de tipo efector terminal y, por lo tanto, son más costosos. Los exoesqueletos se pueden agrupar además en tres categorías.

5 **[0009]** Las ortesis constituyen el primer grupo de exoesqueletos. Las ortesis tienen como objetivo apoyar físicamente a las personas mientras realizan tareas diarias. El exoesqueleto de cuerpo completo HAL-5 es un ejemplo de dichas ortesis (“Robot suit HAL”, <http://www.cyberdyne.jp/english/robotsuit/index.html>). Otro ejemplo de dichas ortesis es el robot Myomo (“Myomo”, http://www.myomo.com/myomo_product_stroke_rehabilitation_arm_brace_technology_overview.asp), una ortesis de codo. Otra ortesis bien conocida es la Rewalker (A. Goffer, “Gait-locomotor apparatus”, Patente de EE. UU. 7.153.242). A diferencia de Myomo, las ortesis Rewalker están específicamente diseñadas para que los miembros inferiores ayuden a los usuarios durante los movimientos de la marcha.

15 **[0010]** El segundo grupo se compone de los exoesqueletos de aumento de fuerza. Estos robots están diseñados para usuarios sanos y tienen como objetivo ayudar a los usuarios a realizar tareas pesadas que requieren una gran fuerza muscular. Uno de los primeros representantes de este grupo es Exos ArmMaster (V. Bin Massie, Thomas AN. H.; Vayner, “Sensory feedback exoskeleton armmaster”, solicitud de patente WO/1995/032 842), un exoesqueleto para la extremidad superior con 5 GDL. Otro ejemplo de exoesqueletos de aumento de fuerza es BLEEX (A. Zoss, H. Kazerooni y A. Chu, “Biomechanical design of the berkeley lower extremity exoskeleton” (BLEEX), *Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on*, vol. 11, n.º 2, pp. 128 -138, 2006). A diferencia de Exos ArmMaster, BLEEX es un exoesqueleto para las extremidades inferiores desarrollado para aumentar la fuerza muscular de las personas que trabajan en terrenos difíciles durante mucho tiempo. Otro exoesqueleto diseñado para el refuerzo humano es el robot XOS 2 (“XOS 2 Exoskeleton”, http://www.raytheon.com/newsroom/technology/rtno8_exoskeleton/). Similar a BLEEX, XOS 2 también está diseñado para tareas físicamente desafiantes; sin embargo, XOS 2 es para la parte superior del cuerpo.

25 **[0011]** Por último, el tercer grupo de exoesqueletos está diseñado específicamente para la rehabilitación. A diferencia de los otros dos grupos, los robots de rehabilitación están diseñados para uso clínico. En consecuencia, la mayoría de los robots de este grupo están anclados a una base fija y son inmóviles.

30 **[0012]** La correspondencia de los ejes de las articulaciones humanas con los ejes del robot es un criterio imperativo al diseñar el exoesqueleto para la rehabilitación. La posible desalineación en los exoesqueletos de rehabilitación puede causar molestias o dolor, incluso puede dar lugar a la luxación de la articulación. Ajustar los ejes de las articulaciones del robot para que coincidan con los ejes humanos es un proceso tedioso que puede llevar 10-15 minutos de la valiosa duración de la terapia. Hay 3 razones principales que dan lugar a desalineaciones de las articulaciones: En primer lugar, las articulaciones humanas no pueden modelarse como simples articulaciones rotatorias. Por ejemplo, la articulación del hombro tiene dos movimientos de GDL traslacionales adicionales, además de tres GDL rotacionales (véase la figura 1). Además de los movimientos desacoplados de los dos DGF traslacionales, la traslación vertical del hombro está estrechamente acoplada con la rotación por elevación de la articulación. Este acoplamiento se conoce como ritmo escapulohumeral (véase la figura 2). En segundo lugar, la posición exacta de las articulaciones humanas no puede determinarse externamente sin el uso de técnicas especiales de diagnóstico por la imagen. Observar las ubicaciones de los huesos a simple vista solo puede dar una idea básica sobre la posible alineación de la articulación. El movimiento exacto de las articulaciones muestra una amplia variación entre los humanos, ya que este movimiento depende del tamaño y la orientación de los huesos del hombro, la forma de las superficies articuladas y las restricciones impuestas por los ligamentos, las cápsulas y los tendones. Por último, la colocación de la extremidad humana en el exoesqueleto puede cambiar de una sesión de terapia a otra y, aunque se conozcan estos cambios, todavía es necesario completar la realineación de las articulaciones.

50 **[0013]** Un ejemplo bien conocido de exoesqueletos de rehabilitación es el robot ARMin (T. Nef, M. Mihelj, G. Kiefer, C. Perndl, R. Muller y R. Riener, “ARMin - Exoskeleton for arm therapy in stroke patients”, en *Re-habilitation Robotics*, 2007. ICORR 2007. IEEE 10th International Conference on, 2007, pp. 68 -74). La primera versión de este robot, ARMin I, se compone de un robot de codo y antebrazo en forma de exoesqueleto conectado a un mecanismo de hombro de tipo efector terminal. El mecanismo de hombro de ARMin I se modela como una articulación esférica de 3 GDL. Como el hombro humano tiene 5 GDL, ARMin I no puede imponer movimientos ergonómicos a los pacientes. La siguiente versión del robot, ARMin II (M. Mihelj, T. Nef y R. Riener, “ARMin II - 7 DoF rehabilitation robot: mechanics and kinematics”, en *Robotics and Automation*, 2007 IEEE International Conference on, 2007, pp. 4120 - 4125), ha disminuido drásticamente los problemas ergonómicos al incluir un GDL traslacional vertical adicional en la articulación del hombro. Por otro lado, el GDL adicional aumenta la complejidad cinemática del robot. En la versión final, ARMin III (T. Nef, M. Guidali y R. Riener, “ARMin III - Arm therapy exoskeleton with an ergonomic shoulder actuation”, *Applied Bionics and Biomechanics*, vol. 6, n.º 2, pp. 127-142, 2009), la articulación del hombro se simplifica al eliminar elementos pasivos del robot y el movimiento ergonómico se logra mediante el movimiento circular de la articulación del hombro. Dado que ARMin III tiene una estructura cinemática más sencilla, el coste disminuye con respecto a ARMin II, por lo que también se deteriora la ergonomía del robot. Como resultado, ARMin III no puede corresponder por completo a las articulaciones humanas.

[0014] La articulación ergonómica del hombro es uno de los principales criterios de diseño del robot exoesqueleto MGA (C. Carignan, M. Liszka y S. Roderick, "Design of an arm exoskeleton with scapula motion for shoulder rehabilitation", en *Advanced Robotics*, 2005. ICAR'05. Proceedings., 12th International Conference en 2005, pp. 524-531). Similar al ARMin III, el exoesqueleto MGA también modela los movimientos del hombro en una trayectoria circular para mantener la ergonomía. En particular, el exoesqueleto MGA permite el ajuste activo a la rotación de la escápula mediante el uso de una articulación rotatoria accionada adicional en serie con 3 actuadores que forman una articulación esférica. Por lo tanto, el exoesqueleto MGA no puede incorporar el movimiento de 5 GDL del hombro humano y el ajuste de las longitudes de los enlaces es necesario para cada paciente, de modo que el movimiento resultante del hombro se aproxima mucho al real.

[0015] El documento de W. Chen, C. Xiong, R. Sun y X. Huang, "On the design of exoskeleton rehabilitation robot with ergonomic shoulder actuation mechanism", en *Proceedings of the 2nd International Conference on Intelligent Robotics and Applications*, ser. ICIRA'09. Springer-Verlag, 2009, pp. 1097-1110 describe el desarrollo de un robot exoesqueleto para extremidad superior con movimientos de hombro desacoplados. El hombro del robot está diseñado con una estructura cinemática de 6 GDL y, con la ayuda de un GDL adicional, se mantiene la ergonomía del hombro para diferentes pacientes. Por otro lado, el GDL adicional introduce complejidad cinemática al robot y aumenta la huella y el peso del mecanismo de hombro. El exoesqueleto Dampace es un robot de rehabilitación basado en frenos totalmente pasivo que utiliza mecanismos de alineación pasiva para explicar la movilización glenohumeral (A. Stienen, E. Hekman, F. Van der Helm, G. Prange, M. Jannink, A. Aalsma y H. Van der Kooij, "DAMPACE: Dynamic force-coordination trainer for the upper extremities", en *Rehabilitation Robotics*, 2007, ICORR 2007, IEEE 10th International Conference on, 2007, pp. 820-826). El robot tiene 4 GDL controlados por GDL, en el que 3 GDL están en el hombro y 1 GDL en el codo. Sin embargo, también hay un mecanismo de autoalineación de 2 GDL en el hombro que puede explicar el ritmo escapulohumeral. Además, Dampace posee un mecanismo pasivo de compensación de gravedad que permite que el usuario solo transmita una pequeña parte del peso del robot.

[0016] Limpact (A. Stienen, E. Hekman, H. ter Braak, A. Aalsma, F. van der Helm y H. van der Kooij, "Design of a rotational hydroelastic actuator for a powered exoskeleton for upper limb rehabilitation", *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 57, n.º 3, pp. 728-735, 2010) es un exoesqueleto activo basado en el diseño mecánico de Dampace. Este exoesqueleto también presenta una alineación pasiva para la articulación del hombro y se acciona hidráulicamente. Los mecanismos de alineación pasiva no pueden ayudar/resistir a los pacientes durante los ejercicios de movilización glenohumeral. Además, dichos mecanismos no pueden soportar grandes fuerzas.

[0017] Además de la correspondencia articular, minimizar el peso del exoesqueleto ha sido un tema de investigación activa. El robot L-exos utiliza un sistema de accionamiento dirigido por cable para colocar el motor del robot fuera del exoesqueleto y disminuir el peso (A. Frisoli, M. Bergamasco, M. Carboncini y B. Rossi, "Robotic assisted rehabilitation in virtual reality with the L-EXOS". *Stud Health Technol Inform*, vol. 145, pp. 40-54, 2009).

[0018] De manera similar a L-exos, CADEN-7 es otro exoesqueleto dirigido por cable (J. Perry, J. Rosen y S. Burns, "Upper-limb powered exoskeleton design", *Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on*, vol. 12, n.º 4, pp. 408-417, 2007). Con respecto al peso liviano y la alta capacidad para seguir en movimiento sin oposición, CADEN-7 es diferente del L-exos con una articulación adicional en el mecanismo de la muñeca, lo que permite una variedad más amplia de ejercicios.

[0019] Otro ejemplo de robots de rehabilitación para las extremidades superiores es el T-WREX (R. Sanchez, J. Liu, S. Rao, P. Shah, R. Smith, T. Rahman, S. Cramer, J. Bobrow y D. Reinkensmeyer, "Automating arm movement training following severe stroke: Functional exercises with quantitative feedback in a gravity-reduced environment", *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 14, n.º 3, pp. 378-389, 2006). El robot T-WREX tiene 2 motores para activar la articulación del hombro y un tercer motor se conecta en serie para mover todo el mecanismo del hombro en una trayectoria circular. En total, la articulación del hombro del robot se compone de 4 GDL, en la que dos de ellos están acoplados; por lo tanto, el robot no puede corresponder por completo con el hombro humano para todos los pacientes.

[0020] La solicitud de patente internacional WO 2008/131563 A1 se refiere a un exoesqueleto en particular para evaluar, estudiar, diagnosticar un déficit y/o tratar una alteración sensitivomotora de una extremidad de un sujeto. Un exoesqueleto robótico divulgado comprende un enlace mecánico que se acopla a una articulación seleccionada de una extremidad de un sujeto.

