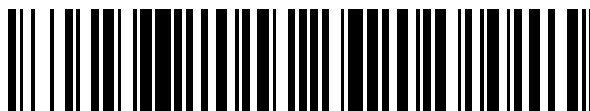


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 555 302**

51 Int. Cl.:

B25J 9/16 (2006.01)

B25J 9/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **12.04.2013** **E 13163607 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **07.10.2015** **EP 2789430**

54 Título: **Plataforma móvil holonómica elástica en serie para la rehabilitación de las extremidades superiores**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
30.12.2015

73 Titular/es:

SABANCI UNIVERSITY (100.0%)
Orta Mahalle Universite cad. No 27 Orhanli
34956 Tuzla Istanbul, TR

72 Inventor/es:

PATOGLU, VOLKAN

74 Agente/Representante:

CARPINTERO LÓPEZ, Mario

ES 2 555 302 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

Plataforma móvil holonómica elástica en serie para la rehabilitación de las extremidades superiores

Las lesiones neurológicas son las causas principales de discapacidades a largo plazo que restringen las funciones diarias de millones de pacientes. La terapia de rehabilitación física es indispensable para el tratamiento de las discapacidades neurológicas. Las terapias de rehabilitación han demostrado ser más eficaces cuando son repetitivas, intensas, a largo plazo y de tareas específicas. Sin embargo, la administración manual de este tipo de terapias es costoso debido a la carga física y la mano de obra involucrada.

La utilización de dispositivos robóticos para el suministro de los ejercicios de rehabilitación repetitivos y físicamente involucrados no sólo elimina la carga física de la terapia de movimiento por los terapeutas, sino que puede motivar a los pacientes para soportar intensas sesiones de terapia gracias a la integración de múltiples modalidades, reduciendo al mismo tiempo los costes del tratamiento. Los dispositivos de rehabilitación asistidos por robot aumentan la fiabilidad y exactitud del tratamiento, mientras que también proporcionan mediciones cuantitativas para seguir el progreso del paciente. Los ensayos clínicos que investigan la eficacia de la rehabilitación robótica proporcionan evidencia de que la terapia robótica es eficaz para la recuperación motora y posee un gran potencial para mejorar la independencia funcional de los pacientes.

Los dispositivos de rehabilitación activos pueden ser aplicados a pacientes con todos los niveles de deterioro para proporcionar protocolos de tratamiento interactivos personalizados. En particular, estos dispositivos permiten la participación activa de los pacientes, ayudando a los pacientes sólo según sea necesario y hacen fácil la sintonización de la duración y la intensidad de las terapias viables. Por otra parte, robots de rehabilitación de bajo coste y portátiles se pueden emplear para la terapia basada en casa, y mantienen la promesa de aumentar la accesibilidad de la terapia física, al tiempo que permite la administración de ejercicios seguros y precisos. La presente invención presenta una plataforma de bajo coste, activa, móvil de forma omnidireccional para la administración en el hogar de ejercicios de rehabilitación física terapéuticos de sobremesa a los pacientes que han sufrido lesiones que afectan a la función de sus extremidades superiores.

Los robots diseñados para la rehabilitación del miembro superior pueden ser vagamente categorizados como dispositivos de tipo exoesqueleto y efectores terminales. Robots de tipo exoesqueleto se corresponden con las articulaciones humanas; por lo tanto, son eficaces en la prestación de terapias articulares específicas. En particular, los exoesqueletos son capaces de aplicar pares controlados a las articulaciones individuales y de medir los movimientos de las articulaciones específicas desacopladas de los movimientos de otras articulaciones. Muchas implementaciones exitosas de robots de rehabilitación del miembro superior de tipo exoesqueleto se han desarrollado en la literatura. A pesar de las ventajas de los robots de tipo exoesqueleto, la utilización basada en casa de estos dispositivos no es muy factible, ya que, debido a la complejidad mecánica inherente en sus diseños, los robots exoesqueleto son típicamente muy caros.

Los robots de rehabilitación de tipo efector de extremo no se corresponden con las articulaciones humanas, pero administran movimientos terapéuticos controlados en el efector de extremo del dispositivo, donde se une la extremidad humana. Por lo tanto, sin restricciones externas sobre las articulaciones, las terapias específicas conjuntas no son alcanzables con tales mecanismos. Sin embargo, los robots de tipo efector de extremo son ventajosos gracias a su estructura cinemática relativamente más simple y de menor coste. Por otra parte, varios de estos dispositivos son portátiles y adecuados para uso en el hogar. Con respecto a su portabilidad, los robots de rehabilitación de tipo efector terminal se pueden clasificar adicionalmente en robots de base fija y dispositivos móviles. Un ejemplo bien conocido de los robots de base fija es el MIT-Manus (H. Krebs, M. Ferraro, S. Buerger, M. Newbery, A. Makiyama, M. Sandmann, D. Lynch, B. Volpe, y N. Hogan, "Rehabilitation robotics: pilot trial of a spatial extension for MIT-Manus", Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation, vol. 1, no.5, 2004). MIT-Manus es un robot de tipo impedancia que posee dos motores de accionamiento directo anclados para proporcionar pares para ayudar o resistir los movimientos del paciente. Otro ejemplo de dispositivos de base fija es Gentle/S (R. Loureiro y W. Harwin, "Robot aided therapy: Challenges ahead for upper limb stroke rehabilitation", en International Conference on Disability, Virtual Reality and Associated Technologies, 2004), que utiliza un robot de tipo admitancia (P. Lammertse, E. Frederiksen, y B. Ruiters, "The hapticmaster, a new high-performance haptic interface", en Eurohaptics, 2002) junto con un mecanismo de cardán para conectar a la muñeca humana. Reha-Slide es otro dispositivo base fija que está diseñado para administrar terapias de movimiento resistivo (S. Hesse, H. Schmidt, C. Werner, C. Rybski, U. Puzich, y A. Bardeleben, "A new mechanical arm trainer to intensify the upper limb rehabilitation of severely affected patients after stroke: Design, concept and first case series". Eura Medicophys, vol. 43, núm. 4, páginas 463-8, 2007). A pesar de que los robots de rehabilitación de base fija de tipo efector terminal han demostrado ser eficaces en la entrega de terapias en un entorno clínico, su adaptación para la terapia en el hogar no es muy factible.

Un auxiliar de enfermería robótica ha sido divulgado por John Hu et al. en una revista titulada "An advanced medical robotic system augmenting healthcare capabilities - robotic nursing assistant" en Proceedings 2011 IEEE International Conference on Robotics and Automation del 9 de mayo de 2011 entre las páginas 6264-6269, XP032034034.

Un diario titulado como "Desing of a low-cost series elastic actuator for multi-robot manipulation" presenta el diseño de un brazo de robot y los datos para caracterizar la precisión y la resolución del sensor de fuerza (durante Proceedings 2011 IEEE International Conference on Robotics and Automation del 9 de mayo de 2011, entre las páginas 5395-5400, XP032034353 por Emma Campbell et al.).

