

14

USO DE TÉCNICAS DE APRENDIZAJE PARA ROBOTS DE REHABILITACIÓN

Fares J. Abu-Dakka⁴⁴, Mohamed Abderrahim⁴⁵

Este capítulo presenta una metodología para aprendizaje y adaptación de trayectorias ejecutadas por un robot para tareas de rehabilitación. Durante los ejercicios se pueden producir fuerzas elevadas debido a que el paciente no puede seguir la trayectoria planeada. Pequeñas desviaciones de la trayectoria pueden causar importantes cambios en las fuerzas deseadas. Por tanto, por sí solo, el control de posición es inapropiado para tareas que requieren contacto físico con el entorno. El algoritmo propuesto toma como entrada una trayectoria y un perfil de fuerzas que el robot ejecuta adaptándola a las necesidades del paciente. El algoritmo introduce una pequeña desviación de la trayectoria patrón cuando la fuerza que ejerce el paciente difiere del perfil de fuerzas esperado. El método de aprendizaje y adaptación se basa en primitivas de movimiento dinámico (DMPs) y control de aprendizaje iterativo (ILC), que se ha aplicado a dos tipos de robots para demostrar dos tipos de ejercicios de rehabilitación. Se han diseñado ejercicios pasivos de entrenamiento para movimientos de dorsiplantar flexión e inversión/eversión en un robot paralelo para la rehabilitación de tobillo. El caso de rehabilitación de brazo se implementó en un robot tipo serial.

⁴⁴ Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática de la Universidad Carlos III de Madrid, Av. de la Universidad, 30, 28911 Leganés, Spain. {fabudakk@ing.uc3m.es}

⁴⁵ Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática de la Universidad Carlos III de Madrid, Av. de la Universidad, 30, 28911 Leganés, Spain. {mohamed@ing.uc3m.es}

Palabras clave: Rehabilitación y diagnosis robótica, extremidades inferiores, robot paralelo.

Hoy en día, el campo de la robótica se encuentra en muchas áreas diferentes. Por ejemplo, las aplicaciones de rehabilitación incluyen el desarrollo de dispositivos robóticos diseñados para ayudar a diferentes funciones sensomotoras (Brewer, McDowell, y Worthen-Chaudhari, 2007), esquemas para mejorar la formación terapéutica (Marchal-Crespo y Reinkensmeyer, 2009) y la evaluación de desempeño sensomotora del paciente (capacidad de moverse) (Balasubramanian, y col., 2012). Aquí, los robots se utilizan principalmente como ayuda para terapia en lugar de dispositivos de asistencia.

La robótica de rehabilitación puede ser considerada una rama específica de la Ingeniería Biomédica, así como una parte de la interacción humano-robot. En este campo, los médicos, terapeutas e ingenieros colaboran para ayudar en la rehabilitación de los pacientes.

Los objetivos destacados en el campo incluyen el desarrollo de tecnologías aplicables que pueden ser utilizadas fácilmente por los pacientes, terapeutas y médicos mejorando la eficacia de las terapias clínicas y facilitando las actividades diarias de los pacientes. Por otra parte, el uso de sistemas robóticos con una cuantificación muy precisa de los parámetros de movimiento, puede proporcionar mejoras significativas mediante la observación de la posición, velocidad, fuerzas, etc. (Rohrer y col., 2002).

Existen diferentes técnicas para determinar el nivel de adaptabilidad del paciente, tales como ejercicios activos asistidos, ejercicios activos restringidos, ejercicios de resistencia activa, ejercicios pasivos y ejercicios adaptativos (Munih y Bajd, 2011). En los *ejercicios activos asistidos*, el robot se mueve a lo largo de una predeterminada trayectoria. En los *activos restringidos* se proporcionan fuerzas opuestas por el robot cuando el paciente intenta moverse fuera de una región permitida. En los *ejercicios de resistencia activa*, los esfuerzos del paciente se ven contrarrestados con las fuerzas del robot. El *ejercicio pasivo* no requiere interferir por parte del paciente. El *ejercicio adaptativo* está referido a un entrenamiento repetitivo nuevo para el robot. En este último tipo de ejercicios, el robot trata de adaptarse a una nueva trayectoria desconocida.

Esta variedad de técnicas de rehabilitación puede lograr un cierto nivel de mejoría en la movilidad de las articulaciones y las extremidades del cuerpo humano, como puede ser la articulación del tobillo. Algunos robots de rehabilitación interesantes son: MIT-MANUS para la rehabilitación del miembro superior (Krebs y col., 2003), LOKOMAT para entrenamiento de la marcha (Hesse y col, 2003) y los robots paralelos para la rehabilitación de la articulación del tobillo (Dai, Zhao, y Nester, 2004).

En este capítulo se propone una técnica para el aprendizaje y la adaptación de trayectorias ejecutadas por un robot en tareas de rehabilitación. Este robot puede ser paralelo o serie. Los robots paralelos (RPs) se utilizan cada vez más en muchas áreas, tales como simulador de vuelo, seguimiento por satélite, fabricación (recoger y colocar piezas), corte por láser, aplicaciones médicas, etc. (Patel y George, 2012). Tienen gran capacidad de carga, rigidez, precisión, una estructura compacta, una excelente relación energía/peso y proporcionan un mejor control de retroalimentación (Zhen, Yongsheng, y Tieshi, 2006).

INTRODUCCIÓN

Durante un tratamiento de rehabilitación se requieren esfuerzos intensos y cooperativos entre los terapeutas y los pacientes durante sesiones de rehabilitación prolongadas en un centro médico sanitario. Además, los pacientes deben continuar en su casa los ejercicios ya prescritos. Se ha documentado que en el uso de un tratamiento convencional, la recuperación es lenta y en ocasiones puede llegar a prolongarse más de un año (Krebs y col., 2003).