[0021] El exoesqueleto SAM logra la movilidad además de ser liviano (P. Letier, M. Avraam, S. Veillerette, M. Horodincea, M. De Bartolomei, A. Schiele y A. Preumont, "SAM: A 7-DoF portable arm exoskeleton with local joint control", en *Intelligent Robots and Systems*, 2008. IROS 2008. IEEE/RSJ International Conference on, 2008, pp. 3501-3506). El robot es un mecanismo con 7 GDL, en el que se asignan 3 GDL para los movimientos de la articulación del hombro. En consecuencia, aunque SAM ofrece movilidad, no puede preservar la correspondencia articular para la terapia ergonómica. Otra consideración para el diseño de exoesqueletos de rehabilitación es lograr alta rigidez.

5 **[0022]** El exoesqueleto ABLE, que tiene 4 GDL, está diseñado para transportar altas fuerzas que actúan sobre el módulo de la mano del robot (P. Garrec, J. Friconneau, Y. Measson e Y. Perrot, "ABLE, an innovative transparent exoskeleton for the upper-limb", en Intelligent Robots and Systems, 2008, IROS 2008, IEEE/RSJ International Conference on, 2008, pp. 1483-1488). Como todo el brazo del robot se modela como 4 GDL, el robot no puede mantener completamente la alineación de las articulaciones.

10 **[0023]** Como en el caso de la articulación del hombro, estudios biomédicos indican que el eje de rotación de la articulación de la rodilla también se traslada de manera significativa durante la flexión y la extensión de la rodilla. La traslación del eje de la articulación, llamada traslaciones anteroposteriores, se representa en la figura 4. Los modelos cinemáticos de la rodilla sugieren que la magnitud de las traslaciones anteroposteriores puede exceder de 19 mm para un ser humano sano (Y. Li, J. Huegel, V. Patoglu y M. O'Malley, "Progressive shared control for training in virtual environments", en EuroHaptics conference, 2009 y Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems. World Haptics 2009, Third Joint, 2009, pp. 332-337). La cantidad de traslación cambia con el ángulo de flexión y extensión y es única para cada individuo, ya que depende en gran medida del tamaño y la orientación de los huesos y la forma de las superficies articuladas. Además, en la práctica, la alineación de la articulación humana con el eje del robot no se puede manejar con precisión, ya que el centro exacto de la articulación del ser humano no puede determinarse desde el exterior del cuerpo.

20 **[0024]** A pesar de que varios estudios recientes se han centrado en el complejo movimiento de la articulación del hombro, no hay exoesqueletos para la extremidad inferior ni dispositivos de rehabilitación específicos de la articulación para la articulación de la rodilla que puedan adaptar traslaciones anteroposteriores. El robot de rehabilitación para miembros inferiores más popular, Lokomat (R. Riener, L. Lünenburger y G. Colombo, "Human-Centered Robotics Applied to Gait Training and Assessment", Veterans Admin, Journal of Rehabilitation Research and Development, 2006; y G. Colombo, M. Joerg, R. Schreier y V. Dietz, "Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis", Journal of Rehabilitation Research and Development, vol. 37, n.º 6, pp. 693-700, 2000), emplea una articulación rotatoria simple accionada por un motor de corriente continua en su articulación de la rodilla. Otro robot de rehabilitación de la marcha bien conocido, el entrenador de marcha LOPES (J. F. Veneman, "Design and evaluation of the gait rehabilitation robot lopes", Ph.D. dissertation, Enschede, diciembre de 2007, disponible en: <http://doc.utwente.nl/58093/>), utiliza elasticidad en serie con accionamiento antagonico para permitir la rigidez variable de la articulación de la rodilla, pero modela la cinemática de la rodilla humana como un movimiento rotatorio puro. La rodilla ERF (C. Mavroidis, et al., "Smart portable rehabilitation devices", Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, vol. 2, n.º 1, p. 18, 2005, disponible en: <http://www.jneuroengrehab.com/content/2/1/18>), mecanismos portátiles específicos de una articulación para ejercicios de rodilla, se construye usando un actuador rotatorio basado en un fluido electrorreológico que también emplea un modelo de bisagra sencillo para la rodilla. A diferencia de los robots de rehabilitación activos, el movimiento complejo de la rodilla es ampliamente reconocido y dichos movimientos se integran en el diseño de la mayoría de los dispositivos protésicos y ortésicos. Por ejemplo, la rodilla Jaipur ("Jaipur knee", <http://remotiondesigns.org/jaipurknee.html>), una prótesis de rodilla diseñada para amputados, imita los movimientos de la rodilla humana al cambiar su centro de rotación durante el movimiento. De manera similar, se han propuesto ortesis autoajustables para la rehabilitación de la articulación de rodilla (V. Cai, P. Bidaud, V. Hayward y F. Gosselin, "Design of self-adjusting orthoses for rehabilitation", en Proceedings of the 14th LASTED International Conference on Robotics and Applications, 2009, pp. 215-223). Cabe señalar que estos son dispositivos pasivos y no pueden intervenir activamente para ayudar a los pacientes a completar los ejercicios de rehabilitación.

3. Resumen de la invención

45 **[0025]** El problema mencionado anteriormente se resuelve mediante un exoesqueleto de acuerdo con la reivindicación 1.

50 **[0026]** En particular se resuelve por un exoesqueleto para humanos que comprende un elemento articular que interactúa directa o indirectamente con una articulación de un ser humano a través de un soporte de efector terminal, en el que el soporte de efector terminal se dispone para realizar un movimiento paralelo plano arbitrario en un plano, permitiendo movimientos traslacionales y rotacionales superpuestos del soporte de efector terminal con respecto a un cuerpo del elemento articular. Dicha configuración de un exoesqueleto permite un ajuste excelente de los ejes de la articulación, es decir, la articulación del exoesqueleto y del ser humano, lo que garantiza movimientos traslacionales y rotacionales simultáneos. Particularmente, el exoesqueleto se autoalinea con los movimientos de la articulación de un ser humano independientemente de las diferencias en el acoplamiento del exoesqueleto al cuerpo y las diferencias anatómicas de los pacientes.

60 **[0027]** Preferentemente, el elemento articular comprende un mecanismo paralelo, preferentemente un mecanismo 3-RPR, 3-RRR, 3-PRR, 3-PVP o 3RRP. Dicho mecanismo paralelo permite un movimiento y rotación arbitrarios en un plano, permitiendo el movimiento deseado del soporte de efector terminal.

65 **[0028]** Preferentemente, el soporte de efector terminal comprende al menos tres ejes de traslación, en el que los ejes se conectan rígidamente al soporte de efector terminal, en el que los ejes se disponen paralelos al plano del movimiento paralelo plano arbitrario del efector terminal y en el que los ejes se disponen formando un ángulo el uno con respecto al otro.

5 **[0029]** En un modo de realización preferente, el efector terminal comprende tres ejes de traslación y el ángulo entre los dos ejes es de 100°-140°, preferentemente 120°. El uso de tres ejes garantiza un movimiento geoméricamente definido del soporte de efector terminal al mismo tiempo que minimiza la fricción. La amplitud del ángulo entre los ejes apoya además esta definición de movimiento y una mejor fricción.

10 **[0030]** Preferentemente, el elemento articular del exoesqueleto es autoalineable con respecto a la articulación del ser humano con el que interactúa. Esta es una de las ventajas importantes del dispositivo actual, ya que la configuración de la fase se puede acortar significativamente en comparación con la requerida cuando se trabaja con dispositivos de rehabilitación actuales.

15 **[0031]** Preferentemente, los ejes están guiados, respectivamente, por rodamientos lineales, en los que los rodamientos lineales son móviles independientemente en una o más trayectorias circulares con respecto al cuerpo, en los que las trayectorias circulares se disponen en paralelo al plano del movimiento paralelo plano arbitrario del soporte de efector terminal. Esta construcción del elemento articular proporciona una cinemática mejorada para permitir un movimiento paralelo plano arbitrario en un plano del soporte de efector terminal.

20 **[0032]** Preferentemente, los rodamientos lineales son móviles a lo largo de una trayectoria circular común. Esto proporciona una construcción compacta; sin embargo, también se pueden concebir diferentes trayectorias circulares, en las que, por ejemplo, el alcance del soporte de efector terminal se aumenta específicamente solo en una dirección.

25 **[0033]** Preferentemente, los rodamientos lineales del exoesqueleto están soportados respectivamente por un rodamiento giratorio con respecto a la(s) trayectoria(s) circular(es), en la que los ejes de rotación de los rodamientos giratorios se disponen perpendiculares al plano del movimiento paralelo plano arbitrario del soporte de efector terminal.

30 **[0034]** Preferentemente, los ejes comprenden enlaces rectos que se soportan en aberturas correspondientes de los rodamientos lineales. Preferentemente, los rodamientos giratorios se conectan a anillos cocentrados.

35 **[0035]** Preferentemente, uno o más o la totalidad de los rodamientos lineales del exoesqueleto están activamente accionados de forma independiente a lo largo de la(s) trayectoria(s) circular(es) por motores respectivos que accionan preferentemente dichos anillos cocentrados. De esta manera, la articulación de un ser humano puede moverse activamente en su complejidad natural, que comprende movimientos traslacionales y rotacionales superpuestos.

40 **[0036]** En otro modo de realización uno o más o la totalidad de los rodamientos lineales del exoesqueleto están activamente accionados de forma independiente a lo largo de la(s) trayectoria(s) circular(es) por actuadores basados en cables que accionan preferentemente dichos anillos cocentrados. Son posibles diferentes procedimientos de accionamiento y transmisión, incluidos motores eléctricos, cables, resortes, sistemas hidráulicos o similares.

45 **[0037]** En otro modo de realización el elemento articular se acciona pasivamente por la disposición del soporte de efector terminal del exoesqueleto a fin de accionar uno o más o la totalidad de los rodamientos lineales por los movimientos de la articulación del humano dentro del plano del movimiento paralelo plano. Por lo tanto, el elemento articular permite su movimiento pasivo mediante movimientos traslacionales de la articulación del ser humano. Esto se puede usar para medir los movimientos o fuerzas posibles o ambos de una articulación de un ser humano o para aplicar una resistencia a los movimientos del ser humano por medio del exoesqueleto.

50 **[0038]** Preferentemente, a uno o más o la totalidad de los rodamientos lineales se opone resistencia con elementos de resistencia como resortes. Mediante estos elementos de resistencia, el exoesqueleto puede utilizarse, por ejemplo, como dispositivo de medición que mide bajo carga o como dispositivo de entrenamiento.

55 **[0039]** Preferentemente, el exoesqueleto comprende además unos medios de aplicación de fuerza para ejercer una resistencia al movimiento inducido de los rodamientos lineales. Estos medios pueden volver a ser útiles para el diagnóstico, pero en particular también para fines de entrenamiento. En un modo de realización particular, el exoesqueleto comprende un sensor de fuerza/par conectado al soporte de efector terminal para medir la fuerza/par ejercidos en o por la articulación del ser humano.

60 **[0040]** Preferentemente, uno o más rodamientos lineales están activamente accionados de forma independiente y a los rodamientos lineales restantes se opone resistencia con elementos de resistencia como resortes o frenos. En este modo de realización, se accionan algunos grados de libertad y se opone resistencia a otros grados de libertad con resortes, frenos o similares.