En contraste con los dispositivos de base fija, los robots de rehabilitación basados en plataformas móviles pueden ser diseñados para ser compactos y portátiles; por lo tanto, estos dispositivos tienen la alta promesa para permitir la terapia robótica basada en casa. Dado que estos dispositivos se pueden implementar con costes de fabricación mucho más bajos, su amplia disponibilidad los hace factibles. Varios robots de rehabilitación de bajo coste, en el hogar han sido diseñados en la literatura. Un dispositivo móvil de bajo coste conocido, es el patín de brazo (Y. Chen, T. Kuo, y W. Chang, "Aid training system for upper extremity rehabilitation", en Int. Conference del IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, vol. 2, 2001, páginas 1360-1363), que es un dispositivo pasivo equipado con relés de láminas e imanes. En este robot, los relés de lámina se utilizan para vincular los objetos definidos en un entorno virtual con el entorno físico y determinar la posición del robot. Dado que la configuración magnética es cara y se requiere una plataforma especial con relés de láminas, una implementación posterior de este robot excluye los relés de láminas a favor de frenos electromagnéticos conectados a las cuatro ruedas omnidireccionales de manera que el dispositivo puede proporcionar resistencia a los pacientes cuando sea necesario. Otro ejemplo de dispositivos de sobremesa de bajo coste es el Rutgers Arm II (G. Burdea, D. Cioi, J. Martin, D. Fensterheim, y M. Holenski, "The Rutgers Arm II Rehabilitation System-A feasibility study", IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 18, no. 5, páginas 505-514, 2010), un dispositivo móvil que utiliza bolas de teflón para deslizarse sobre una mesa. Con el fin de proporcionar asistencia o resistencia al paciente, la mesa se inclina manualmente para emplear la gravedad para proporcionar la potencia necesaria. El movimiento del sistema físico se mide utilizando cámaras y se muestra en un entorno virtual. Desafortunadamente, el uso manual del campo de gravedad restringe la asistencia/resistencia disponible que se puede proporcionar a un espectro muy limitado. ARMAssist es otra plataforma móvil de bajo coste para la rehabilitación del miembro superior (J. Perry, H. Zabaleta, A. Belloso, C. Rodríguez de Pablo, F. Cavallaro, y T. Keller, "ARMAssist: Development of a functional prototype for at-home telerehabilitation of post-stroke arm impairment", en IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, 2012, páginas 1561-1566). La novedad de ARMAssist es el uso de un sensor de fuerza para medir las fuerzas humanas a lo largo de la dirección fuera del plano. Aunque uno de los objetivos futuros de este robot es proporcionar asistencia al paciente, la versión actual del sistema es pasiva con tres ruedas omnidireccionales que permiten movimientos planos. Tres sensores de flujo óptico se utilizan para determinar la configuración plana del robot, mientras que el posicionamiento global se logra mediante una estera con un patrón especial. A pesar de que las plataformas móviles pasivas son de bajo coste y potencialmente eficaces para motivar a los pacientes y proporcionar medidas cuantitativas de la evolución del paciente, estos dispositivos están limitados en que no pueden ayudar a los pacientes para ayudarles a completar la tarea, proporcionar retroalimentación de fuerza para restringir desviaciones no deseadas, potencialmente peligrosas para las trayectorias deseadas, o permiten el ajuste en línea de la intensidad de las terapias. Estos dispositivos tampoco pueden aplicarse a pacientes con todos los niveles de deterioro. Otros sistemas de rehabilitación pasiva portátiles adecuados para uso en el hogar incluyen controles remotos de Wii y cámaras de infrarrojos integradas con juegos de realidad virtual, como tareas de coger y colocar.

MOTORE (CA Avizzano, M. Satler, G. Cappiello, A. Scoglio, E. Ruffaldi, y M. Bergamasco, "MOTORE: A Mobile Haptic Interface for Neuro-Rehabilitation", en IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication, 2011, páginas 383-388) es un robot móvil activo destinado a la rehabilitación del miembro superior. El movimiento es proporcionado por tres ruedas omnidireccionales accionadas. Dos células de carga se colocan en el mango del dispositivo de modo que se pueden medir las fuerzas en el plano y los controladores de admisión pueden ser implementados durante las tareas de seguimiento de la trayectoria. Reha-Manus (D. Luo, M. Roth, C. Wiesener, T. Schauer, H. Schmidt, y J. Raisch, "Reha-Manus: A novel robot for upper limb rehabilitation", en Workshop Automatisierungstechnische Verfahren für die Medizin (Automed), 2010, páginas 33-34) es otro ejemplo de la plataforma móvil holonómica controlada de posición completamente activa diseñada para la terapia de las extremidades superiores. Este robot se basa en tres ruedas omnidireccionales accionadas por motorreductores equipados con codificadores ópticos, y cuenta con sensores de fuerza de tres DoF. Dado que las plataformas móviles holonómicas accionadas con ruedas omnidireccionales son pasivamente no accionables de manera inversa, se requiere una fuerza de detección para asegurar interacciones físicas seguras con pacientes. Tanto Reha-Manus como MOTORE basan en sensores de fuerza para lograr ser accionables de manera inversa de forma activa a través de control/admisión de la fuerza. Sin embargo, el uso de sensores de fuerza disminuye significativamente la sencillez y la asequibilidad de estos dispositivos para la rehabilitación en el hogar, dado que los sensores de fuerza requieren un acondicionamiento de señal significativo y los sensores de fuerza de alta precisión son de alto coste. Además, el control de la fuerza explícito es vulnerable a la inestabilidad debido a la no colocación del actuador sensor impuesta por la dinámica de orden superior del sistema.

La presente invención propone un actuador elástico en serie de una plataforma móvil holonómica activa basada en múltiples grados de libertad (DoF), para administrar ejercicios terapéuticos de sobremesa a pacientes que han sufrido lesiones que afectan a la función de sus extremidades superiores. En particular, la plataforma móvil de la invención consiste en un mecanismo paralelo compatible plano de 3 DoF acoplado a un robot móvil omnidireccional con ruedas Mecanum. La implementación de la invención es ventajosa en que proporciona la introducción deliberada de un elemento de múltiples DoF compatible entre la unidad de accionamiento móvil de múltiples DoF y

el paciente, que transforma la plataforma holonómico activa no accionable de manera inversa en un actuador elástico en serie de múltiples DoF. El accionamiento elástico en serie no sólo elimina la necesidad de sensores de fuerza costosos, sino que también permite la aplicación de control de fuerza en bucle cerrado con mayores ganancias del controlador, proporcionando robustez frente a las imperfecciones en la transmisión de energía y permitiendo que sean utilizados componentes de accionamiento de menor coste. El resultado es un dispositivo de rehabilitación activa de bajo coste con un espacio de trabajo plano ilimitado, especialmente adecuado para las terapias en el hogar. Además de administrar los ejercicios terapéuticos activos, pasivos y resistivos, la aplicación de la presente invención puede ayudar según sea necesario, es decir, se puede ajustar de forma interactiva la cantidad de asistencia, para ayudar a aumentar la eficiencia de la formación, garantizando la participación activa de los pacientes.

En la literatura, se ha demostrado que la compatibilidad inherente de manipuladores robóticos introduce la no coubicación entre los sensores de fuerza y actuadores e impone un límite superior a la ganancia de bucle del control de fuerza explícito del bucle cerrado. Este límite de estabilidad inevitable en la ganancia del bucle limita significativamente las ganancias del controlador de fuerza explícita, especialmente cuando se utilizan sensores de fuerza rígidos. La utilización de cualquiera de los acoplamientos suaves o sensores suaves se ha propuesto para mejorar la estabilidad del sistema de control de fuerza de bucle cerrado. El accionamiento elástico en serie (SEA) es como un ejemplo de tales técnicas de control de la fuerza con sensores de fuerza suaves.

El SEA introduce deliberadamente un elemento compatible entre el actuador y el medio ambiente, entonces mide y controla la deflexión de este elemento compatible. Es decir, el SEA transforma el problema de control de la fuerza en un problema de control de posición que puede abordarse utilizando estrategias de control de movimiento bien establecidas.