El motivo principal de este trabajo es mejorar los recursos terapéuticos proporcionando diferentes tipos de ejercicios que se pueden aplicar a las personas con trastornos locomotores y ofrecerles mejores resultados de rehabilitación. En este contexto es importante desarrollar una solución mecánica adecuada capaz de adaptarse a diferentes ejercicios de rehabilitación y a los distintos pacientes. A diferencia de los dispositivos de rehabilitación tradicionales, el sistema propuesto no solo incorpora un diseño cinemático y dinámico adecuado, sino que también proporciona un sistema de control que monitoriza los movimientos, así como las fuerzas que surgen durante la ejecución del ejercicio. En este trabajo, el RP para

la rehabilitación del tobillo empleando el control de fuerza (Villani y De Schutter, 2008) y las primitivas de movimientos dinámicos (Ijspeert, Nakanishi, y Schaal, 2001), se introduce para llevar a cabo diferentes ejercicios y ser capaz de adaptarse de forma autónoma al paciente.

REVISIÓN DE LA LITERATURA

El propósito de los robots de rehabilitación es diseñar un dispositivo que imite los trabajos ejecutados por el paciente y el fisioterapeuta durante una sesión de rehabilitación. Para una revisión de la literatura reciente sobre los dispositivos de rehabilitación, los lectores pueden remitirse a Díaz, Gil y Sánchez (2011) y del Ama, Koutsou y Moreno (2012). Como ejemplos de estos dispositivos tenemos: en entrenamiento de la marcha Colombo, Joerg y Schreier (2000), Hesse y Uhlenbrock (2000), Peshkin, Brown y Santos-Munné (2005); en mesas isocinéticas modificadas Schmitt, Métrailler y Al-Khodairy (2004); en rehabilitación del miembro superior Van Delden, Peper y Kwakkel (2012), Abdullah y col. (2007); en rehabilitación del tobillo Patané y Cappa (2011), Y. Tsoi y Xie (2010), Syrseloudis y Emiris (2008), Gengqian, y col. (2006); y en órtesis activas a Bharadwaj y Sugar (2006), Prange y Jannink (2012) y Rocon, Belda-Lois y Ruiz (2007).

En cuanto a los sistemas de rehabilitación de tobillo hay dispositivos que generan los movimientos del tobillo para la rehabilitación neurológica: Syrseloudis y Emiris (2008), Y.-H. Tsoi, Xie, y Graham (2009), J. Saglia y col. (2012); o para esguinces de tobillo Dai y cols. (2004). Estos dispositivos requieren un control muy preciso con el fin de reproducir igualmente movimientos precisos. Este sistema de control debería ocuparse de las posiciones y las fuerzas durante los diferentes ejercicios, como Patel y George (2012). Rutgers-Ankle (Girone, Burdea y Bouzit (1999) fue el primer dispositivo que se utilizó para la rehabilitación de tobillo. Se trata de un RP de 6 grados de libertad (gdl) que incorpora una plataforma móvil. El robot aplica momentos (fuerzas) de asistencia o de resistencia en función de si el ejercicio es pasivo o activo respectivamente. Para el entretenimiento de manera simultánea a los ejercicios, la plataforma puede integrarse con el juego como si se tratara de entornos virtuales (Girone,

Burdea, Bouzit, Popescu y Deutsch, 2000). Además, Rutgers-Ankle se usa para llevar a cabo ensayos clínicos para una rehabilitación posterior al accidente cerebrovascular (Deutsch, Lewis, y Burdea, 2007). Para la reducción de la redundancia, Dai et al. propusieron RPs de 3 y 4 gdl con un amortiguador central configurable para tratamientos de esguince de tobillo (Dai y col., 2004, y J.A. Saglia, Tsagarakis, Dai, y Caldwell, 2010). Las diferentes configuraciones del amortiguador central permiten a los autores analizar en el dominio de la rigidez tres diferentes RPs.

Las características de los ejercicios a ejecutar en cada caso son muy diferentes. Por esa razón se introduce un dispositivo reconfigurable con el fin de adaptarse a la gama de movimientos del tobillo de cada paciente (Yoon, Ryu, y Lim, 2006). Este robot entrena la articulación metatarsofalángica. Para él se eligió un controlador de impedancia en el que los parámetros de impedancia varían para adaptarse a diferentes modos de ejercicios. Un3-RSS/SRP se ha propuesto por Gengqian y col., 2006, cuyo diseño cinemático de su prototipo fue validado en simulación para la rehabilitación de tobillo. Syrseloudis y Emiris, 2008, introdujeron un RP con un trípode como base accionada por motores eléctricos para la rehabilitación del tobillo. La redundancia en el accionamiento es utilizada para hacer frente a las singularidades de los RPs (Wang, Fang, Guo, y Zhou, 2015). Fan y Yin desarrollaron un RP vestible de 4 gdl (Fan y Yin, 2009). En su diseño, la plataforma móvil está vinculada al pie del paciente, mientras que la plataforma fija está unida a la extremidad inferior.

Ejemplos más recientes de los RPs utilizados en la rehabilitación de tobillo se han propuesto en J. Saglia y col. (2012). La selección y el diseño de los algoritmos de control se basa en el análisis del protocolo de rehabilitación tomando en cuenta tanto la dinámica del sistema como la interacción humano-robot. La dinámica de la posturografía ha sido estudiada en Patanè y Cappa, 2011, en la cual son necesarias las perturbaciones multiaxiales. Sin embargo, no se hizo uso de medición de sensor de fuerza.

MOVIMIENTOS DE LA ARTICULACIÓN DEL TOBILLO

En este contexto se muestra una breve descripción acerca de la anatomía de la articulación del tobillo y sus movimientos. El pie

humano y su tobillo se componen de 28 huesos (tibia, peroné, 7 tarsos, 5 metatarsos y 14 falanges). La articulación del tobillo humano es una estructura ósea muy compleja dentro del esqueleto humano (Dul y Johnson, 1985). Esta es una combinación de tres articulaciones, la del tobillo en sí o articulación tibiotalariana, la subastragalina y la tibioperonea inferior.