65 **[0041]** Preferentemente, el exoesqueleto comprende además dispositivos de medición para medir o registrar el movimiento, la fuerza o su relación con la articulación del ser humano. Esto es útil para fines de diagnóstico, así como para la determinación del progreso durante la rehabilitación. Al medir la relación entre el movimiento de las

articulaciones del ser humano y la fuerza articular humana, son posibles casos como las mediciones de impedancia/tono.

5 **[0042]** Los problemas mencionados anteriormente también se resuelven mediante el uso del exoesqueleto definido anteriormente para mover activamente una articulación humana y/o medir la movilidad de una articulación de un ser humano y/o medir una fuerza ejercida por una articulación de un ser humano y/o medir la relación entre el movimiento de la articulación del ser humano y la fuerza de la articulación del ser humano y/o aplicar pasivamente resistencia a los movimientos de una articulación de un ser humano.

10 4. Breve descripción de las figuras

[0043] En los siguientes modos de realización preferentes de la invención se divulgan con referencia a las figuras:

- 15 Figura 1 muestra los movimientos del hombro y el codo.
- Figura 2 ilustra el ritmo escapulohumeral en el hombro
- Figura 3 ilustra el diseño conceptual de un modo de realización de un exoesqueleto de acuerdo con la invención, utilizado como un exoesqueleto de hombro y codo.
- 20 Figura 4 es una representación esquemática de la traslación anteroposterior durante el movimiento de flexión/extensión de la articulación de la rodilla.
- Figura 5 muestra una parte de un modo de realización del exoesqueleto de acuerdo con la invención unido a una rodilla humana.
- 25 Figura 6 muestra un modo de realización de un elemento articular del exoesqueleto de la figura 5 que ilustra los ejes y ángulos utilizados.
- 30 Figura 7A muestra el modo de realización del elemento articular de la figura 6 en una vista desde arriba.
- Figura 7B muestra el modo de realización del elemento articular de la figura 6 en una vista lateral. El modo de realización utiliza tres anillos concéntricos que se accionan internamente usando una transmisión por correa de transmisión. Los anillos se soportan y alinean utilizando soportes personalizados fabricados con rodillos de bola de aluminio y teflón.
- 35 Figura 8 muestra otro modo de realización de un elemento articular de un exoesqueleto de acuerdo con la invención con detección de fuerza/par incorporada. Tres celdas de carga y una celda de torsión se unen al efector terminal para medir fuerzas/pares aplicados.
- 40 Figura 9 muestra otro modo de realización de un elemento articular de un exoesqueleto de acuerdo con la invención que tiene accionamiento elástico en serie del elemento articular autoalineable. Las deflexiones de un mecanismo distensible unido al soporte de efector terminal se miden para estimar las fuerzas/pares aplicados.
- 45 Figura 10 muestra otro modo de realización de un elemento articular de un exoesqueleto de acuerdo con la invención que tiene un accionamiento antagonista de la impedancia variable del elemento articular autoalineable a través de actuadores de cable.
- 50 Figura 11 es un diagrama de bloques de una arquitectura de control de impedancia.
- Figura 12 ilustra un rendimiento de seguimiento de la posición de un controlador como se somete a prueba usando una trayectoria típica para la articulación de la rodilla. La trayectoria utilizada para evaluar el rendimiento del seguimiento de la posición es una visualización aproximada de la traslación tibial de la articulación de la rodilla. En la trayectoria deseada, el centro de la articulación de la rodilla se traslada hasta 15 mm durante una extensión de rodilla de 90°.
- 55 Figura 13 muestra representaciones esquemáticas de seis mecanismos paralelos diferentes que se pueden usar como elemento articular de un modo de realización del exoesqueleto de acuerdo con la invención.
- 60 Figura 14 muestra una vista tridimensional que incluye una vista frontal detallada D de un elemento articular que se acciona por actuadores basados en cable.

65 5. Descripción de modos de realización preferentes

[0044] En los siguientes modos de realización preferentes de un exoesqueleto para seres humanos se describe con referencia a las figuras. Las características de un modo de realización se pueden usar también en otros modos de realización, si corresponde.

5 [0045] El exoesqueleto 1 se puede utilizar en muchas articulaciones humanas, incluyendo, sin limitación, rodilla, hombro, cadera/pelvis, tobillo y columna vertebral.

a. Diseño del elemento articular autoalineable con 3 GDL

10 [0046] En general, un mecanismo paralelo, como se ilustra en la figura 13 en seis variaciones, se puede utilizar como mecanismo subyacente para implementar un elemento articular 2 para un exoesqueleto 1 de acuerdo con la invención. El uso de dicha cinemática en un exoesqueleto 1 para rehabilitación, refuerzo humano, medición humana y muchos otros propósitos garantiza la ergonomía, un gran rango de movimiento de los movimientos de la articulación, la capacidad de proporcionar y traslaciones de la articulación junto con rotaciones de la articulación, permite una facilidad de acoplamiento debido a que no hay requisitos de calibración y muchas otras ventajas. Cabe señalar que el exoesqueleto, por supuesto, también se puede utilizar para animales.

[0047] Es preferente un mecanismo A3-RRP como el mecanismo subyacente para la implementación del elemento articular autoalineable, puesto que este mecanismo es capaz de sostener todos los movimientos necesarios para cubrir el movimiento complejo de las articulaciones cuyo eje de rotación no es fijo. En particular, el mecanismo paralelo plano 3RRP posee 3 GDL, que incluyen traslaciones en plano y rotación a lo largo del eje perpendicular. Gracias a su estructura cinemática con cadenas cinemáticas cercanas, el mecanismo 3-RRP presenta un gran ancho de banda y precisión de posición en comparación con sus contrapartes en serie. Además, el espacio de trabajo del mecanismo 3-RRP cubre un amplio rango de rotaciones, que es necesario para la implementación de la articulación del hombro cuya rotación típicamente excede de 180 durante los ejercicios de flexión y extensión. 3-RRP significa que el mecanismo comprende 3 articulaciones, en el que cada una de las tres articulaciones permite la rotación alrededor de dos ejes de rotación diferentes y permite el desplazamiento a lo largo de un eje prismático. El subrayado indica que se acciona un eje de rotación. En el ejemplo mostrado en las figuras 6, 7A y 7B, el mecanismo 3-RRP comprende tres ejes 16, 26, 36 que están guiados respectivamente por tres articulaciones (rodamientos 10, 20, 30) que giran respectivamente alrededor de un eje vertical a través del punto O originando trayectorias circulares 14, 24, 34 de los rodamientos 10, 20, 30 ("R"), además rotan alrededor de rodamientos de rotación verticales 12, 22, 32 ("R") y finalmente permiten un desplazamiento lineal ("P") de los enlaces 17, 27, 37 dentro de los rodamientos 10, 20, 30. Los enlaces 17, 27, 37 son colineales con los respectivos ejes 16, 26, 36.

35 [0048] Como se puede observar en la figura 6 el mecanismo 3-RRP utilizado en el elemento articular 2 consiste en cinco cuerpos rígidos 3, 18, 28, 38 y un cuerpo simétrico 4. El cuerpo 3 representa el marco fijo, los cuerpos 18, 28 y 38 tienen rotaciones simples alrededor del enlace fijo alrededor del punto O, mientras que el soporte de efector terminal simétrico 4 se une a los cuerpos 18, 28 y 38 mediante rodamientos lineales 10, 20, 30 y rotacionales 12, 22, 32 colocados en los puntos P, Q y R, respectivamente. El vector unidad común fuera de plano se denota por \vec{k} y los vectores base de cada cuerpo se indican en la figura 6. En la figura, el punto O se fija en el cuerpo 3, el punto P se fija en el cuerpo 28, el punto Q se fija en el cuerpo 18, el punto R se fija en el cuerpo 38 y el punto Z se fija en el soporte de efector terminal 4.

45 [0049] Las dimensiones del mecanismo se definen de la siguiente manera: La distancia fija OP se define como l_1 , OQ se define como l_2 y OR se define como l_3 , mientras que la distancia ZP se define como s_1 , ZQ se define como s_2 y ZR se define como s_3 . El ángulo entre la línea l y el vector \vec{t}_1 es q_1 , el ángulo entre $1 \vec{s}_1$ y es q_2 y el ángulo entre l y \vec{v}_1 es q_3 . Todos los ángulos son positivos cuando se miden en sentido contrario a las agujas del reloj.

50 [0050] Para el análisis cinemático, las entradas al mecanismo se establecen como los ángulos q_1 , q_2 y q_3 (es decir, los enlaces S, T y V son accionados) y sus derivadas respecto al tiempo. En la configuración inicial, el vector \vec{e}_1 es paralelo a \vec{n}_1 . La salida del sistema se define como la posición del punto Z de soporte de efector terminal, cuando se mide desde el punto fijo O y la orientación del cuerpo E, medida con respecto al cuerpo N. En particular, se definen las variables escalares para las salidas como

55
$$x = \vec{r}^{OZ} \cdot \vec{n}_1, \quad y = \vec{r}^{OZ} \cdot \vec{n}_2, \quad \text{and} \quad \theta = \text{atan2} \left(\frac{\vec{e}_2 \cdot \vec{n}_2}{\vec{e}_2 \cdot \vec{n}_2} \right)$$

en la que \vec{r}^{OZ} es el vector de posición entre los puntos O y Z.

b. Cinemática del mecanismo 3-RRP

60 [0051] La cinemática directa e inversa del exoesqueleto se derivan en los niveles de configuración y movimiento, respectivamente.

65 1) *Cinemática a nivel de configuración*: Para facilitar los cálculos, tres marcos de referencia auxiliares, a saber, K, L y M se definen como: \vec{k}_1 se extiende desde Z a P, \vec{l}_1 se extiende desde Z a S y \vec{m}_1 se extiende desde Z a R,

mientras $\vec{k}_3 = \vec{l}_3 = \vec{m}_3 = \vec{n}_3$. Usando los marcos de referencia auxiliares, las ecuaciones de bucle vectorial que rigen la geometría del mecanismo se pueden expresar como

$$x \cdot \vec{n}_1 + y \cdot \vec{n}_2 + s_1 \cdot \vec{k}_1 - l_1 \cdot \vec{t}_1 = \vec{0} \quad (1)$$

$$x \cdot \vec{n}_1 + y \cdot \vec{n}_2 + s_2 \cdot \vec{l}_1 - l_2 \cdot \vec{s}_1 = \vec{0} \quad (2)$$

$$x \cdot \vec{n}_1 + y \cdot \vec{n}_2 + s_3 \cdot \vec{m}_1 - l_3 \cdot \vec{v}_1 = \vec{0} \quad (3)$$

Expresando los bucles vectoriales en uno de los marcos (típicamente en 3), estas ecuaciones vectoriales dan como resultado 6 ecuaciones escalares independientes, que forman la base para la solución de la cinemática a nivel de configuración.