El SEA para el control de la fuerza es ventajoso, ya que evita la necesidad de sensores/actuadores de fuerza de alta precisión y permite un control preciso de la fuerza ejercida por el actuador a través del control de posición típico de la deflexión del elemento de acoplamiento compatible. Otro de los beneficios del SEA es la baja impedancia de salida del sistema en las frecuencias por encima del ancho de banda de control, evitando impactos duros con el medio ambiente. Es decir, mientras SEA puede asegurar de nuevo la facilidad de conducción aunque con control activo a frecuencias inferiores a la anchura de banda de control, también posee un cierto nivel de capacidad de accionamiento en reversa pasiva para excitaciones por encima del ancho de banda de control, garantizando la seguridad y robustez a lo largo de todo el espectro de frecuencias. Otra, muy importante, ventaja del SEA es su capacidad para alcanzar mayores ganancias del controlador con respecto a los controladores de fuerza explícitos. Teniendo en cuenta el límite máximo de la ganancia de bucle que es directamente proporcional a las ganancias del controlador y la rigidez de la planta, las ganancias del controlador de SEA se pueden establecer en valores órdenes de magnitud mayor que los controladores de fuerza típicos, ya que la rigidez de un SEA es significativamente inferior que un sensor de fuerza típico. Por lo tanto, utilizar un SEA ofrece superioridad implícita tal que la precisión del control de la fuerza no está limitada por el propio actuador, mientras que el sistema de circuito cerrado goza de mejores características de rechazo de perturbaciones. En consecuencia, el SEA no sólo elimina la necesidad de sensores de fuerza costosos, sino que también permite la aplicación de control de fuerza en bucle cerrado con mayores ganancias del controlador, proporcionando robustez frente a las imperfecciones en la transmisión de energía y permitiendo que componentes de accionamiento de menor coste sean utilizados.

La principal desventaja del SEA es su relativamente bajo ancho de banda debido a la introducción deliberada del elemento de acoplamiento suave. La resolución de fuerza de un SEA mejora a medida que el acoplamiento se hace más dócil; sin embargo, aumentar la docilidad disminuye el ancho de banda del sistema de control, compensando el tiempo de respuesta por exactitud de la fuerza. A pesar de que el bajo ancho de banda del SEA limita el rendimiento de representación háptica, esto no representa una preocupación importante para los robots de rehabilitación, ya que una prestación de alta fidelidad no es un objetivo y el ancho de banda del dispositivo todavía puede mantenerse significativamente más alto que el de los pacientes para proporcionar niveles adecuados de asistencia háptica.

Los dibujos adjuntos se dan únicamente con el propósito de ejemplificar el enfoque técnico de la presente invención cuyas ventajas se ha indicado anteriormente y se explicarán más adelante en breve.

Los dibujos no están destinados a delimitar el alcance de la protección como se identifica en las reivindicaciones ni deben ser referidos solos en un esfuerzo para interpretar el alcance identificado en dichas reclamaciones sin recurrir a la divulgación técnica en la descripción de la presente invención.

La figura 1 demuestra parámetros geométricos y fuerzas que actúan sobre una bisagra de flexión en forma de V en filetes según la presente invención.

La figura 2 demuestra modelo de cuerpo pseudo-rígido de mecanismo de 3-PaRR acuerdo con la presente invención.

Las figuras 3a a 3d demuestran la aplicación monolítica compatible del mecanismo de 3-PaRR y limitaciones contra los movimientos fuera del plano donde las figuras 3b a 3d demuestran las vistas de perspectiva desde arriba, lateral y perspectiva desde abajo, respectivamente.

La figura 4 demuestra un controlador en cascada de la plataforma móvil de acuerdo con la presente invención.

La figura 5 demuestra mediciones del sensor de fuerza junto con las estimaciones de la fuerza a través del elemento elástico lo largo de direcciones x, y y θ .

La figura 6 demuestra trayectoria seguida junto con las fuerzas aplicadas durante todo el movimiento, donde las líneas discontinuas representan los límites de pared virtuales mientras que las flechas muestran la magnitud y dirección de las fuerzas aplicadas.

La plataforma móvil de acuerdo con la presente invención consiste en un mecanismo paralelo compatible acoplado a un robot móvil con ruedas Mecanum capaz de movimiento omnidireccional (plana 3 DoF).

Dado que la base móvil con ruedas Mecanum de la plataforma móvil de acuerdo con la presente invención actúa como un actuador de 3 DoF en el plano, se requiere un elemento compatible 3 DoF de forma que un SEA de múltiples DoF pueda ser implementado. La presente invención propone utilizar un mecanismo plano compatible como un medio de bajo coste para medir las fuerzas en el plano y el par que actúa sobre el robot, mediante la medición de la deflexión de este mecanismo compatible con sensores de posición. Se prefieren los mecanismos compatibles planos ya que son fáciles de fabricar como estructuras monolíticas, y libres de efectos parásitos tales como la fricción, la holgura. Para implementar el elemento compatible del dispositivo de acuerdo con la invención, se adopta un diseño basado en un mecanismo paralelo, ya que los mecanismos paralelos son más robustos frente a errores de fabricación y los cambios dimensionales debidos al ruido térmico. Los errores en el nivel de las articulaciones se promedian en el efector de extremo; por lo tanto, mecanismos paralelos pueden lograr un movimiento más preciso que sus mecanismos homólogos en serie. Además, los mecanismos paralelos pueden ser diseñados para ser más compactos con una mayor rigidez fuera de plano, en comparación con los mecanismos de serie. Los mecanismos paralelos también son ventajosos ya que permiten la conexión a tierra de sensores de posición.

En particular, un mecanismo paralelo plano compatible 3-PaRR se adopta como la estructura cinemática subyacente del elemento compatible. En este mecanismo, la posición de los enlaces de salida del mecanismo de paralelogramo compatible (Pa) se mide con respecto al enlace de base. Las juntas de revolución del mecanismo compatible están diseñadas como bisagras de flexión en forma de V fileteadas, mientras que los mecanismos de paralelogramo con dichas articulaciones de revolución se utilizan para implementar articulaciones prismáticas compatibles. Se seleccionan bisagras de flexión en forma de V ya que proporcionan una mejor precisión de rotación que otros tipos de bisagra de flexión. En particular, dado que la mayor deformación elástica de la bisagra se produce en el punto de espesor mínimo, el eje de rotación de las bisagras de flexión en forma de V se puede determinar con alta precisión. Para bajar la concentración de esfuerzos y aumentar el rango de rotación; las esquinas de los recortes en forma de V se filetean por un ángulo fijo. La bisagra de flexión en forma de V fileteada se muestra en la figura 1, donde b es el ancho, h denota la altura, t representa el espesor mínimo, e l significa la longitud media de las bisagras de flexura. El símbolo c es la altura del perfil que es igual a $(h-t)/2$, mientras que R es el radio de la sección circular, y θ denota el ángulo de separación del perfil desde el eje horizontal. La deflexión de la bisagra de flexión en forma de V en filetes bajo momentos de flexión puede calcularse analíticamente como

$$\begin{aligned} \frac{\alpha_z}{M_z} = \frac{3}{2EbR^2} \left\{ \frac{1}{2\beta + \beta^2} \left\{ \frac{(1 + \beta) \sin \theta}{(1 + \beta - \cos \theta)^2} \right. \right. \\ + \frac{(3 + 2\beta + \beta^2) \sin \theta}{(2\beta + \beta^2)(1 + \beta - \cos \theta)} \\ + \frac{6(1 + \beta)}{(2\beta + \beta^2)^{3/2}} \arctan \left(\sqrt{\frac{2 + \beta}{\beta}} \tan \frac{\theta}{2} \right) \Big\} \\ \left. - \frac{\gamma^2 \cot \theta}{\beta^2(1 + \gamma)^2} + \frac{\cot \theta}{(1 + \beta - \cos \theta)^2} \right\} \end{aligned} \quad (1)$$

donde $\beta = t/2R$ y $\gamma = t/2c$. Aquí, α_z representa el desplazamiento angular y M_z denota el momento de flexión alrededor del eje z. La deflexión máxima de flexión de la bisagra en forma de V fileteada se puede calcular haciendo coincidir el momento de flexión máximo con la tensión de fluencia del material seleccionado. La rigidez de las articulaciones de las bisagras de flexión en forma de V fileteadas se dan como:

$$K_{unión} = \left(\frac{M_z}{\alpha_z} \right) \quad (2)$$

donde E es el módulo de Young del material seleccionado. En el diseño de la aplicación de acuerdo con la invención, cada bisagra de flexión en forma de V fileteada está diseñada para tener 2,75° de deflexión angular máxima y 1 Nm/rad de rigidez en las articulaciones.