La articulación del tobillo tiene rotaciones en tres planos ortogonales; sagitales, frontales y transversales. El plano sagital está contenido por los ejes **X** y **Z** y los movimientos del tobillo en este plano se producen alrededor del eje **Y**. Los movimientos del tobillo en el plano sagital se denominan plantiflexión y dorsiflexión. El plano transversal está definido por los ejes **X** e **Y**, y los movimientos en este plano se producen en alrededor del eje **Z**. Los movimientos en el plano transversal se definen como aducción (cuando los dedos del pie izquierdo se mueven hacia el pie derecho) y abducción (cuando los dedos del pie izquierdo se alejan del pie derecho). El plano frontal está definido por los ejes **Y** y **Z** y los movimientos del tobillo en este plano se producen alrededor del eje **X**. Los movimientos del plano frontal se conocen como inversión (el lado interior del pie también conocido como el lado medial se eleva) y eversión (el lado interior del pie es empujado hacia abajo). Estos movimientos están reflejados en la Fig. 1.

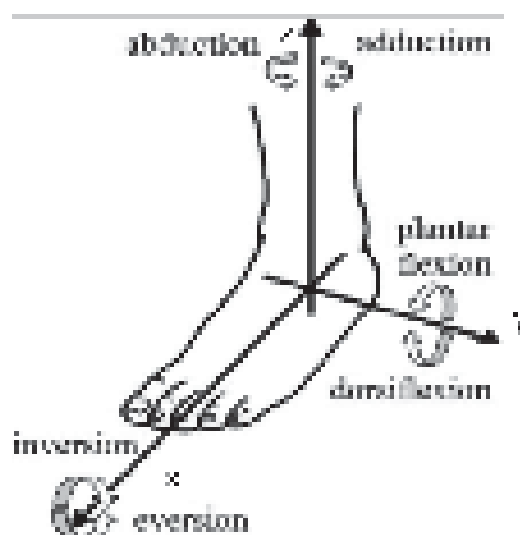


Figura 1. Los movimientos de la articulación del tobillo en tres planos ortogonales

La tabla 1 resume los rangos de movimientos del tobillo (Siegler, Chen, y Schneck, 1988) y sus momentos máximos pasivos (Parenteau, Viano, y Petit, 1998; Kearney, Weiss y Morier, 1990; Kleipool y Blankevoort, 2010).

Tabla 1. Rangos de movimientos y momentos del tobillo humano

Tipo de movimiento del tobillo		Rango de movimiento (Siegler y cols., 1988)	Momento pasivo máximo (N·m) (Parenteau y cols., 1998), (Kearney y cols., 1990) , (Kleipool y Blankevoort, 2010)
+⊙	Dorsiflexión	20.3° - 29.8°	34.1 ± 14.5
	Plantiflexión	37.6° - 45.75°	48.1 ± 12.2
+β	Inversión	14.5° - 22°	33.1 ± 16.5
-β	Eversión	10° - 17°	40.1 ± 9.2
	Aducción	22° - 36°	
	Abducción	15.4° - 25.9°	

Lesiones de la articulación del tobillo

Las lesiones que se producen con mayor frecuencia en el deporte y la vida diaria son las de tobillo (Dul y Johnson, 1985). Por ejemplo, los esguinces de tobillo varían entre el 20% y el 40% de todas las lesiones deportivas, como pueden ser los esguinces de estiramiento o desgarre de ligamentos debidos a un repentino cambio en la dirección del movimiento (Safran, Benedetti, y Bartolozzi, 1999; LeBrun y Krause, 2005; Sawkins, y col., 2007; DiStefano y col., 2008). En la mayoría de los casos, los esguinces de tobillo pueden convertirse en crónicos si la lesión no se rehabilita adecuadamente. Aproximadamente el 85% de los esguinces de tobillo es causado por inversión excesiva (Andersen y col., 2004; Takao y col., 2005).

Dai y col. (2004) afirmó que el primer tratamiento después de una lesión de tobillo debe incluir reposo, hielo, compresión y elevación del

pie afectado (RICE). Este tratamiento debe continuar con ejercicios terapéuticos y de estiramiento junto con cargas parciales con muletas para mantener la movilidad en el tobillo. Se recomienda comenzar la terapia de movimiento dentro de las 72 horas siguientes a la lesión con el fin de prevenir la atrofia muscular que pueda conducir a una reducción del rango de movimiento (ROM). La terapia de movimiento también estimula la cicatrización de los ligamentos deteriorados (Safran y cols., 1999). Una vez que se alcanza el ROM, el fortalecimiento de los músculos debilitados es esencial para una rápida recuperación, además de ser una medida preventiva contra una lesión mayor. Una vez que los pacientes alcanzan la capacidad de apoyo completo sin dolor se comienza con ejercicios de propiocepción. Estos ejercicios tienen por objeto recuperar tanto el equilibrio como el control postural utilizando tableros de balanceo. Por último, los pacientes deben hacer ejercicios avanzados usando una tabla de equilibrio con superficie irregular para recuperar la capacidad funcional en actividades normales.

En la actualidad se utilizan diferentes técnicas para la rehabilitación del tobillo, sin embargo, no todas ellas tienen la misma eficacia. Algunas técnicas requieren que el paciente sea un agente activo en el proceso de rehabilitación (Blaya y Herr, 2004; Ren y col., 2011). En estos casos, el paciente ejecuta un trabajo activo a través de una serie de ejercicios que se intensifican gradualmente para permitir que el tobillo recupere su movilidad. Por otra parte, el paciente también puede hacer un trabajo pasivo (Ren y col., 2011; Cioi y col., 2011) que normalmente se produce en las primeras etapas de la rehabilitación. En este tipo de ejercicios, un agente externo, ya sea una persona cualificada o un dispositivo, mueve el tobillo del paciente de manera involuntaria.