a) *Cinemática directa a nivel de configuración*: Las tres ecuaciones vectoriales que se derivan en la subsección anterior dan como resultado seis ecuaciones escalares no lineales con seis incógnitas. Dado q_1 , q_2 y q_3 , solucionar estas ecuaciones no lineales analíticamente para x , y y θ (y las variables intermedias s_1 , s_2 y s_3) da como resultado

$$x = -\frac{M}{\sqrt{3}(K^2 + L^2)} \quad (4)$$

$$y = c_{22} - \frac{K}{L}c_{21} - \frac{KM}{\sqrt{3}L(K^2 + L^2)} \quad (5)$$

$$\theta = \tan^{-1}\left(\frac{K}{L}\right) \quad (6)$$

en la que

$$K = c_{12} + c_{32} + \sqrt{3}c_{31} - 2c_{22} - \sqrt{3}c_{11}$$

$$L = c_{11} + c_{31} + \sqrt{3}c_{12} - 2c_{21} - \sqrt{3}c_{32}$$

$$M = L(L - \sqrt{3}K)c_{12} - L(K + \sqrt{3}L)c_{11} - (L - \sqrt{3}K)(Lc_{22} - Kc_{21})$$

$$c_{11} = l_1 \cos(q_1), c_{12} = l_1 \sin(q_1)$$

$$c_{21} = l_2 \cos(q_2), c_{22} = l_2 \sin(q_2)$$

$$c_{31} = l_3 \cos(q_3), c_{32} = l_3 \sin(q_3)$$

b) *Cinemática inversa a nivel de configuración*: Dado x , y y θ , el problema de la cinemática inversa se puede resolver analíticamente para rotaciones de articulación q_1 , q_2 y q_3 utilizando el método vectorial de producto cruzado sugerido por Chace (M. A. Chace, "Development and application of vector mathematics for kinematic analysis of three-dimensional mechanisms", Ph.D. dissertation, University of Michigan, 1964) como

$$q_1 = \tan^{-1}\left(\frac{M_1}{L_1}\right) \quad (7)$$

$$q_2 = \tan^{-1}\left(\frac{M_2}{L_2}\right) \quad (8)$$

$$q_3 = \tan^{-1}\left(\frac{M_3}{L_3}\right) \quad (9)$$

en la que

$$K_1 = x \sin\left(\theta + \frac{\pi}{3}\right) - y \cos\left(\theta + \frac{\pi}{3}\right)$$

$$K_2 = x \sin(\theta + \pi) - y \cos(\theta + \pi)$$

$$K_3 = x \sin\left(\theta - \frac{\pi}{3}\right) - y \cos\left(\theta - \frac{\pi}{3}\right)$$

$$M_1 = K_1 \cos\left(\theta + \frac{\pi}{3}\right) - \sqrt{l_1^2 - K_1^2} \sin\left(\theta + \frac{\pi}{3}\right)$$

$$L_1 = -K_1 \sin\left(\theta + \frac{\pi}{3}\right) - \sqrt{l_1^2 - K_1^2} \cos\left(\theta + \frac{\pi}{3}\right)$$

$$M_2 = K_2 \cos(\theta + \pi) - \sqrt{l_2^2 - K_2^2} \sin(\theta + \pi)$$

$$L_2 = -K_2 \sin(\theta + \pi) - \sqrt{l_2^2 - K_2^2} \cos(\theta + \pi)$$

$$M_3 = K_3 \cos\left(\theta - \frac{\pi}{3}\right) - \sqrt{l_3^2 - K_3^2} \sin\left(\theta - \frac{\pi}{3}\right)$$

$$L_3 = -K_3 \sin\left(\theta - \frac{\pi}{3}\right) - \sqrt{l_3^2 - K_3^2} \cos\left(\theta - \frac{\pi}{3}\right)$$

2) *Cinemática a nivel de movimiento*: Las ecuaciones cinemáticas a nivel de movimiento se obtienen tomando la derivada en el tiempo de las ecuaciones de bucle vectorial derivadas para la cinemática a nivel de configuración. Se pueden obtener seis ecuaciones escalares independientes proyectando las ecuaciones vectoriales sobre los vectores unidad \vec{n}_1 y \vec{n}_2 .

a) *Cinemática directa a nivel de movimiento*: Dado el actuador \dot{q}_1 , \dot{q}_2 y \dot{q}_3 , el problema de la cinemática directa a nivel de movimiento \dot{x} , \dot{y} y $\dot{\theta}$ puede resolverse para las velocidades del soporte de efector terminal (junto con las variables intermedias \dot{s}_1 , \dot{s}_2 y \dot{s}_3) como

$$\dot{X}_1 = A_1^{-1} B_1 \quad (10)$$

en la que

$$A_1 = \begin{pmatrix} 1 & 0 & -s_1 \sin\left(\theta + \frac{\pi}{3}\right) & \cos\left(\theta + \frac{\pi}{3}\right) & 0 & 0 \\ 0 & 1 & s_1 \cos\left(\theta + \frac{\pi}{3}\right) & \sin\left(\theta + \frac{\pi}{3}\right) & 0 & 0 \\ 1 & 0 & -s_2 \sin(\theta + \pi) & 0 & \cos(\theta + \pi) & 0 \\ 0 & 1 & s_2 \cos(\theta + \pi) & 0 & \sin(\theta + \pi) & 0 \\ 1 & 0 & -s_3 \sin\left(\theta - \frac{\pi}{3}\right) & 0 & 0 & \cos\left(\theta - \frac{\pi}{3}\right) \\ 0 & 1 & s_3 \cos\left(\theta - \frac{\pi}{3}\right) & 0 & 0 & \sin\left(\theta - \frac{\pi}{3}\right) \end{pmatrix}$$

$$\dot{X}_1 = \begin{pmatrix} \dot{x} \\ \dot{y} \\ \dot{\theta} \\ \dot{s}_1 \\ \dot{s}_2 \\ \dot{s}_3 \end{pmatrix} \quad \text{y} \quad B_1 = \begin{pmatrix} -l_1 \dot{q}_1 \sin(q_1) \\ l_1 \dot{q}_1 \cos(q_1) \\ -l_2 \dot{q}_2 \sin(q_2) \\ l_2 \dot{q}_2 \cos(q_2) \\ -l_3 \dot{q}_3 \sin(q_3) \\ l_3 \dot{q}_3 \cos(q_3) \end{pmatrix}$$

b) *Cinemática inversa a nivel de movimiento*: Dada la solución de la cinemática directa a nivel de movimiento, el problema de la cinemática inversa a nivel de movimiento puede resolverse mediante la aplicación trivial de álgebra lineal; por lo tanto, la solución se omite del análisis debido a consideraciones de espacio.

c. Modo de realización del elemento articular autoalineable

[0052] La figura 7 muestra un elemento articular 2 autoalineable del exoesqueleto 1 basado en el mecanismo 3-RRP que se puede aplicar, por ejemplo, a articulaciones de rodilla u hombro. Los anillos del elemento 2 18, 28, 38 se fabrican en aluminio y cada anillo 18, 28, 38 está soportado con tres partes auxiliares 50a, 50b, 50c con tres rodillos de teflón en forma de bola 52a, 52b, 52c. Se utiliza una transmisión con correa de transmisión para transferir potencia de los motores de accionamiento directo 15, 25, 35 a los anillos 18, 28, 38 usando correas de distribución 11 que se fijan respectivamente a los anillos de aluminio 18, 28, 38 y poleas de aluminio 13, 23, 33 que se unen respectivamente al eje de transmisión de cada motor de accionamiento directo 15, 25, 35. En el modo de realización actual, la relación de transmisión se establece en 25 para el hombro y 5,6 para la aplicación de la articulación de rodilla.

[0053] Las correas 11 se colocan dentro de los anillos 18, 28, 38, de tal manera que los actuadores del robot pueden ubicarse dentro de los anillos, disminuyendo la huella del mecanismo. A diferencia del accionamiento de transmisión directa, la transmisión por correa proporciona amplificación de par al tiempo que permite la colocación concéntrica de los tres anillos 18, 28, 38. Se prefieren las transmisiones por correa debido a su bajo coste y amplia disponibilidad con varios tamaños y propiedades. Los movimientos de los anillos 18, 28, 38 se transfieren a un plano planar superior utilizando enlaces de aluminio 80, 90, 100 y estos enlaces de aluminio 80, 90, 100 se fusionan con enlaces 17, 27, 37, preferentemente tubos de fibra de carbono, a través de rodamientos lineales y giratorios. Finalmente, los tubos de fibra de carbono, que permiten una implementación de bajo peso y alta rigidez del soporte de efector terminal 4, se conectan al soporte de efector terminal 4 del elemento articular 2 con un ángulo de 120° entre cada tubo 19, 29, 39.

[0054] El exoesqueleto se acciona utilizando motores de corriente continua con escobillas de grafito y de accionamiento directo que poseen una salida de par continuo de 180 mNm. Se prefieren los actuadores de transmisión directa, ya que tienen una alta capacidad de seguir en movimiento sin oposición. Los codificadores ópticos conectados a los motores tienen una resolución de 2000 conteos por revolución, bajo descodificación en cuadratura. El robot está diseñado para presentar una estructura simétrica, de modo que posee una alta isotropía cinemática y se puede aplicar a las extremidades izquierda y derecha.

[0055] Un primer prototipo del elemento articular autoalineable tiene una gran área de trabajo de traslación, cubriendo traslaciones hasta 120 mm a lo largo de los ejes x e y para el hombro o traslaciones de 180 mm a lo largo de los ejes x e y para la aplicación a la articulación de la rodilla, respectivamente. El elemento articular autoalineable también puede soportar rotaciones infinitas alrededor del eje perpendicular.

[0056] La figura 5 muestra el exoesqueleto unido a una rodilla humana. De forma similar, la figura 3 ilustra el elemento articular autoalineable implementado en un exoesqueleto de hombro y codo.

[0057] La figura 14 muestra otro modo de realización de un elemento articular 2 que se acciona mediante actuadores basados en cable. Los actuadores (no mostrados) accionan cables Bowden 60, 62, 64 que accionan anillos 18, 28, 38 en forma de polea. Con este fin, los cables interiores de los cables Bowden 60, 62, 64 se guían alrededor de la circunferencia exterior de los anillos 18, 28, 38. Como en los otros modos de realización, los rodamientos lineales 10, 20, 30 se unen a los anillos accionados 18, 28, 38 mediante enlaces.

[0058] Por supuesto, los cables Bowden 60, 62, 64 pueden utilizarse para transferir los movimientos del soporte de efector terminal 4 a sensores o elementos de resistencia como resortes o frenos (no mostrados) si el exoesqueleto es accionado pasivamente por el movimiento del ser humano unido a él.

d. Síntesis de un controlador de impedancia

[0059] Gracias a uso de motores con gran capacidad para seguir en movimiento sin oposición y la utilización de una relación de transmisión baja, el elemento articular autoalineable 2, y por lo tanto el exoesqueleto 1, tiene una alta capacidad para seguir en movimiento sin oposición. Como resultado, es posible implementar un controlador de impedancia de bucle abierto basado en el modelo para el elemento articular autoalineable 2 que controla las fuerzas de interacción, aliviando la necesidad de sensores de fuerza. La arquitectura de control general utilizada para controlar el dispositivo se muestra en la figura 11. Obsérvese que, para aumentar las impedancias de fidelidad proporcionadas por el controlador de impedancia, el soporte de efector terminal 4 todavía puede estar equipado con un sensor de fuerza/par 40, 41 que permite la implementación de un control de impedancia de bucle cerrado.

[0060] En la figura 11 q , \dot{q} representan la posición real y la velocidad de las articulaciones, \dot{x} y \dot{x}_d representan las velocidades real y deseada de espacio de trabajo, F_d indica fuerzas deseadas que actúan sobre el elemento articular autoalineable 2, J es la matriz jacobiana del elemento articular autoalineable, T y T_d son los pares real y deseado del actuador, M es la matriz de la masa del elemento articular, C y C_c son las matrices reales y modeladas centrífuga y de Coriolis, N y \hat{N} son u_{ff} es el término de compensación de alimentación directa del estimador de perturbaciones basado en el modelo, mientras que d representa las perturbaciones físicas que actúan en el sistema. En la

arquitectura de control, las velocidades medidas del actuador se multiplican con la matriz jacobiana y se obtienen las velocidades reales del soporte de efector terminal. La diferencia de las velocidades reales y deseadas del soporte de efector terminal se alimenta al controlador de impedancia y se calculan las fuerzas deseadas. A continuación, las fuerzas deseadas se multiplican con la matriz de transposición jacobiana y se obtienen pares para la articulación deseados. Los pares para la articulación deseados se suman con los pares de alimentación directa estimados utilizando el modelo dinámico del elemento articular, es decir, matrices de Coriolis, centrífugas y de gravedad. Dado que las perturbaciones que actúan sobre el elemento articular son físicas y cambian de acuerdo con el entorno, el par total aplicado al elemento articular físico incluye estos efectos parásitos. Si un sensor de fuerza 41 está disponible para medir las fuerzas aplicadas en el soporte de efector terminal 4, entonces la diferencia entre los valores medidos y deseados de las fuerzas puede alimentarse a un controlador de fuerza, implementando un controlador de bucle cerrado.