- 5 El análisis de los mecanismos compatibles es significativamente más duro que el análisis de sus homólogos de cuerpo rígido, ya que el estudio de estos mecanismos requiere la determinación de sus deformaciones bajo fuerzas aplicadas externamente. De acuerdo con la presente invención, un modelo aproximado, es decir, el modelo de cuerpo pseudo-rígido, se utiliza para estudiar la cinemática del mecanismo paralelo 3-PaRR plano compatible. El modelo de cuerpo pseudo-rígido se prefiere debido a su eficiencia computacional y facilidad de uso. Un cuerpo
- 10 pseudo-rígido aproxima el movimiento de un mecanismo compatible mediante la sustitución de sus enlaces flexibles con enlaces rígidos y la introducción de muelles de torsión en ambos extremos de dichos rígidos.

Una representación esquemática del modelo de cuerpo pseudo-rígido de mecanismo paralelo plano compatible 3-PaRR se representa en las figuras 2 y 3. En esta figura N representa el marco de referencia de base, mientras que E denota el marco efector de extremo. El punto H es donde se une el mango y se encuentra en el centro del efector de extremo. El punto O marca el centro del espacio de trabajo. Los Cuerpos A_i, B_i y C_i, para i = 1, 2, 3, respectivamente, designan los tres cuerpos en cada pierna que conectan el extremo efector E a la tierra N, mientras que K_i, L_i y P_i marcan los centros de articulaciones de revolución. Para estudiar la cinemática de 3-PaRR, tres ecuaciones de bucle vectorial se pueden escribir en el plano de la siguiente manera:

$$\vec{r}^{OK_i} + \vec{r}^{K_i L_i} + \vec{r}^{L_i P_i} + \vec{r}^{P_i H} - \vec{r}^{OH} = \vec{0} \quad (3)$$

- 20 donde $\vec{r}$ representa el vector de posición del superíndice izquierda a derecha y el superíndice i = 1, 2, 3 es el índice de bucle. Es posible derivar seis ecuaciones escalares independientes de estas tres ecuaciones de bucle vector planas, mientras que tres ecuaciones escalares más independientes se pueden derivar de la relación entre las rotaciones conjuntas y las rotaciones del efector de extremo. Estas ecuaciones se pueden resolver analíticamente para determinar los nueve ángulos de articulación q_{ai}, q_{bi} y q_{ci} para i = 1, 2, 3, que son necesarios para calcular la
- 25 rigidez del espacio tarea del dispositivo. Sin embargo, ya que las deflexiones del mecanismo compatible son relativamente pequeñas, la cinemática diferencial del dispositivo domina sus movimientos. En particular, la determinación de la configuración inicial del dispositivo junto con su matriz jacobiana es suficiente para resolver su cinemática. El jacobiano del modelo se puede calcular mediante la diferenciación de las ecuaciones de bucle vector en la ecuación (3) en N y la solución junto con las ecuaciones de velocidad angular

$$\Delta\theta = \Delta q_{b_i} + \Delta q_{c_i} \quad (4)$$

- 30 donde Δ significa pequeñas cantidades e i = 1, 2, 3. El Jacobiano resultante puede dividirse en cinemática Jacobiana J_T, que da la relación entre el espacio articular y velocidades espaciales de tareas, y la restricción jacobiana J_C, que impone las restricciones de movimiento en el sistema. Las matrices jacobianas cinemáticas y restricciones pueden además ser agrupadas por el tipo de la articulación: medida o pasiva. Esta forma de la matriz jacobiana proporciona
- 35 una visión más clara sobre el sistema, ya que los sub-bloques de la matriz reflejan claramente las contribuciones de las articulaciones medidas y pasivas. La matriz Jacobiana se expresa explícitamente como

$$\begin{bmatrix} \Delta x_T \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} J_{T_m} & J_{T_p} \\ J_{C_m} & J_{C_p} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \Delta q_m \\ \Delta q_p \end{bmatrix} \quad (5)$$

- 40 donde J_{Tm} es la matriz jacobiana para juntas medidas sin restricciones, J_{Tp} es la matriz jacobiana de las articulaciones pasivas sin restricciones, J_{Cm} es la matriz jacobiana para juntas medidas limitadas y J_{Cp} es la matriz jacobiana de articulaciones pasivas restringidas, mientras Δq_{mc} y Δq_{pa} representa un pequeño desplazamiento de las articulaciones medidas y pasivas, y ΔX_T denota los pequeños cambios en la configuración del efector de extremo. En el caso 3-PaRR, se mide la posición de los enlaces de salida de tres mecanismos de paralelogramo a tierra (que actúan con eficacia como articulaciones prismáticas), mientras que todas las juntas de revolución restantes son pasivas. Los ángulos de las articulaciones de los vínculos de paralelogramo compatibles se calculan a partir de:

$$q_{m_i} = \text{sen}^{-1}(s_{m_i}/l) \quad (6)$$

donde s_{m_i} es el desplazamiento lineal medido, $i = 1, 2, 3$ e l es la longitud del cuerpo A_i .

Usando las matrices jacobianas, la relación entre el desplazamiento de la articulación medida conjunta y el desplazamiento del espacio de trabajo del efector de extremo puede derivarse como:

$$\begin{aligned} \Delta x_T &= (J_{T_m} - J_{T_p} J_{C_p}^{-1} J_{C_m}) \Delta q_m \\ &= J_{T_{comp}} \Delta q_m \end{aligned} \quad (7)$$

donde $J_{T_{comp}}$ denota la matriz jacobiana del mecanismo compatible en general. Una vez que se obtiene la matriz jacobiana del mecanismo compatible 3-PaRR, la matriz de la rigidez del espacio de trabajo K_T del mecanismo se puede derivar como:

$$K_T = J_{T_{comp}}^{-T} (K_{q_m} + J_{C_m}^T J_{C_p}^{-T} K_{q_p} J_{C_p}^{-1} J_{C_m}) J_{T_{comp}}^{-1} \quad (8)$$

donde K_{q_m} y K_{q_p} son los valores de rigidez de las articulaciones individuales medidas y pasivas.

La implementación física monolítica un mecanismo de 3-PaRR basado en un elemento compatible se muestra en el lado izquierdo de la figura 3. Las articulaciones prismáticas del mecanismo compatible están equipadas con codificadores ópticos incrementales lineales con resolución de 2000 cuentas por pulgadas bajo la decodificación de cuadratura. Para este mecanismo compatible 3-PaRR con bisagras de flexión en forma de V, $K_{q_m} = K_{q_p} = K_{\text{articulación}}$ se calculan como 0,014 Nm/rad siguiendo la ecuación (2). Los términos de la diagonal de la rigidez del espacio de trabajo se lee como $K_{T_x} = K_{T_y} = 14$ N/mm a lo largo de direcciones x e y y $K_{T_\theta} = 4,4$ Nm/rad alrededor del eje de rotación, mientras que los términos diagonales fuera son insignificamente pequeños. Los movimientos fuera del plano del mecanismo compatible están restringidos tal como se representa en el lado derecho de la figura 3. En particular, tres rodillos de rótula esférica se adjuntan a la parte inferior del efector de extremo del elemento compatible y estos rodillos están limitados a la superficie plana de la plataforma holonómica desde la parte superior para contrarrestar las fuerzas fuera del plano y momentos aplicados por el paciente.