En este capítulo se utilizan los ejercicios pasivos adecuados para entrenar los movimientos del tobillo de tipo flexión dorsi/planti e inversión/eversión. Estos ejercicios se hicieron con un RP de tipo 3-PRS descrito en la siguiente sección.

Cinemática y dinámica del robot paralelo

En esta sección se describe el dispositivo mecánico utilizado durante el desarrollo del algoritmo de aprendizaje para la rehabilitación de tobillo

(Abu-Dakka y col., 2015). El sistema consta de un RP de 3 gdl (3-PRS) equipado con una bota ortopédica y un sensor de fuerza Delta SI-330-30 ATI (ver Fig. 2). Este sensor es de 6 gdl y es capaz de medir fuerzas y momentos en 3D utilizando un transductor monolítico instrumentado. El rango máximo de fuerzas es ± 3700 N para **X** e **Y**, y ± 10000 N para el eje **Z**. El rango máximo de pares es ± 270 N·m para **X** e **Y**, y ± 400 N·m para el eje **Z**.

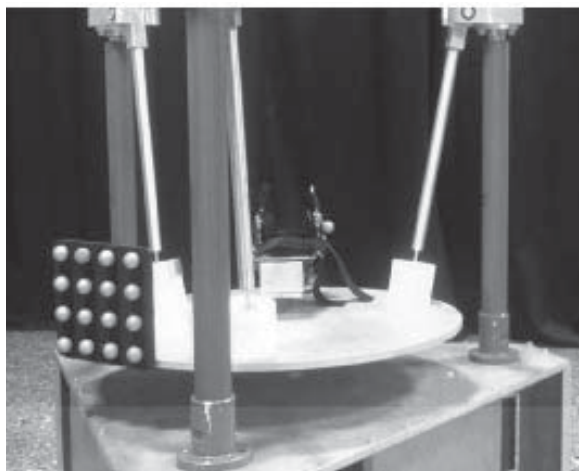


Figura 2: Robot paralelo 3- PRS

El robot consta de tres cadenas cinemáticas de tipo PRS, y la configuración de cada cadena es PRSRS (P = (junta prismática, R = junta rotacional, y S = junta esférica). El formato de subrayado (P) indica la junta de accionamiento. Este robot ofrece dos gdl rotacionales utilizados para ejecutar los ejercicios de rehabilitación principales: dorsi/planti flexión y eversión/inversión. Se puede usar un gdl adicional para adaptar la altura de la plataforma al paciente sentado en una silla. El sensor de fuerza está integrado en el sistema para medir el esfuerzo al que está sometido el paciente. Esta configuración ofrece la posibilidad de hacer varios ejercicios (activos y pasivos) de rehabilitación, aunque este capítulo se centra en ejercicios pasivos. Una descripción completa de la mecatrónica de este RP se encuentra en Vallés y col., 2012.

El sistema físico consta en tres patas (1, 4, 6 en la figura 1.3) conectadas por un extremo a unas barras de acoplamiento (2, 5, 7 en la figura 1.3), y que por el otro extremo están unidas de forma perpendicular a la base de la plataforma, como se muestra en la figura 1.3. Cada pata está

controlada por un actuador de tornillo sin fin directo (junta prismática) (P). La barra de acoplamiento se conecta a cada pata mediante una junta rotacional (R), y a la plataforma móvil con una junta esférica (S). Las patas se distribuyen en la base formando un triángulo equilátero. Cada pata dispone de un motor de DC sin escobillas con amplificador de potencia incorporado. Sus especificaciones son: par a rotor parado de $2.86 \text{ N}\cdot\text{m}$, par pico continuo de $11.43 \text{ N}\cdot\text{m}$ y paso del tornillo sin fin de 20 mm .

Cinemática de 3-PRS

El RP ha sido modelado con base en 9 coordenadas dependientes, como se muestra en la Fig. 3. Las coordenadas generalizadas activas q_1 , q_6 y q_8 están asociadas con las juntas prismáticas accionadas (P). Las coordenadas generalizadas pasivas q_2 , q_7 y q_9 están asociadas con las juntas de revolución (R). Las coordenadas q_3 , q_4 y q_5 se corresponden solo con una junta esférica S, que se encuentra en la posición P_1 . La junta esférica ha sido modelada por medio de tres articulaciones de revolución perpendiculares entre sí.

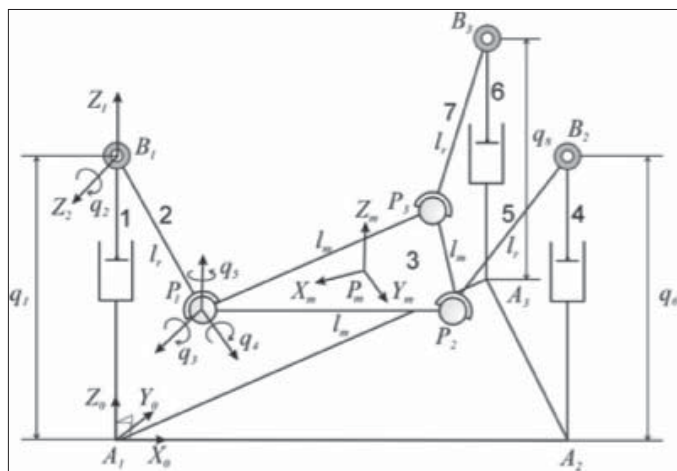


Figura 3: Diagrama cinemático, tipo de juntas y coordenadas generalizadas del robot paralelo 3-PRS utilizado

El problema cinemático inverso se puede resolver mediante unas expresiones explícitas. Dada la posición de la plataforma móvil, de manera que la posición y orientación del sistema de referencia $\{P_m\}$

$\{-X_m Y_m Z_m\}$ con respecto a la fija $\{A_1 - X_0 Y_0 Z_0\}$ esté unida a la base del robot, es posible obtener las coordenadas de los puntos P_1, P_2 y P_3 , correspondientes a la articulación esférica. Estos puntos se utilizan para determinar las coordenadas activas q_1, q_6 y q_8 .