[0061] Para verificar el rendimiento de seguimiento de la posición del controlador, se somete a prueba utilizando una trayectoria típica para la articulación de la rodilla. En particular, la rotación de 90° del dispositivo se ordena simultáneamente con una traslación de 15 mm del eje de rotación. La señal de referencia se ordena a una frecuencia de 0,5 Hz, lo que garantiza un movimiento lo suficientemente rápido para la rehabilitación de la rodilla. La figura 12 representa el rendimiento de seguimiento de los controladores. Para el experimento presentado, los valores RMS del error se calculan como un 1,112 % en traslación y un 0,006 % en rotación.

e. Caracterización experimental

[0062] La tabla I presenta los resultados de caracterización de un elemento articular autoalineable 3-RRP. Las fuerzas instantáneas máxima y continua del soporte de efector terminal a lo largo de las direcciones x e y se determinan como 1 kN y 80 N, respectivamente. De forma similar, las fuerzas instantáneas máxima y continua del soporte de efector terminal a lo largo del eje de rotación son 170 Nm y 12,5 Nm, respectivamente. Las resoluciones del soporte de efector terminal se calculan para ser 0,3252 mm a lo largo de x, 0,5633 mm a lo largo de las direcciones y y 0,0031 rad en la dirección de rotación. El espacio de trabajo del elemento articular autoalineable 2 abarca un rango de -60 mm a 60 mm a lo largo de las direcciones x e y, mientras que el elemento articular es capaz de realizar rotaciones infinitas alrededor del eje perpendicular. Los límites de estabilidad para la representación de muros virtuales se observan como 50 kN/m a lo largo de la dirección x, 42 kN/m a lo largo de la dirección y y 1 kN/rad en rotación. Finalmente, los resultados de la caracterización verifican que el elemento articular autoalineable 2 tiene una gran capacidad para seguir en movimiento sin oposición y que se puede mover con una fuerza de 3 N a lo largo de las direcciones x e y. Como resultado de tener una gran capacidad para seguir en movimiento sin oposición, el exoesqueleto 1 que comprende el elemento articular 2 puede garantizar la seguridad incluso con pérdida de potencia.

TABLA I
CARACTERIZACIÓN DE LA ARTICULACIÓN AUTOALINEABLE 3-RRP

Criterios	X	Y	Z
Fuerza máxima inst.	1 [kN]	1 [kN]	170 [Nm]
Fuerza cont.	80 [N]	80 [N]	12,5 [Nm]
Resol. efect. terminal	0,013 [mm]	0,022 [mm]	0,0007 [rad]
Espacio de trabajo alcan.	-60 a 60 [mm]	-60 a 60 [mm]	∞ [rad]
Represt. muro virtual	50 [kN/m]	42 [kN/m]	1 [kNm/rad]
Capacidad para seguir en movimiento sin oposición	3 [N]	3 [N]	0,25 [Nm]

[0063] Del mismo modo, la tabla II presenta los resultados de la caracterización experimental de un exoesqueleto de rodilla 3-RRP. Las fuerzas instantáneas máxima y continua del soporte de efector terminal a lo largo de las direcciones x e y se determinan como 246,7 N y 18,4 N, respectivamente. De forma similar, las fuerzas instantáneas máxima y continua del soporte de efector terminal a lo largo del eje de rotación son 38,2 Nm y 2,85 Nm, respectivamente. Estos valores de fuerza también se han verificado experimentalmente en puntos críticos del espacio de trabajo prescrito.

[0064] Los valores de las resoluciones del soporte de efector terminal calculadas, del espacio de trabajo abarcado por el elemento articular 2, de los límites de estabilidad para la representación de muros virtual y de la capacidad de seguir en movimiento sin oposición se corresponden con los valores de caracterización general (consúltese anteriormente)

TABLA II
 CARACTERIZACIÓN DEL EXOESQUELETO DE RODILLA 3-RRP

Crterios	X	Y	Z
Fuerza máxima inst.	246,7 [N]	213,5 [N]	38,2 [Nm]
Fuerza cont. máx.	18,4 [N]	16 [N]	2,85 [Nm]
Resol. efect. terminal	0,058 [mm]	0,100 [mm]	0,0031 [rad]
Espacio de trabajo alcan.	-60 a 60 [mm]	-60 a 60 [mm]	∞ [rad]
Represt. muro virtual	50 [kN/m]	42 [kN/m]	1 [kNm/rad]
Capacidad para seguir en movimiento sin oposición	3 [N]	3 [N]	0,25 [Nm]

f. Detección de fuerza incorporada, accionamiento elástico en serie y accionamiento de impedancia variable

- 5 **[0065]** Esta sección presenta varias variaciones de diseño del elemento articular autoalineable 2 del exoesqueleto 1. En particular, la figura 8 presenta un diseño de un modo de realización con detección de fuerza/par incorporada, el diseño en la figura 9 presenta un accionamiento elástico en serie y un diseño de impedancia variable que utiliza un accionamiento antagonista se representa en la figura 10.
- 10 **[0066]** La detección de la fuerza para el control impedancia/fuerza de bucle cerrado es posible acoplado un sensor de fuerza/par (F/T) multieje 40, 41 al soporte de efector terminal 4. Por otro lado, gracias a la estructura cinemática del mecanismo de autoalineación, también se pueden implementar otras soluciones de bajo coste. En primer lugar, en lugar de utilizar un sensor F/T multieje, se pueden incorporar celdas de par y fuerza de un solo eje de bajo coste al soporte de efector terminal 4 del mecanismo. Uno de dichos modos de realización con tres celdas de carga 41
- 15 (una de las cuales es redundante) y una celda de par 40 se representa en la figura 8. Utilizando las celdas de carga 41 unidas a enlaces rígidos, las fuerzas del espacio de tarea que actúan sobre el robot pueden estimarse fácilmente calculando el componente del vector de fuerza a lo largo de cada enlace, mientras que el par aplicado al efector terminal 5 puede medirse directamente usando una celda de par 40.
- 20 **[0067]** Debido a la no colocación del accionamiento del sensor, existe un límite superior inherente para las ganancias en bucle cerrado del control de fuerza explícita. Como la ganancia en bucle cerrado se determina como una combinación de la rigidez del transductor y la ganancia del controlador, para los sensores de fuerza de alta rigidez, solo se pueden usar ganancias de controlador bajas para preservar la estabilidad del sistema. Por lo tanto, el controlador de fuerza se vuelve lento y su respuesta a la perturbación puede no ser ideal. El accionamiento elástico en serie (SEA) es una estrategia de control de fuerzas que transfiere la rigidez del sensor de fuerza a la ganancia del controlador para que se pueda lograr un mejor rendimiento del controlador. El uso de un SEA para el control de fuerza es ventajoso, ya que alivia la necesidad de sensores de fuerza/actuadores de alta precisión y permite un control preciso de la fuerza ejercida por el actuador mediante el control de la posición típica de la deflexión del elemento de acoplamiento distensible. En particular, un SEA introduce un elemento distensible entre el actuador y el entorno, a continuación mide y controla la deflexión del mismo. Es decir, un SEA transforma el problema de control de la fuerza en un problema de control de posición que puede abordarse utilizando estrategias bien establecidas de control de movimiento. Otros beneficios de los SEA incluyen una baja impedancia general del sistema en las frecuencias superiores al ancho de banda de control, lo que evita impactos duros con el entorno. La principal desventaja de los SEA es su bajo ancho de banda de control debido a la introducción intencionada del elemento de acoplamiento suave. La resolución de fuerza de un SEA mejora a medida que el acoplamiento se hace más distensible; sin embargo, la distensibilidad disminuye el ancho de banda del sistema de control, lo que compensa el tiempo de respuesta para la precisión de la fuerza.
- 25
- 30
- 35
- 40 **[0068]** La figura 9 presenta un modo de realización del elemento articular autoalineable 2 con SEA. En este modo de realización, se coloca un elemento distensible 42 entre los enlaces 17, 27, 37 y la salida 5 del mecanismo 3-RRP y la deflexión de este mecanismo distensible se mide como un medio de bajo coste para obtener las fuerzas y pares que actúan en el elemento articular 2. En particular, el cuerpo distensible 42 en la figura está diseñado como un mecanismo paralelo 3-RRR, ya que este mecanismo permite traslaciones en plano y una rotación a lo largo del eje perpendicular. Por lo tanto, midiendo las deflexiones de las articulaciones distensibles 42 que están unidas al soporte de efector terminal 4, es posible estimar todas las fuerzas y pares que actúan sobre la articulación autoalineable 2. En particular, el marco fijo (soporte de efector terminal 4) del mecanismo distensible está unido a los enlaces rígidos 17, 27, 37 y la salida de la articulación distensible 42 está unida a la salida del mecanismo 3-RRP (efector terminal 5). Las articulaciones 42 del mecanismo distensible están diseñadas como articulaciones de ranura de bisagra y la función de rigidez de las articulaciones y la rigidez del espacio de tarea del mecanismo distensible se deriva como se describe en Kang (B. H. Kang, J.-Y. Wen, N. Dagalakis, and J. Gorman, "Analysis and design of parallel mechanisms with flexure joints", Robotics, IEEE Transactions on, vol. 21, n.º 6, pp. 1179-1185, 2005). Los desplazamientos articulares independientes del mecanismo distensible se pueden medir utilizando codificadores lineales y dada la rigidez de la articulación, se puede derivar la F/T del soporte de efector terminal. El rango de las
- 45
- 50

fuerzas medidas depende del diseño de la articulación distensible, mientras que la resolución de fuerza del sistema depende de la resolución del codificador.

5 **[0069]** Cuando se añade distensibilidad a un actuador, se requieren diferentes niveles de rigidez para diversas interacciones: Las tareas precisas de control de posición con buenas características de rechazo de perturbaciones requieren actuadores con alta rigidez, mientras que los impactos se pueden regular mejor utilizando actuadores con baja rigidez. Por lo tanto, se han introducido actuadores de rigidez variable (VSA). Los VSA son un tipo especial de mecanismos distensibles que presentan rigidez ajustable mediante elementos controlados de "tipo resorte". Al diseñar los VSA, es importante poder ajustar la rigidez independientemente de la configuración de los actuadores. 10 Para lograr este objetivo, se han propuesto varios abordajes diferentes.