La implementación de la plataforma móvil de acuerdo con la presente invención posee una forma rectangular de 340 mm x 160 mm x 85 mm. La huella del robot está diseñada de manera que el antebrazo y la muñeca pueden colocarse cómodamente en el robot, aliviando a los pacientes de la carga de soportar el peso de su propio brazo. El robot móvil está destinado a ser utilizado como un dispositivo de sobremesa y posee 3 DoF (2 DoF de traslación y 1 DoF de rotación) para sostener todos los posibles movimientos planos. El robot se elige como de tipo holonómico, de modo que la totalidad de sus DoF pueden controlarse independientemente. Aunque sólo tres actuadores son suficientes para abarcar de forma independiente todos los DoF en un plano, la plataforma móvil está diseñada para utilizar cuatro actuadores. Se prefiere accionamiento redundante ya que permite utilizar motores de corriente continua de potencia más baja para alcanzar altos resultados fuerzas/torques en el espacio de trabajo del robot. Por otra parte, con un diseño de cuatro ruedas, el movimiento holonómico se puede lograr utilizando ruedas Mecanum - ruedas omnidireccionales con rodillos en ángulo de 45 grados - que pueden proporcionar una mayor tracción y un movimiento más suave. Se afirma que los robots Mecanum con ruedas pueden manejar el deslizamiento mejor que diseños de robots holonómicos de tres ruedas. Dado que el robot está equipado con cuatro ruedas, el diseño integra un sistema de suspensión para asegurar que todas las ruedas están en contacto con el suelo en todo momento. En concreto, los muelles de suspensión se eligen entre los componentes de la suspensión disponibles en el mercado para los coches de RC y tienen 10 mm de carrera. Las piezas de conexión y la parte superior del cuerpo del robot se fabrican con aluminio. Los actuadores del robot móvil se eligen como motores de CC de escobilla con pares continuos de 180 de mNm. La energía generada por los motores se transmite a las ruedas a través de una transmisión por correa con una relación de amplificación de par de torsión de 1:3,5. La posición del robot se estima a través de navegación a estima sobre la base de los codificadores ópticos situados en los ejes de motor. A pesar de que los actuadores son accionables de manera inversa, el robot móvil no lo es, debido a las ruedas Mecanum. Por lo tanto, el robot está equipado con el elemento elástico de serie detallado previamente para que la capacidad de accionarse de manera inversa pueda lograrse a través de control activo.

Para asegurar el accionamiento de manera inversa de la aplicación según la invención bajo la acción de fuerzas aplicadas por el paciente en el efector de extremo del mecanismo compatible, se implementa un controlador en tiempo real. El diagrama de bloques del sistema de bucle cerrado SEA se presenta en la figura 4, donde las variables físicas están marcadas con líneas más gruesas. En esta estructura en cascada, hay un bucle de control de velocidad interior y un bucle de control de fuerza/admitancia exterior. El bucle interior de la estructura de control se

ocupa de imperfecciones, tales como la fricción, la fricción estática, haciendo del sistema una fuente de la velocidad ideal. Tal como el bucle externo, se implementa un controlador de admisión. En particular, en la figura 4, F_{humano} representa las fuerzas aplicadas por los pacientes, τ es los pares aplicados por los accionadores de la plataforma

móvil holonómico, mientras $\dot{q}_h$ denota las velocidades de estos actuadores. Los símbolos K_p y K_i denotar las ganancias PI del controlador de velocidad en el bucle interior de la plataforma móvil, mientras que M y b representan los parámetros de la admitancia deseados. El símbolo K_T es la rigidez del espacio de trabajo, mientras que $J_{T\text{comp}}$ representa el jacobiano general del mecanismo compatible 3-PaRR. Finalmente, J_h es el jacobiano de la plataforma

holonómica, mientras $J_h^\#$ representa la pseudo-inversa. De acuerdo con la figura 4; las fuerzas aplicadas al efector de extremo del mecanismo compatible resultan en desplazamientos medidos por los codificadores lineales unidos a sus articulaciones prismáticas. La deflexión del efector de extremo y las estimaciones de las fuerzas aplicadas se calculan mediante el uso de matrices jacobianas y rigidez de trabajo globales calculadas previamente. Las velocidades de espacio de trabajo deseadas de la plataforma holonómica se calculan aplicando fuerzas estimadas a la entrada deseada. Una pseudo-inversa de la jacobiana de la plataforma holonómica se utiliza para calcular las velocidades conjuntas deseadas, ya que la plataforma móvil Mecanum con ruedas con cuatro actuadores es un mecanismo redundante en el plano. Por último, un controlador PI regula la plataforma holonómica para seguir estas trayectorias de velocidad deseadas. Es de señalar que las fuerzas aplicadas al mecanismo compatible también actúan en la plataforma holonómica, bajo el supuesto de que el mecanismo compatible comporta un muelle ideal.

La verificación experimental de la fuerza de detección utilizando el mecanismo compatible 3-PaRR y de usabilidad representativa de los estudios con la implementación de la plataforma móvil de acuerdo con la presente invención se puede realizar de la siguiente manera:

Con el fin de verificar la fidelidad de detección de la fuerza del elemento compatible, un banco de pruebas se prepara de tal manera que las estimaciones de fuerza del mecanismo compatible pueden ser comparadas con sensor comercial de fuerza/pa de 6 ejes ATI Nano17. En particular, la fuerza/pa aplicado al mecanismo compatible se estima utilizando la rigidez del efector de extremo y las mediciones de la deflexión de los paralelogramos a tierra del mecanismo compatible 3-PaRR. Teniendo en cuenta las desviaciones de los enlaces conectados a tierra, las desviaciones de efectores finales se calculan utilizando la cinemática directa. La figura 5 presenta las medidas del sensor de fuerza junto con las estimaciones de la fuerza a través del elemento compatible a lo largo de direcciones x , y y θ , respectivamente. Los resultados indican que las estimaciones de fuerza a través del elemento compatible pueden rastrear las fuerzas aplicadas bastante bien, siempre y cuando las fuerzas aplicadas estén debajo de cierto umbral. En particular, las estimaciones de la fuerza tienen un error de alrededor del 10% en comparación con un sensor de fuerza de alta precisión, con errores RMS de $e_{fx} = 1,7 \text{ N}$, $e_{fy} = 2,2 \text{ N}$ y $e_{f\theta} = 2,7 \text{ Nmm}$. Es de señalar que, cuando las fuerzas aplicadas se incrementan, el error en las estimaciones de la fuerza aumenta. Se espera dicho error, ya que el análisis del mecanismo compatible depende fuertemente de un pequeño supuesto de deflexión.

Para los estudios de usabilidad de la aplicación de la presente invención, un túnel virtual, que se muestra en líneas de trazos, se lleva a cabo mediante la introducción de paredes virtuales a $\pm 50 \text{ mm}$ desde el eje x , definiendo regiones prohibidas en el espacio de trabajo de la plataforma móvil. El túnel virtual es un pasillo recto con 100 mm de ancho y 700 mm de altura. La Figura 6 presenta los resultados experimentales, donde la trayectoria seguida por el robot está representada junto con las fuerzas aplicadas por el paciente. De los resultados experimentales representativos, se puede observar que el movimiento del robot móvil sigue de cerca las fuerzas aplicadas en el efector de extremo. Por otra parte, cada vez que el paciente alcanza el límite del túnel virtual, el controlador empuja el robot al interior del túnel, implementando de forma exitosa los accesorios virtuales. Finalmente, el robot es altamente accionable de manera inversa y puede ser fácilmente dirigido con fuerzas pequeñas.

Una interfaz háptica móvil, portátil, de la serie elástica, de 3-DoF, ha sido desarrollada para ofrecer terapias de rehabilitación basadas en el hogar y administrar una gama de mediciones de movimiento/fuerza de la extremidad superior. Se han realizado pruebas de viabilidad y estudios de usabilidad preliminares y se ha demostrado la eficacia del dispositivo en la asistencia a los movimientos del brazo. La experiencia con el dispositivo sugiere que el dispositivo es ergonómico y fácil de usar.