La cinemática directa se resuelve usando un enfoque geométrico y teniendo en cuenta que la longitud entre el punto P_i y P_j es constante e igual a l_m . Por tanto, se pueden obtener las siguientes tres relaciones no lineales,

$$\begin{aligned}\Gamma_1(q_{1,2,6,7}) &= 0, \\ \Gamma_2(q_{1,2,8,9}) &= 0, \\ \Gamma_3(q_{6,7,8,9}) &= 0,\end{aligned}\quad (1)$$

Las coordenadas pasivas q_2, q_7 y q_9 se pueden obtener resolviendo la ecuación (1) a partir de las coordenadas generalizadas activas q_1, q_6 y q_8 . Posteriormente, las posiciones de los puntos P_1, P_2 y P_3 se obtienen fácilmente. Partiendo de las coordenadas de esos tres puntos se pueden obtener los ángulos de alabeo γ y de cabeceo β y altura z de la plataforma móvil.

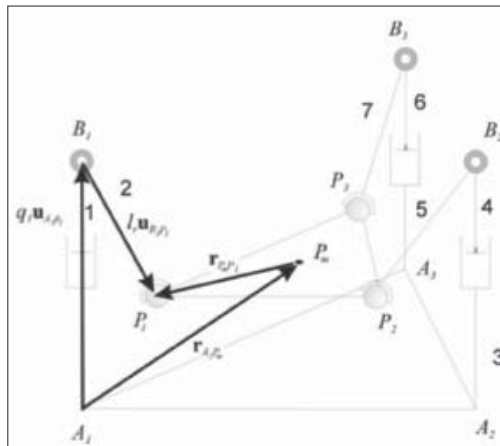


Figura 1.4: Cinemática inversa de lazo cerrado para la obtención de las velocidades y aceleraciones

Los problemas, tanto el inverso como el directo de velocidad, se basan en lo siguiente:

$$\mathbf{r}_{A_1 P_m} + \mathbf{r}_{P_m P_i} = \mathbf{r}_{A_1 A_i} + q_j \mathbf{u}_{A_1, B_i} + l_r \mathbf{u}_{B_i, P_i}, \quad (2)$$

donde $j = 1, 6, 7$, mientras que $i = 1, 2, 3$. A_1 es el sistema de referencia fijo. P_m es el origen del sistema de referencia fijado en la plataforma

móvil (elemento terminal), $\mathbf{u}_{A_i B_i}$ es un vector unitario entre \mathbf{A}_i y \mathbf{B}_i , $\mathbf{u}_{B_i P_i}$ es un vector unitario entre \mathbf{B}_i y \mathbf{P}_i , y l_r es la longitud constante de las barras 2, 5 y 7. La Fig. 4 muestra el lazo cerrado para los problemas de velocidad y aceleración de la barra 1, el cual se puede aplicar también a las barras 2 y 3.

Multiplicando (producto escalar) a ambos lados de la ecuación (2) por $\mathbf{u}_{B_i P_i}$ y tomando las derivadas con respecto al tiempo se podrá obtener la expresión matricial siguiente. Esta expresión relaciona las velocidades lineales y angulares de la plataforma móvil con la derivada temporal de las coordenadas generalizadas activas,

$$\mathbf{J}_x \begin{bmatrix} \dot{x} & \dot{y} & \dot{z} & \omega_x & \omega_y & \omega_z \end{bmatrix}^T = \mathbf{J}_q \cdot \begin{bmatrix} \dot{q}_1 \\ \dot{q}_6 \\ \dot{q}_8 \end{bmatrix} \quad (3)$$

donde $\mathbf{V}_{P_m} = [\dot{x} \ \dot{y} \ \dot{z}]^T$ es la velocidad del origen del sistema de referencia móvil (elemento terminal), $\omega_{P_m} = [\omega_x \ \omega_y \ \omega_z]^T$ es la velocidad angular de la plataforma móvil, \mathbf{J}_x es la matriz jacobiana en el espacio cartesiano y \mathbf{J}_q es la matriz jacobiana en el espacio de coordenadas generalizadas.

Por último, y teniendo en cuenta que el RP tiene tres gdl, es posible obtener una relación entre las velocidades de la plataforma móvil y las derivadas en el tiempo del alabeo, cabeceo y altura del sistema de referencia unido a la plataforma móvil. La elección de tres de cualquiera de ellos forman parte de la matriz \mathbf{J}_m , tal como

$$\begin{bmatrix} \dot{x} & \dot{y} & \dot{z} & \dot{\phi} & \dot{\beta} & \dot{\gamma} \end{bmatrix}^T = \mathbf{J}_m \cdot \begin{bmatrix} \dot{z} \\ \dot{\beta} \\ \dot{\gamma} \end{bmatrix} \quad (4)$$

de tal forma,

$$\mathbf{J}_x \mathbf{J}_m \begin{bmatrix} \dot{z} & \dot{\beta} & \dot{\gamma} \end{bmatrix}^T = \mathbf{J}_q \cdot \begin{bmatrix} \dot{q}_1 \\ \dot{q}_6 \\ \dot{q}_8 \end{bmatrix} \quad (5)$$

Esta ecuación permite resolver tanto el problema directo como inverso de la velocidad. De manera similar se pueden obtener las expresiones para la aceleración.