[0070] El abordaje más común para el diseño de actuadores de rigidez variable se inspira de los músculos humanos y utiliza accionamiento antagónico. En una forma de diseñar actuadores antagónicos, dos motores se conectan a elementos distensibles de "tipo resorte" y estos elementos distensibles se conectan al enlace de salida. El movimiento opuesto de estos dos actuadores crea fuerzas de compresión en un elemento y tensión en el otro. Se ha demostrado en la bibliografía que, si la función de fuerza de los resortes no es lineal (en particular, si es cuadrática), este movimiento del actuador conjugado no afecta a la configuración de la posición del enlace de salida, sino que cambia su rigidez. De manera similar, si ambos actuadores se mueven en la misma dirección, la configuración del enlace de salida se cambia conservando su rigidez. 15 20

[0071] La figura 10 representa un modo de realización de muestra del accionamiento de impedancia variable para el elemento articular autoalineable 2. En este diseño, cada uno de los tres discos se compone de una combinación de subdiscos 170 con bordes especiales. Las ranuras interiores en los discos se utilizan para la fijación de dos cables Bowden 154, 164. Los cables Bowden 154, 164 funcionan de acuerdo con el principio antagonista y cada cable puede tirar del disco hasta 180°. Los cables Bowden se unen a resortes no lineales (o más en general, impedancias) 152, 162 para permitir el accionamiento de impedancia variable mecánica a través de actuadores 150, 160. 25

REIVINDICACIONES

1. Exoesqueleto (1) para humanos que comprende:
 - 5 a) un elemento de articulación (2), que interactúa directa o indirectamente con una articulación de un ser humano a través de un soporte de efector terminal (4), en el que
 - 10 b) el elemento articular (2) comprende un mecanismo paralelo que permite al soporte de efector terminal (4) realizar un movimiento paralelo plano arbitrario en un plano, permitiendo movimientos traslacionales arbitrarios y rotacionales arbitrarios superpuestos del soporte de efector terminal (4) respecto a un cuerpo (3) del elemento articular (2);
 - 15 c) en el que el elemento articular (2) se autoalinea con respecto a la articulación del ser humano con el que interactúa.
2. El exoesqueleto (1) de acuerdo con la reivindicación 1 en el que el mecanismo paralelo es un 3-RPR, 3-RRR, 3-PRR, 3-RPP, 3-RRP o 3-PRP.
3. El exoesqueleto (1) de acuerdo con una de las reivindicaciones 1 o 2, en el que el soporte de efector terminal (4) comprende al menos tres ejes de traslación (16, 26, 36), en el que los ejes
 - 20 a) están conectados rígidamente al soporte de efector terminal (4);
 - 25 b) están dispuestos en paralelo al plano del movimiento paralelo plano arbitrario del efector terminal; y
 - c) están dispuestos formando un ángulo (19, 29, 39) uno con respecto al otro.
4. El exoesqueleto (1) de acuerdo con la reivindicación 3, en el que el efector terminal comprende tres ejes de traslación y el ángulo (19, 29, 39) entre dos ejes es 100°-140°, preferentemente 120°.
5. El exoesqueleto (1) de acuerdo con una de las reivindicaciones 1 a 4, en el que los ejes (16, 26, 36) están guiados, respectivamente, por rodamientos lineales (10, 20, 30), en los que los rodamientos lineales son móviles independientemente en una o más trayectorias circulares (14, 24, 34) con respecto al cuerpo (3), en los que las trayectorias circulares (14, 24, 34) están dispuestas en paralelo al plano del movimiento paralelo plano arbitrario del soporte de efector terminal (4).
6. El exoesqueleto (1) de acuerdo con la reivindicación 5, en el que los rodamientos lineales son móviles a lo largo de una trayectoria circular común (14, 24, 34).
7. El exoesqueleto (1) de acuerdo con una de las reivindicaciones 5 o 6, en el que los rodamientos lineales (10, 20, 30) están soportados, respectivamente, por un rodamiento giratorio (12, 22, 32) con respecto a la(s) trayectoria(s) circular(es) (14, 24, 34), en la que los ejes de rotación (16, 26, 36) de los rodamientos de rotación (12, 22, 32) están dispuestos perpendiculares al plano del movimiento paralelo plano arbitrario del soporte de efector terminal (4).
8. El exoesqueleto (1) de acuerdo con una de las reivindicaciones 5 a 7, en el que los ejes (16, 26, 36) comprenden enlaces rectos (18, 28, 38) que están soportados en aberturas correspondientes de los rodamientos lineales (10, 20, 30).
9. El exoesqueleto (1) de acuerdo con una de las reivindicaciones 5 a 8, en el que los rodamientos giratorios (12, 22, 32) están conectados a anillos cocentrados (18, 28, 38).
10. El exoesqueleto (1) de acuerdo con una de las reivindicaciones 5 a 9, en el que uno o más o la totalidad de los rodamientos lineales (10, 20, 30) están activamente accionados de forma independiente a lo largo de la(s) trayectoria(s) circular(es) (14, 24, 34) por motores respectivos (15, 25, 35), que accionan preferentemente dichos anillos cocentrados (18, 28, 38).
11. El exoesqueleto (1) de acuerdo con una de las reivindicaciones 5 a 9, en el que uno o más o la totalidad de los rodamientos lineales (10, 20, 30) están activamente accionados de forma independiente a lo largo de la(s) trayectoria(s) circular(es) (14, 24, 34) por actuadores basados en cable (150, 154, 160, 164) que accionan preferentemente dichos anillos cocentrados (18, 28, 38).
12. El exoesqueleto (1) de acuerdo con una de las reivindicaciones 5 a 9, en el que el elemento articular (2) se acciona pasivamente por la disposición del soporte de efector terminal (4) a fin de accionar uno o más o la totalidad de los rodamientos lineales (10, 20, 30) por los movimientos de la articulación del ser humano dentro del plano del movimiento paralelo plano.

- 5
- 10
- 13. El exoesqueleto (1) de acuerdo con una de las reivindicaciones 1 a 9 y 12, en el que a uno o más o la totalidad de los rodamientos lineales (10, 20, 30) se opone resistencia con elementos de resistencia como resortes o frenos.
 - 14. El exoesqueleto (1) de acuerdo con una de las reivindicaciones 5 a 13, en el que uno o más rodamientos lineales (10, 20, 30) se accionan activamente de forma independiente y a los rodamientos lineales restantes (12, 20, 30) se opone resistencia con elementos de resistencia como resortes o frenos.
 - 15. El exoesqueleto (1) de acuerdo con una de las reivindicaciones 1 a 4, que comprende además dispositivos de medición (40, 41, 42) para medir o registrar el movimiento, la fuerza o su relación de la articulación del ser humano.

Movilización glenohumeral de grados de libertad

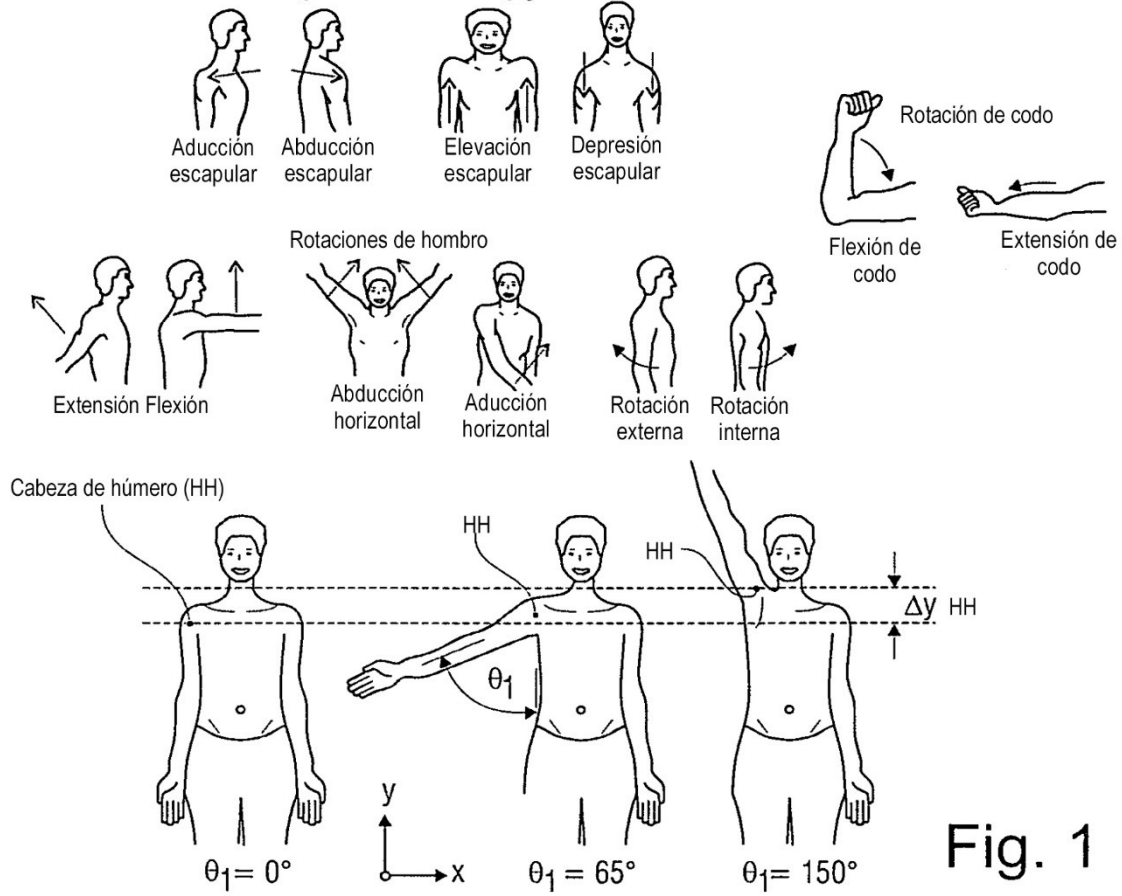


Fig. 1

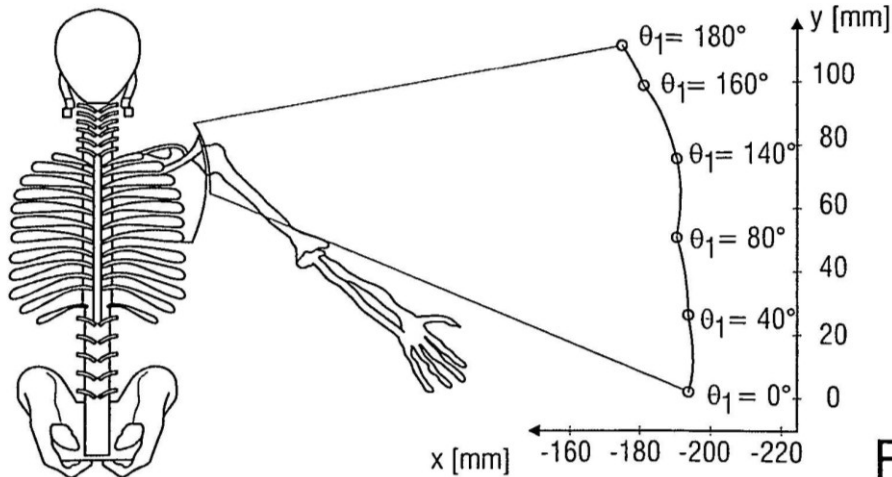
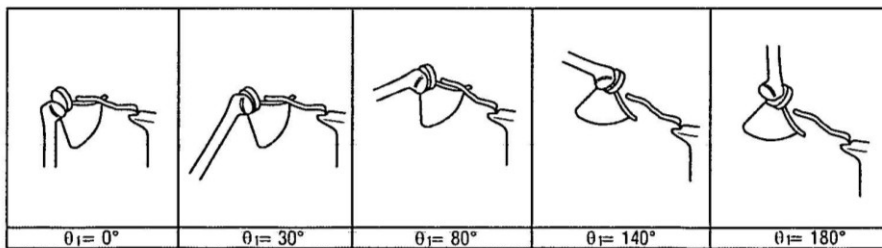