En pocas palabras, la puesta en práctica de acuerdo con la presente invención es un dispositivo portátil/móvil para ayudar a la rehabilitación física y la evaluación del desempeño del paciente. Se compone de una plataforma móvil, un elemento compatible y un algoritmo de control o, más específicamente se compone de una plataforma móvil de múltiples grados de libertad y un elemento compatible de múltiples grados de libertad y un algoritmo de control. Un miembro humano (brazo o pierna o partes de ellos) está conectado al sistema a través del elemento compatible mientras que la plataforma móvil soporta y mueve la extremidad.

La plataforma móvil de acuerdo con la presente invención realiza el movimiento en cualquier plano dado, actuando como un actuador de múltiples grados de libertad sobre un plano con espacio de trabajo de traslación y de rotación ilimitados tal que el dispositivo funciona en diferentes planos. Las deflexiones del elemento compatible se miden a través de una unidad de detección de la posición y dada la rigidez del elemento compatible, estas mediciones se asignan a fuerzas aplicadas por la extremidad. El algoritmo de control introduce las estimaciones de fuerza (o

deflexiones del elemento compatible) y mueve la plataforma móvil de acuerdo con las fuerzas aplicadas. El movimiento de la plataforma móvil se mide; por lo tanto, movimientos de las extremidades humanas también pueden ser medidos y estimados.

5 El dispositivo de la presente invención puede controlar la fuerza de interacción entre el humano y la plataforma móvil. Puede mover la extremidad cuando el paciente es pasivo de tal manera que los movimientos se imponen a la extremidad o el paciente puede dirigir el dispositivo según se desee cuando el algoritmo de control está en su lugar. El dispositivo puede por consiguiente ayudar a la extremidad, según sea necesario para ayudarlo a completar la tarea. El dispositivo también puede resistir que el paciente imponga regiones prohibidas en el espacio de trabajo.

10 Es de señalar que el dispositivo puede trabajar junto/sincronizado con un ordenador, puede ayudar/resistir a los pacientes durante videojuegos terapéuticos o con aplicaciones de realidad virtual. En una realización preferida de acuerdo con la invención, se utiliza una plataforma móvil holonómica (una plataforma que puede moverse hacia cualquier dirección en cualquier momento) usando 4 ruedas Mecanum para la plataforma móvil. Es de señalar que muchas otras implementaciones son posibles, por ejemplo, con 3 (o más) ruedas omnidireccionales, 2 (o más) ruedas conducidas y accionadas. El principio de la invención también puede trabajar con plataformas móviles no holonómicas.

15 En la realización preferida de acuerdo con la invención, se utiliza una flexión compatible monolítica para el elemento compatible. Un mecanismo paralelo plano también se utiliza debido a su cinemática subyacente; sin embargo, muchas otras implementaciones pueden ser igualmente efectivas por, por ejemplo, cadenas seriales o cinemáticas paralelas. Cualquier elemento compatible con múltiples grados de libertad servirá, siempre y cuando las deflexiones de los efectores finales puedan ser medida/estimada.

20 La rigidez del elemento compatible es órdenes de magnitud menos rígida que un sensor de fuerza clásica y, como resultado, mientras que controla la fuerza de interacción, las ganancias de control pueden ser órdenes de magnitud más grande que las ganancias que pueden ser seleccionadas con un sensor de fuerza seleccionada. Mayores ganancias del controlador significan un mejor rendimiento de control y robustez.

25

REIVINDICACIONES

1. Una plataforma móvil holonómica elástica en serie para la administración en el hogar de ejercicios de rehabilitación física terapéuticos de sobremesa para pacientes y la evaluación del rendimiento del paciente durante estos ejercicios, proporcionándose dicha plataforma móvil como una plataforma móvil de múltiples grados de libertad (DoF) que comprende un mecanismo compatible con múltiples DoF y una unidad de control
5 en la que dicha plataforma móvil de múltiples DoF comprende al menos tres ruedas Mecanum accionadas y dicho mecanismo compatible con múltiples DoF se proporciona como una unidad de detección de fuerza en forma de un elemento elástico plano compatible con múltiples DoF en serie,
10 en la que dicho mecanismo compatible opera de tal manera que las fuerzas en el plano y la torsión que actúan se determinan midiendo la deflexión de dicho mecanismo compatible por medio de sensores de posición, con lo cual la plataforma holonómica activa que no se puede accionar de manera inversa opera como un actuador elástico de múltiples DoF en serie,
caracterizada porque
15 dicha plataforma móvil está asociada con al menos un mecanismo 3-DoF plano paralelo compatible, acoplado a un robot móvil omnidireccional con ruedas Mecanum.
2. Una plataforma móvil holonómica elástica en serie según la reivindicación 1, en la que dicha plataforma móvil posee 3 DoF en forma de 2 translaciones de DoF y 1 rotación de DoF para sostener todos los movimientos planos posibles.
3. Una plataforma móvil holonómica elástica en serie según la reivindicación 1 o 2, en la que dicho mecanismo compatible es un mecanismo de paralelogramo (Pa) compatible.
20
4. Una plataforma móvil holonómica elástica en serie según la reivindicación 2 o 3, en la que dicho mecanismo compatible se proporciona como un mecanismo paralelo 3-PaRR plano.
5. Una plataforma móvil holonómica elástica en serie según la reivindicación 4, en la que la posición de los enlaces de salida de dicho mecanismo compatible se mide con respecto a un enlace de base.
6. Una plataforma móvil holonómica elástica en serie según la reivindicación 4 o 5, en la que unas articulaciones rotoides de dicho mecanismo compatible están diseñadas como una articulación de flexión en forma de V fileteada.
25
7. Una plataforma móvil holonómica elástica en serie según la reivindicación 5 o 6, en la que se mide la posición de los enlaces de salida de tres mecanismos de paralelogramo conectados a tierra actúan como juntas prismáticas.
8. Una plataforma móvil holonómica elástica en serie según la reivindicación 7, en la que se mide la posición de los enlaces de salida de tres mecanismos de paralelogramo conectados a tierra mientras que otras articulaciones rotoides son pasivas.
30
9. Una plataforma móvil holonómica elástica en serie según la reivindicación 7 u 8, en la que un efector de extremo del mecanismo compatible se proporciona de tal manera que unos rodillos esféricos están unidos a la parte inferior del efector de extremo del mecanismo compatible y dichos rodillos están limitados a una superficie plana de la plataforma holonómica desde arriba como contrapeso fuera de plano de fuerzas y los momentos aplicados por los pacientes.
35
10. Una plataforma móvil holonómica elástica en serie según la reivindicación 9, en la que las fuerzas aplicadas al efector de extremo de dicho mecanismo compatible resultan en desplazamientos medidos por codificadores lineales unidos a las articulaciones prismáticas y en la deflexión del efector de extremo y se calculan estimaciones de las fuerzas aplicadas.
40
11. Una plataforma móvil holonómica elástica en serie según la reivindicación 6, en la que las esquinas de los recortes en forma de V se filetean por un ángulo fijo.
12. Una plataforma móvil holonómica elástica en serie según la reivindicación 6 u 11, en la que cada articulación de flexión en forma de V fileteada está diseñada para tener 2,75° de deflexión angular máxima y una rigidez de 1 Nm/rad en la articulación.
45
13. Una plataforma móvil holonómica elástica en serie según la reivindicación 4 y 9, en la que las fuerzas/torsión aplicadas al mecanismo compatible se estiman utilizando la rigidez del efector de extremo y las mediciones de la deflexión de paralelogramos conectados a tierra del mecanismo 3-PaRR compatible.