Dinámica de 3-PRS

Como ya se ha mencionado, el RP se modela a través de un conjunto de coordenadas generalizadas dependientes. Teniendo en cuenta que la ecuación de movimiento será la siguiente,

$$\mathbf{M}(\mathbf{q}, \Theta)\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, \Theta)\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{G}(\mathbf{q}, \Theta) = \boldsymbol{\tau} - \mathbf{J}^T \boldsymbol{\lambda} \quad (6)$$

donde Θ es un vector que agrupa los parámetros dinámicos (masas, primer momento de inercia, los momentos y productos de inercia de las barras, y los coeficientes de fricción), \mathbf{q} son las coordenadas generalizadas y sus derivadas en el tiempo, \mathbf{M} es la matriz de masas del sistema y \mathbf{C} representa los términos centrífugos y de Coriolis. El vector gravitacional se denota con \mathbf{G} . $\boldsymbol{\tau}$, que es el vector de fuerzas generalizadas, \mathbf{J} es la matriz jacobiana resultado de derivar con respecto a todas las coordenadas generalizadas las ecuaciones de restricción, y $\boldsymbol{\lambda}$ es el vector de los multiplicadores de Lagrange. El modelo dinámico detallado de este RP está descrito en Díaz-Rodríguez, y col. (2010).

A efectos de control, el término de fuerzas internas generalizadas no es deseado, por lo que puede ser suprimido mediante la multiplicación a ambos lados de la ecuación (6) por un complemento ortogonal \mathbf{R} (García de Jalon y Bayo, 1994). Por lo tanto, la ecuación (6) se puede reescribir así:

$$\mathbf{R}^T(\mathbf{M}(\mathbf{q}, \Theta)\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, \Theta)\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{G}(\mathbf{q}, \Theta)) = \mathbf{R}^T \boldsymbol{\tau} \quad (7)$$

Al tener en cuenta la relación entre todas las coordenadas, tanto generalizadas como activas, la ecuación (7) se puede escribir de la siguiente manera:

$$\mathbf{M}_{gdl \times gdl}^*(\mathbf{q}, \Theta)\ddot{\mathbf{q}}_{gdl \times 1}^* + \mathbf{C}_{gdl \times gdl}^*(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, \Theta)\dot{\mathbf{q}}_{gdl \times 1}^* + \mathbf{G}_{gdl \times 1}^*(\mathbf{q}, \Theta) = \boldsymbol{\tau}_{F \times 1}^* \quad (8)$$

donde los nuevos vectores \mathbf{q}^* se corresponden con las velocidades y aceleraciones generalizadas activas.

ALGORITMO DE ADAPTACIÓN Y POLÍTICAS DE APRENDIZAJE

En esta sección se introducen algunas técnicas de aprendizaje y adaptación de trayectorias para robots en actividades de rehabilitación.

El algoritmo propuesto es de carácter general y tiene capacidad para otras tareas como el seguimiento de trayectorias basado en el control de fuerza, que implican el contacto con el entorno. Este enfoque se basa en el aprendizaje de habilidades basadas en la fuerza y consta de dos etapas:

1. Adquirir una trayectoria de referencia y un perfil de fuerza con la ayuda de personal médico.
2. Aplicar el ejercicio a un paciente y adaptar el movimiento resultante al patrón de fuerza entrenado.

Programación por demostración para ejercicios de rehabilitación

La programación por demostración (Billard y col., 2008) es una técnica de desarrollo para el usuario final que permite enseñar nuevos comportamientos a un ordenador o un robot mediante una demostración de tareas. Este nuevo comportamiento será transferido directamente al robot sin necesidad de ser programado en el sistema a través de comandos de máquina.

En esta sección se diseña la trayectoria de referencia en el ejercicio de tobillo del paciente y se describe el procedimiento de aprendizaje de la trayectoria de rehabilitación que ejecutará el robot. La trayectoria será diseñada por personal médico guiando la plataforma móvil del RP con el pie del paciente situada en la bota ortopédica (Vallés y cols., 2015). Eso significa que el especialista mueve la plataforma en dorsi/plantiflexión y eversión/inversión. Durante este movimiento se mide mediante propiocepción la trayectoria de la bota ortopédica (con el pie del paciente). El especialista mueve la plataforma de tal forma que permita hacer los ejercicios de rehabilitación adecuados ajustando las posiciones máximas en cada dirección del movimiento. Estos máximos se determinan para cada paciente en función del dolor que pueda aguantar en cada dirección del movimiento.

El sensor de fuerza se encuentra en la bota ortopédica, en consecuencia, las fuerzas ejercidas por el especialista (operador humano) durante la demostración afectan a las fuerzas y pares medidos. Por lo tanto, para obtener las fuerzas y pares netos ejercidos por el paciente, la trayectoria adquirida se repite por el RP de forma que interactúe únicamente con el pie del paciente en la bota y sin ninguna adaptación. A continuación se registran los perfiles de las fuerzas resultantes. Estos perfiles indican las

fuerzas máximas reales soportadas por el paciente. Este procedimiento debe repetirse para cada paciente.

En esta etapa se determina la trayectoria de referencia del ejercicio. Además, el paciente debe ser capaz de repetir el ejercicio sin ningún peligro por ser este un ejercicio personalizado y diseñado para él. Para que el ejercicio sea más cómodo para el paciente y reducir las fuerzas máximas (dolor) que se aplican sobre él, el especialista marca un umbral un poco por debajo de las fuerzas máximas. Así, el paciente sería capaz de repetir el ejercicio con la asistencia del RP con menos dolor. Después de algunas repeticiones, el paciente tal vez sea capaz de repetir la trayectoria de referencia perfectamente y sin dolor. Posteriormente, el especialista determinará si un nuevo ejercicio debe ser diseñado, o bien poner fin al tratamiento.