Fig. 2

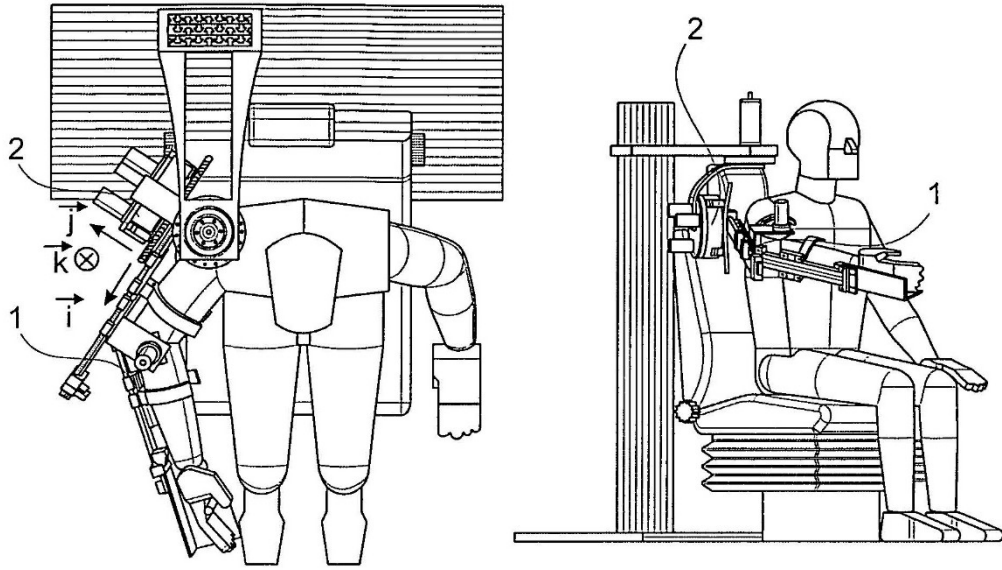


Fig. 3

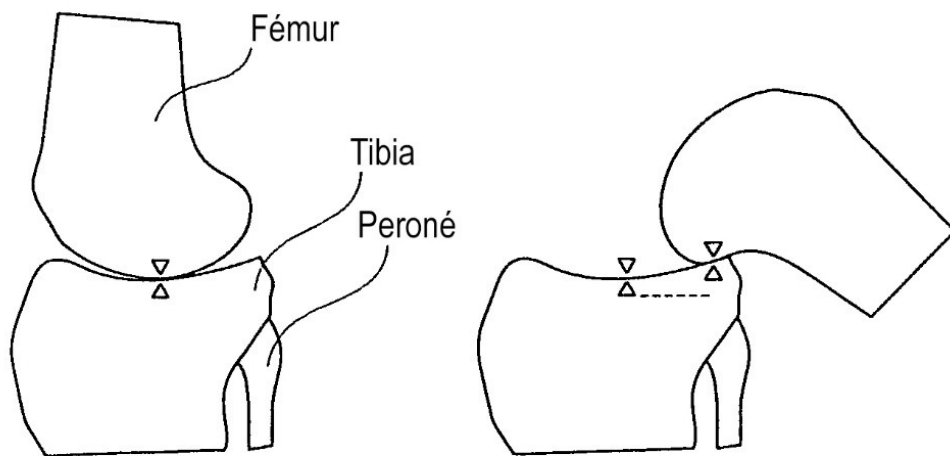


Fig. 4

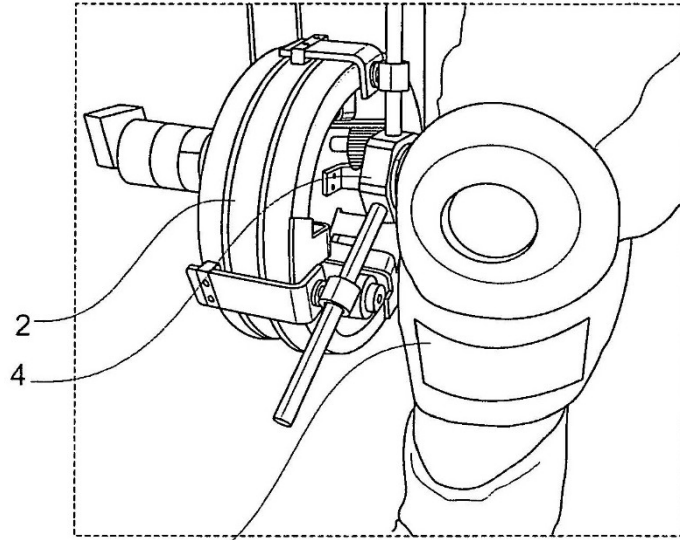


Fig. 5

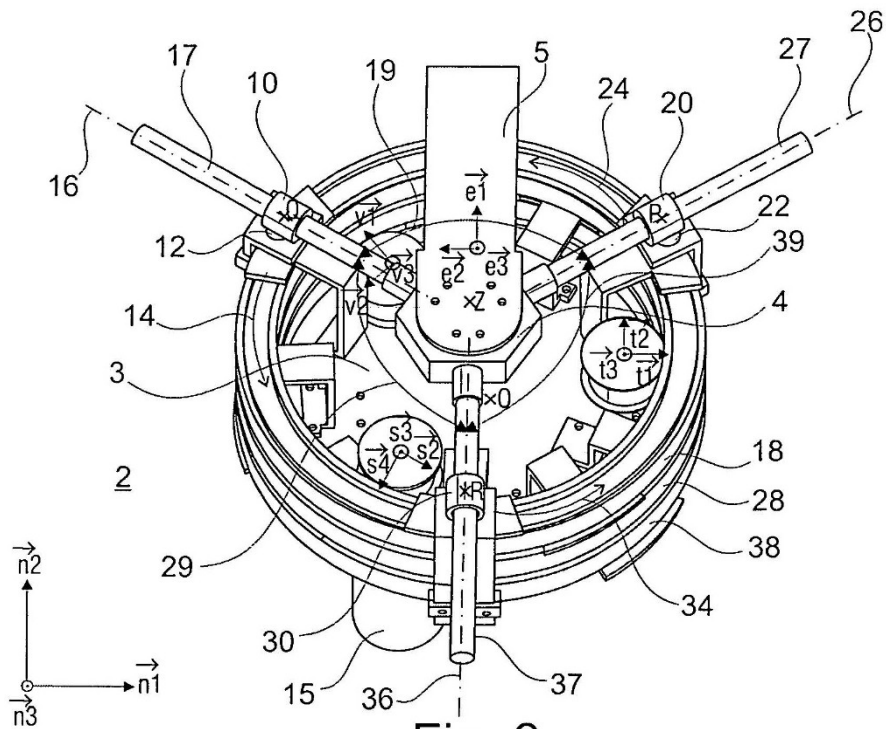


Fig. 6

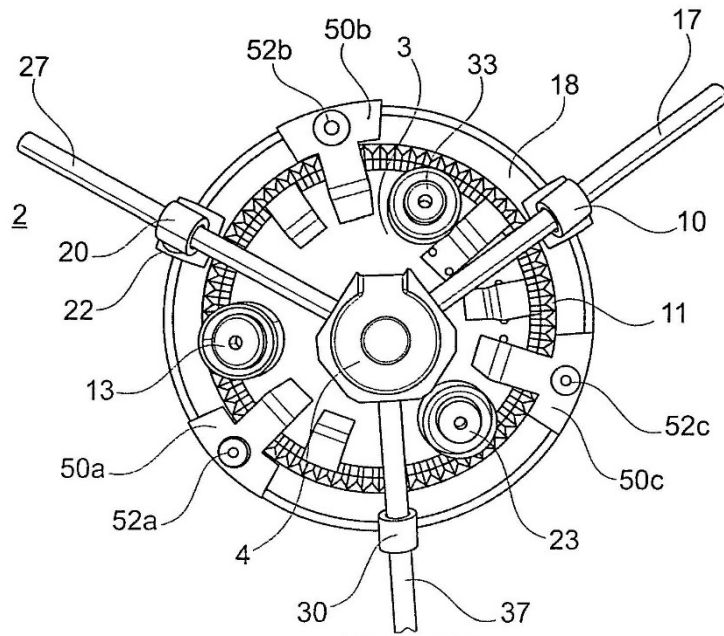


Fig. 7A

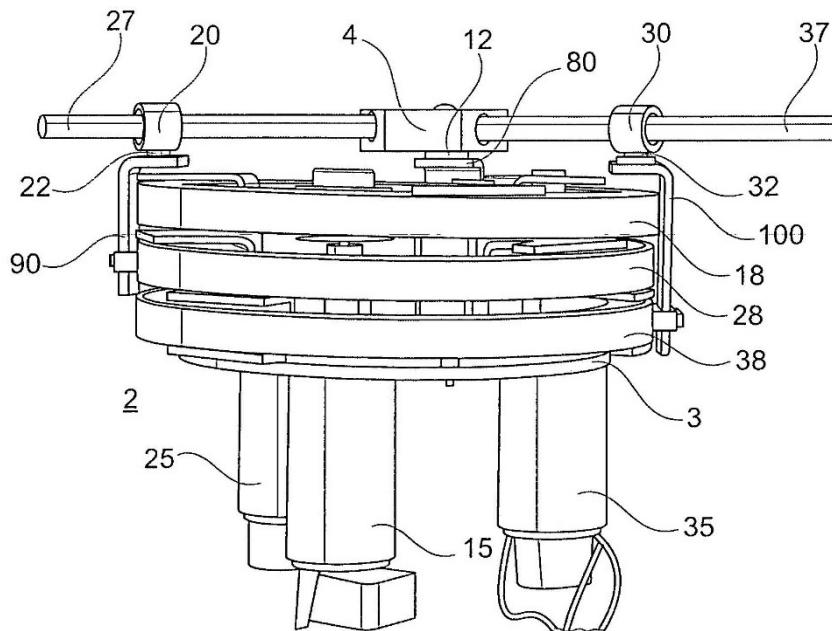


Fig. 7B