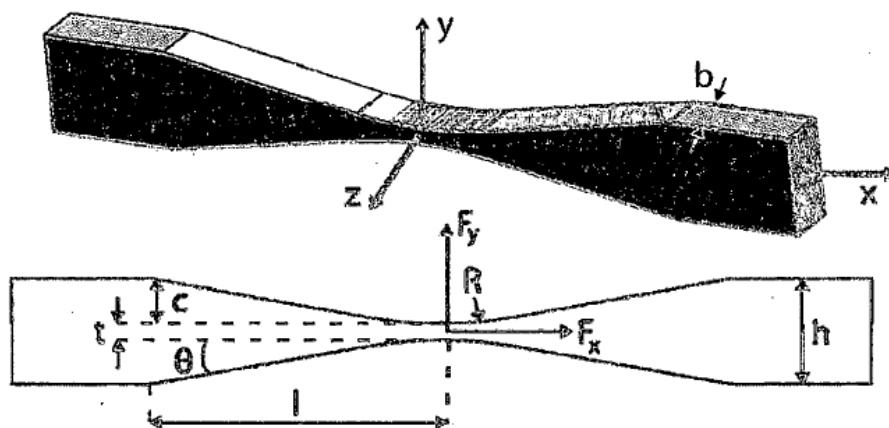


Fig. 1

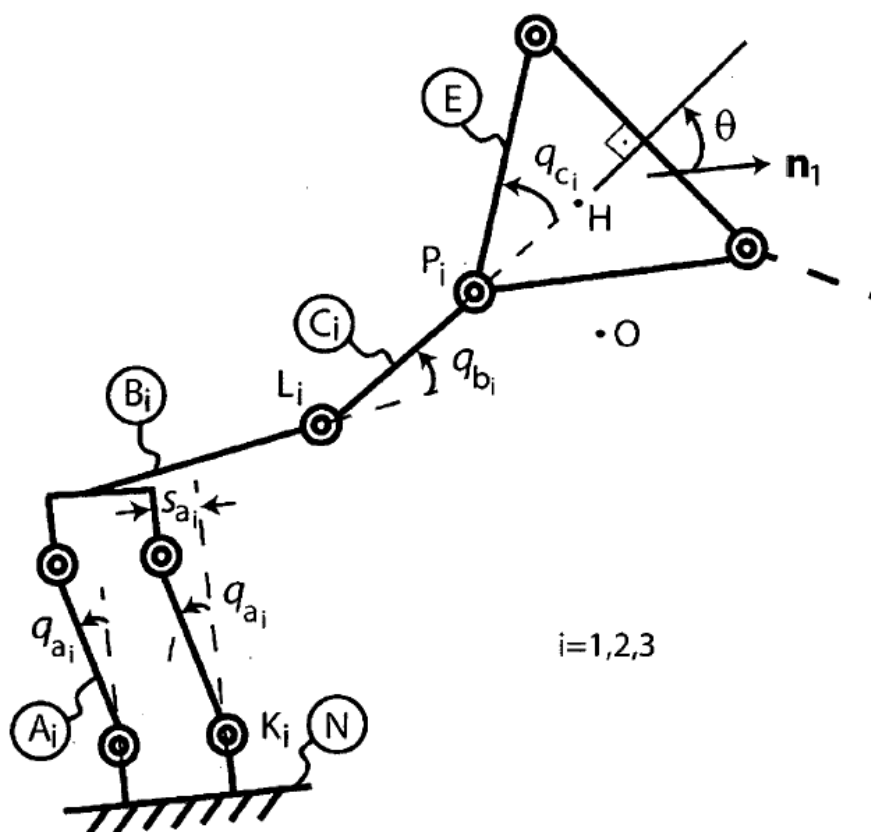


Fig. 2

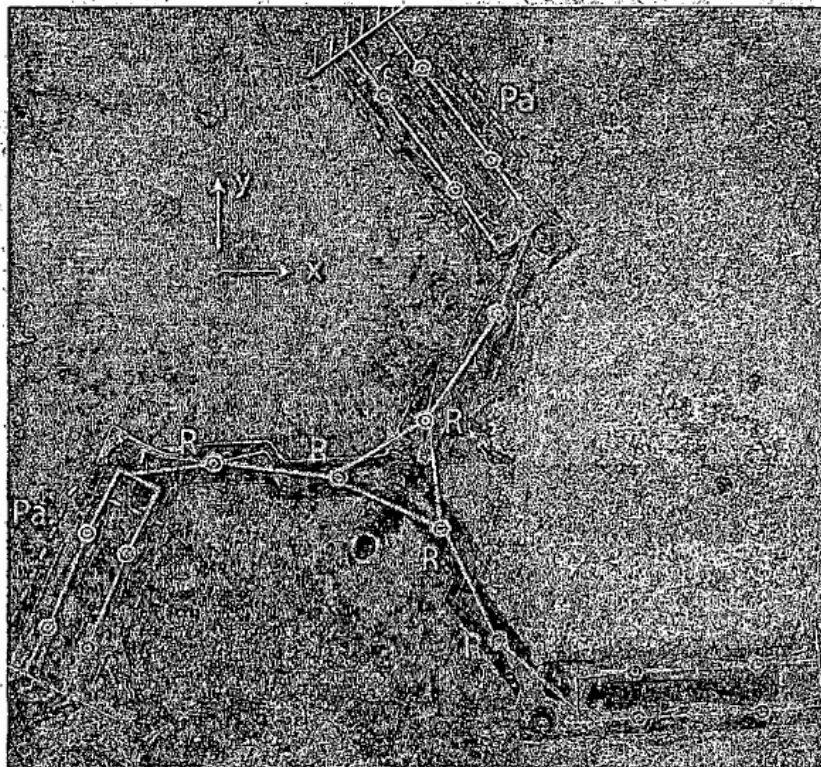


Fig. 3a

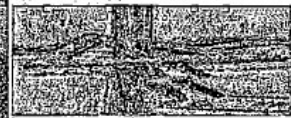


Fig. 3b