Perspectiva general de las DMPs

En este trabajo, las trayectorias del robot se representan por las primitivas de movimientos dinámicos (Ijspeert, y col., 2013), ya que pueden codificar y reproducir los movimientos de referencia con eficacia. Además, tienen la capacidad de reducir la velocidad de la ejecución de la trayectoria (ejercicio) utilizando el mecanismo de detención de fase (Ijspeert y col, 2001) siempre que sea necesario adaptarse a las necesidades del paciente. Las DMPs se pueden encontrar en muchas aplicaciones como locomoción bípeda (Nakanishi y col., 2004), modulación de frecuencia adaptativa (Gams, y col., 2009), aprendizaje por refuerzo (Peters y Schaal, 2008) y montaje automático (Nemec y col., 2013; Abu-Dakka y col, 2014; Abu-Dakka, y col., 2015), entre otros.

Para cada ejercicio, y como se ha mencionado en la sección 1.3, el personal médico fija la trayectoria de referencia del ejercicio personalizado para cada paciente. Estas trayectorias son codificadas por las DMPs. Una DMP para una sola trayectoria arbitraria y se define mediante las siguientes ecuaciones diferenciales no lineales (Ijspeert y col., 2013):

$$\begin{aligned}\tau\dot{z} &= \alpha_z(\beta_z(y_d - y) - z) + f(\chi), \\ \tau\dot{y} &= z, \\ \tau\dot{\chi} &= -\alpha_\chi\chi,\end{aligned}\tag{9}$$

donde χ es la variable de fase, z es una variable auxiliar y τ es un constante de tiempo. Los parámetros α_z y β_z definen el comportamiento del sistema de segundo orden y la evolución de la fase se definen por la ecuación (9). Con la elección de la constante de tiempo $\tau > 0$ y los parámetros $\alpha_z = 4\beta_z$ y $\alpha_\chi > 0$, la convergencia del sistema dinámico resultante está garantizada a un único punto en $y = y_d$ y $z = 0$ (Ijspeert y col, 2013). $f(\chi)$ es una combinación lineal de N funciones de base radial no lineales que posibilitan al robot seguir suavemente la trayectoria desde la posición inicial y_0 a la posición objetivo y_d :

$$f(\chi) = \frac{\sum_{i=1}^N w_i \Psi_i(\chi)}{\sum_{i=1}^N \Psi_i(\chi)} \chi (y_d - y_0),$$

$$\Psi_i(\chi) = \exp(-h_i (\chi - c_i)^2), \quad (10)$$

donde $i = 0, 1, \dots, N$, Ψ_i son funciones de base fijas y w_i son pesos ajustables. c_i son los centros de distribuciones gaussianas sobre la fase de la trayectoria con h_i sus anchos. Para cada gdl de la trayectoria, los pesos w_i se estiman a partir de unas trayectorias nominales mediante regresión (Ude y col, 2010). Por lo tanto, las DMPs resultantes codifican la trayectoria del ejercicio deseado.

En las ecuaciones base de las DMPs (9), cada gdl se codifica como una DMP separada (una por dorsi/planti flexión y otra por la eversión/inversión), sin embargo, todos los gdl comparten la misma variable de fase χ .

Generación de ejercicios Usando las DMPs

Por simplicidad, para cada ejercicio, las ecuaciones de las DMPs (9) se pueden reformular como sigue:

$$\begin{aligned} \tau \dot{\mathbf{z}} &= \alpha_z [\beta_z (\mathbf{q}_d - \mathbf{q}) - \mathbf{z}] + \mathbf{f}_q(\chi), \\ \tau \dot{\mathbf{q}} &= \mathbf{z}, \end{aligned} \quad (11)$$

y la $f(\chi)$ en la ecuación (10) será

$$\mathbf{f}_q(\chi) = \mathbf{D} \frac{\sum_{i=1}^N w_i \Psi_i(\chi)}{\sum_{i=1}^N \Psi_i(\chi)} \chi, \quad (12)$$

donde $\mathbf{D} = \text{diag}(\mathbf{q}_d - \mathbf{q}) \in \mathbf{R}^{3 \times 3}$. La matriz diagonal \mathbf{D} se utiliza para escalar la amplitud del movimiento si se cambia la configuración del objetivo. Para el seguimiento de la trayectoria deseada, la ecuación (11) debe integrarse para todos los gdl con la fase común de la ecuación (9).

Ya que las fuerzas \mathbf{F}_d y pares \mathbf{M}_d (obtenidos de una demostración humana en la sección 1.3) se utilizan como variables deseadas a lo largo de la trayectoria y no como variables de control del robot, no es necesario que sean codificadas por DMPs. En su lugar se utilizan combinaciones de funciones lineales de base radial para aproximar estas fuerzas deseadas a lo largo de la fase $\chi_i = \chi(t_i)$:

$$\mathbf{F}_d(\chi) = \frac{\sum_i \mathbf{w}_i^F \Psi_i(\chi)}{\sum_i \Psi_i(\chi)} \chi, \quad (13)$$

$$\mathbf{M}_d(\chi) = \frac{\sum_i \mathbf{w}_i^M \Psi_i(\chi)}{\sum_i \Psi_i(\chi)} \chi, \quad (14)$$

Por lo tanto, deben de ser resueltos seis sistemas de ecuaciones lineales con el fin de estimar \mathbf{F}_d y \mathbf{M}_d a partir de los datos fuerzas/pares medidos.

Retroalimentación de errores y detención de fase de DMP

En la interacción robot-humano, la interacción puede cambiar el resultado de las fuerzas/pares medidas cuando el robot ejecuta una trayectoria demostrada. Estas fuerzas pueden ser diferentes a las deseadas y ya registradas en la demostración humana. En consecuencia, el robot tiene que adaptar la trayectoria con el fin de minimizar esta diferencia entre las fuerzas medidas y deseadas. Como solución a este problema se puede implementar un control de admitancia o un control de impedancia. En este capítulo se aplica el control de admitancia (Villani y De Schutter, 2008). En la vida humana se puede observar que el ser humano es capaz de adquirir habilidades de muchas maneras diferentes (en el trabajo o el juego, entre otros) repitiendo una y otra vez la misma acción. Esto significa que el ser humano adquiere/aprende habilidades a partir de acciones repetitivas. De la misma forma y para la misma tarea, el robot debe aprender de repeticiones anteriores para adaptar la trayectoria ejecutada, especialmente cuando está interactuando con humanos y teniendo en cuenta los aspectos de seguridad.