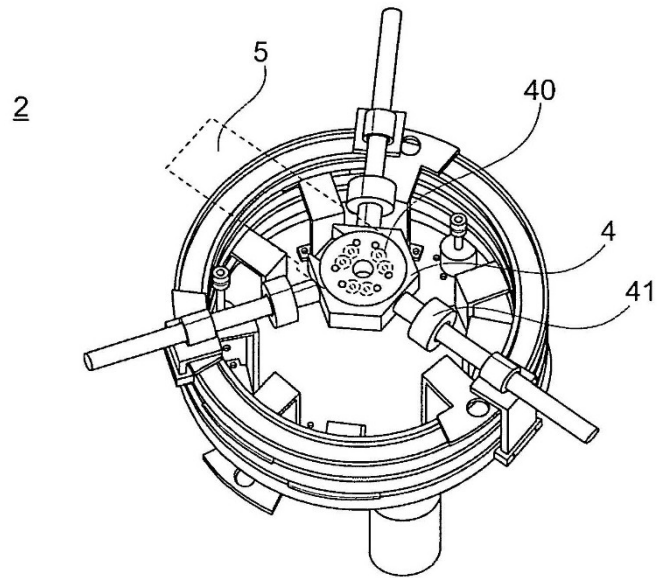


Fig. 8

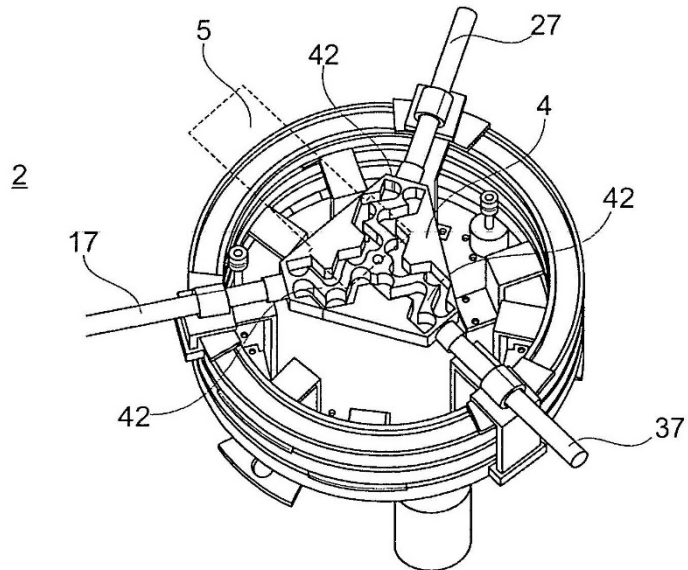


Fig. 9

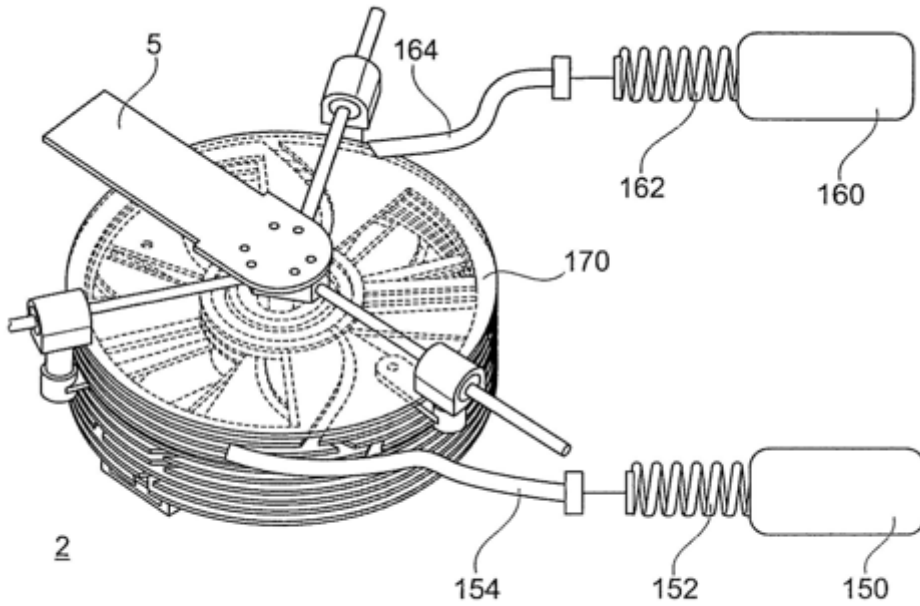
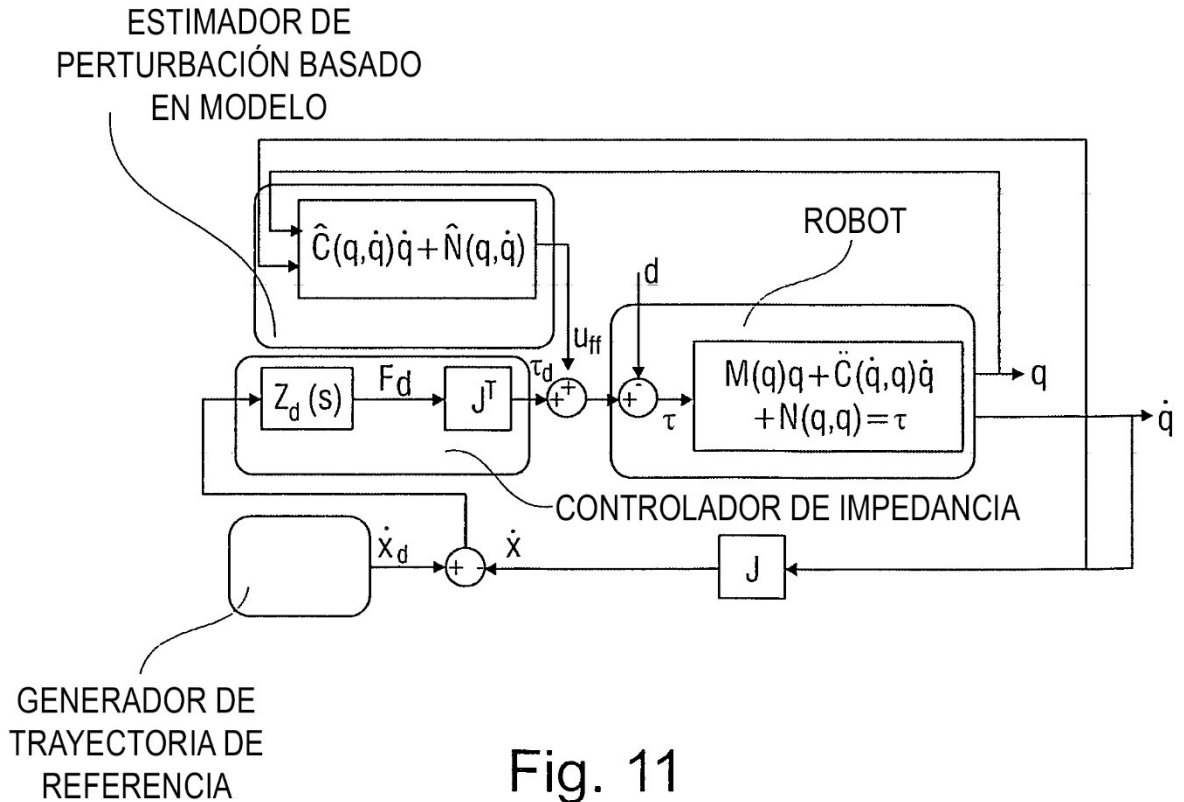


Fig. 10



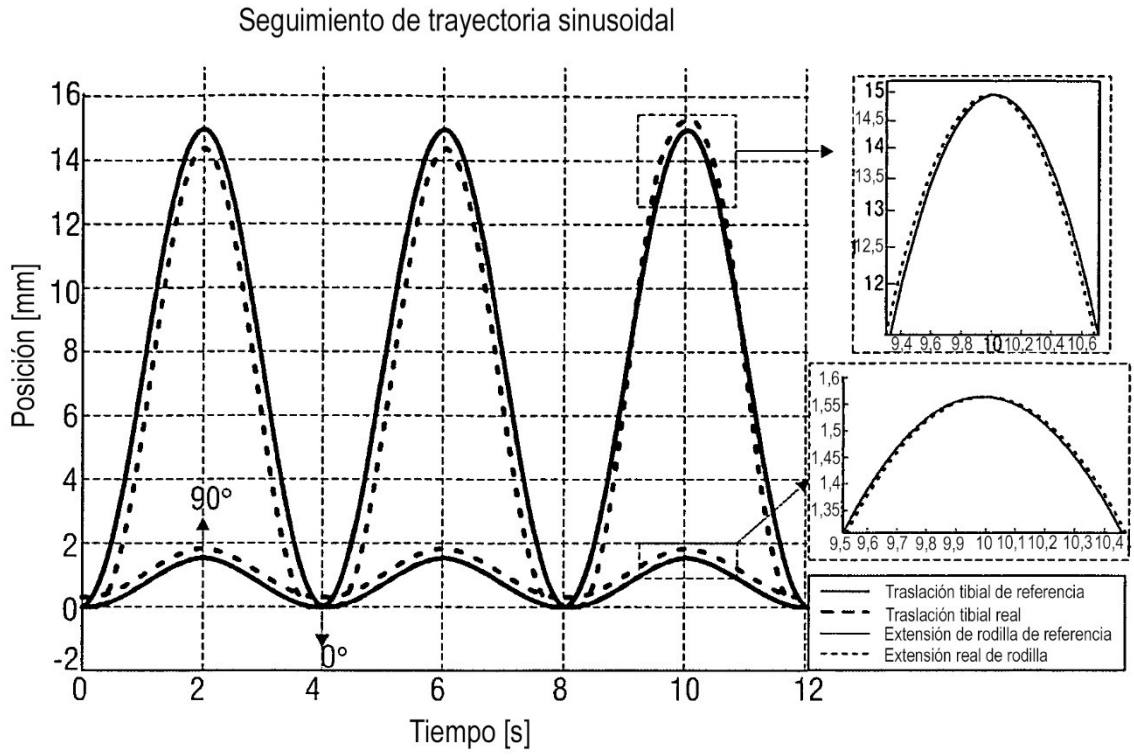


Fig. 12

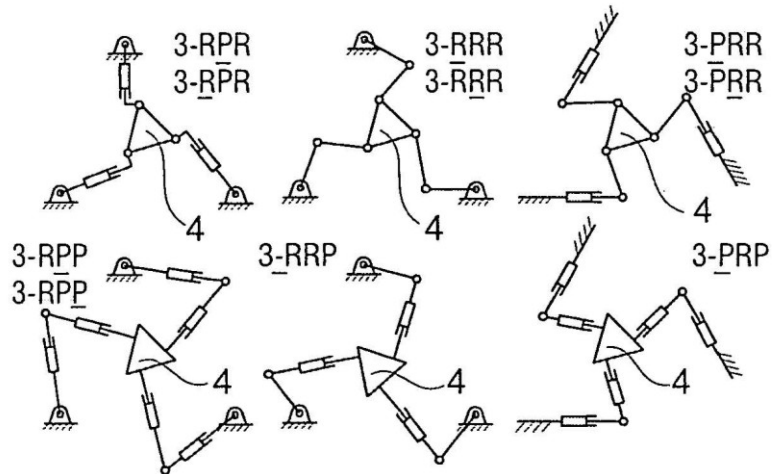


Fig. 13

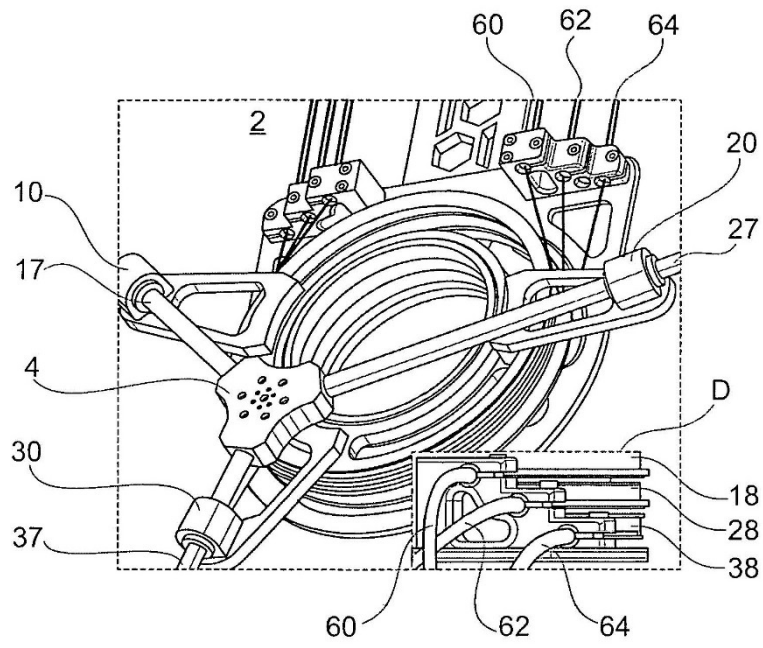


Fig. 14