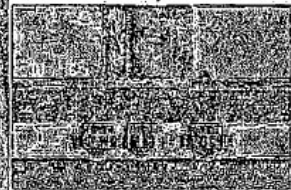


Fig. 3c



Fig. 3d

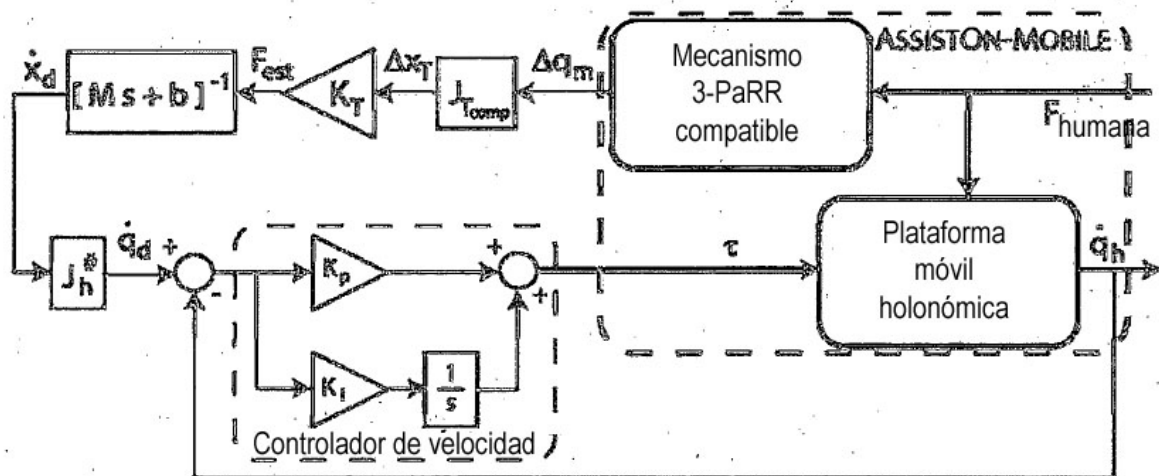


Fig. 4

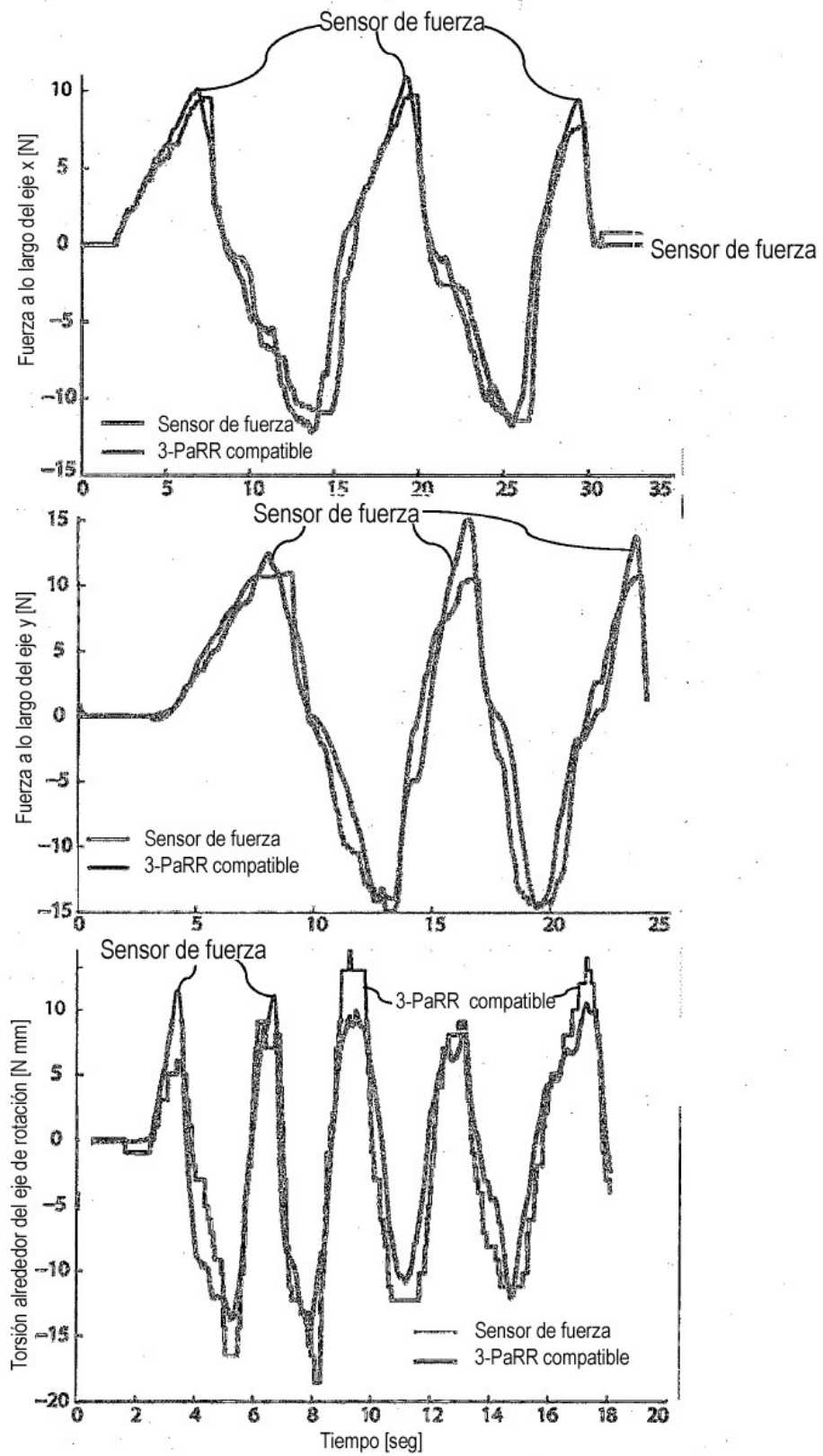


Fig. 5

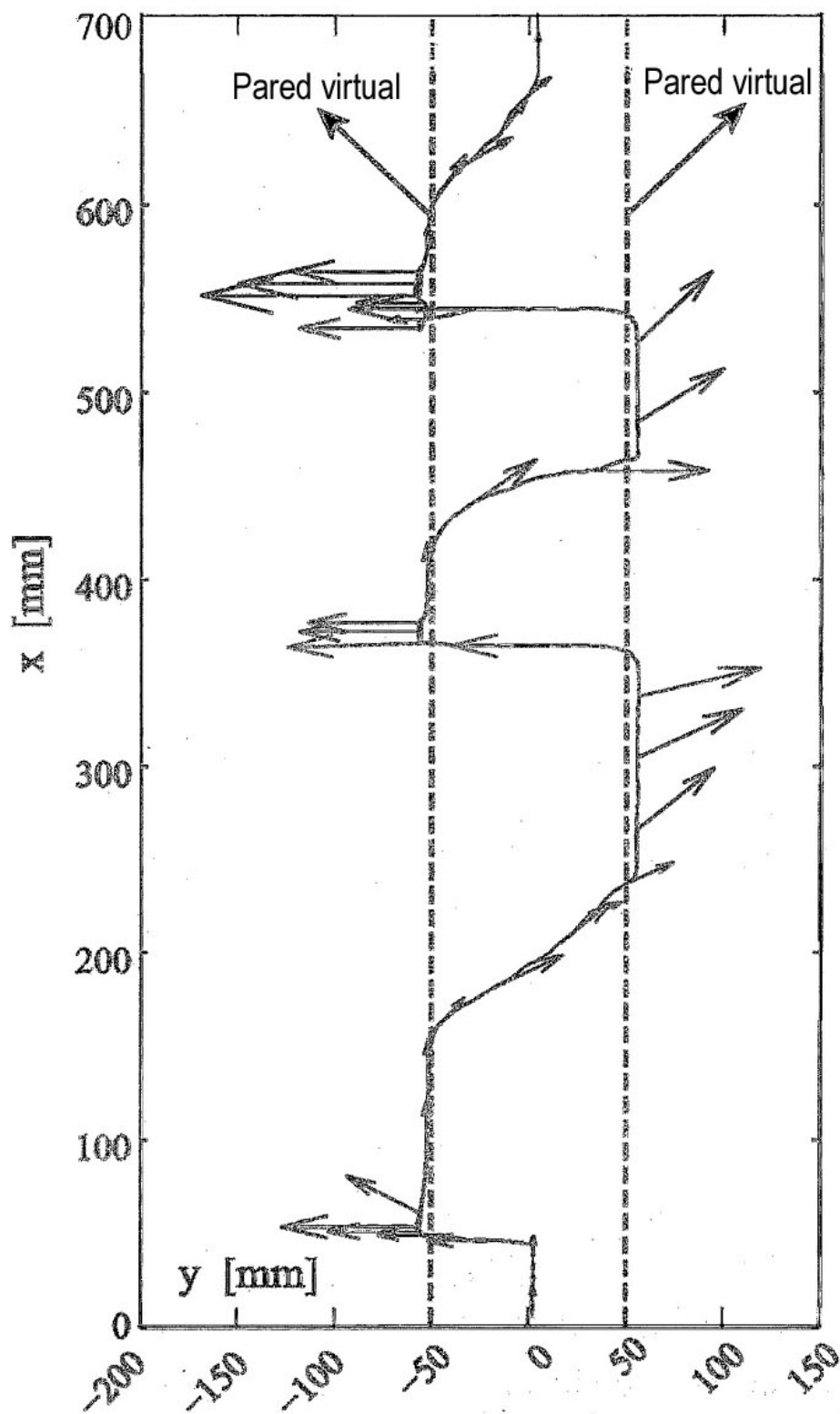


Fig. 6