Esto implica la importancia del seguimiento y vigilancia del error en la repetición anterior, que puede ser utilizada para mejorar el rendimiento en la siguiente repetición para la misma acción (trayectoria). Este principio se utiliza para aprender y adaptar ejercicios de rehabilitación (trayectorias), siendo esta la idea básica del control de aprendizaje iterativo (ILC) (Bristow, Tharayil, y Alleyne, 2006; Moore, Chen, y Ahn, 2006). ILC es un método de control de seguimiento en los sistemas que ejecutan la misma trayectoria de modo repetitivo. Tal sistema requiere ejecutar con alta precisión la misma acción una y otra vez. La repetición permite que el sistema pueda mejorar la exactitud del seguimiento entre una repetición y otra de tal forma que la entrada requerida haga un seguimiento preciso de la referencia. El proceso de aprendizaje utiliza la información de las repeticiones anteriores para mejorar la señal de control, permitiendo en última instancia que una adecuada acción de control se puede encontrar de forma iterativa.

El ILC estándar asume: 1) la estabilidad dinámica del sistema, 2) las condiciones iniciales son fijas y comunes para cada ensayo, y 3) la misma duración para cada ensayo. En el caso de este trabajo, el tercer requisito no puede ser cumplido debido a la desaceleración/aceleración de la trayectoria. Sin embargo, con el fin de superar este problema, la trayectoria se escala temporalmente como una función de la variable de fase utilizando la ecuación (1.11). En este caso es posible muestrear el mismo número de veces en cada ensayo. En otras palabras, todos los ensayos tienen la misma fase a pesar de tener diferentes duraciones.

En los ejercicios pasivos de rehabilitación de tobillo se requiere que el robot siga una trayectoria específica predeterminada tal y como está descrito en la sección 1.3. Sin embargo, dependiendo del estado del tobillo del paciente, este ejercicio puede causar algo de dolor si el robot ejecuta su trayectoria preestablecida. Para evitar esto se propone la adaptación de trayectoria en aquellos momentos en los que la fuerza medida exceda un umbral de seguridad determinado debido a la resistencia del tobillo del paciente para seguir el ejercicio. Con el fin de adaptar el RP a la nueva situación, la trayectoria se modifica según la Ley de Control de Admitancia (Villani y De Schutter, 2008):

$$\mathbf{q}_c(\chi) = \boldsymbol{\varphi}_q(\chi) + \mathbf{K} \cdot \mathbf{e}_q(\chi) + \mathbf{q}_{DMP}(\chi), \quad (15)$$

donde $\mathbf{q}_c(\chi)$ es el nuevo comando de posición enviado al controlador del robot, $\mathbf{q}_{DMP}(\chi)$ es la trayectoria de referencia obtenida por las DMPs y \mathbf{K} es la matriz de ganancia. $\mathbf{K} \cdot \mathbf{e}_q(\chi)$ representa la retroalimentación de error, que proporciona control de retroalimentación de fuerza. $\mathbf{e}_q(\chi) = \mathbf{F}_d(\chi) - \mathbf{F}$ donde $\mathbf{F}_d(\chi)$ es el perfil de fuerza deseado en fase χ , y \mathbf{F} es la medida de fuerza actual. $\phi_q(\chi)$ es la desviación adicional añadido a la trayectoria original, que es aprendida en línea. Su valor inicial es $\phi_q = [0,0,0]^T$. Añadir desplazamientos de esta manera en lugar de escalar la trayectoria de referencia, permite al algoritmo modificar la trayectoria de referencia siempre que sea necesario, mientras que el escalado modifica toda la trayectoria.

Por seguridad para el paciente, el controlador propuesto se adapta la posición deseada mientras trata de obtener el perfil de fuerzas deseado. Por estabilidad y robustez se utilizan ganancias bajas en la adaptación de la fuerza. Con el fin de lograr una adaptación eficiente y una reducción de los errores de fuerza, la ejecución de trayectoria se puede frenar usando la retroalimentación del estado del sistema a la DMP. El mecanismo de parada de fase de las DMPs se deriva de la ecuación (9), tal como enuncian Ijspeert y col. (2001)

$$\tau \dot{\chi} = -\frac{\alpha_{\chi} \chi}{1 + \alpha_{p\chi} \epsilon}, \quad (16)$$

donde $\epsilon = \|\mathbf{q}^* - \mathbf{q}\|$, \mathbf{q}^* es la posición actual del robot y \mathbf{q} es la correspondiente salida de la DMP. En el caso de este capítulo, $\epsilon = \|\mathbf{e}_q^T\|$. Por tanto, grandes errores de fuerza producen grandes valores de ϵ , que implican pequeños cambios en la fase.

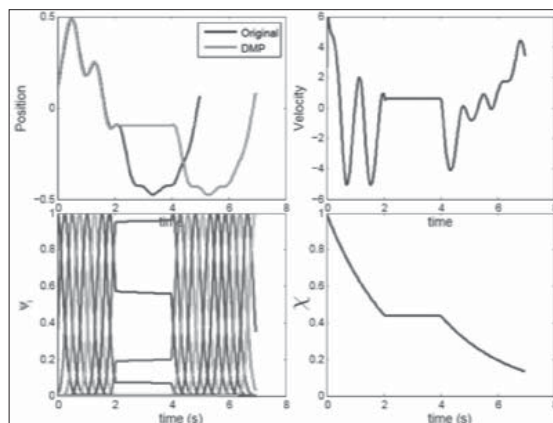


Figura 5. Generador de patrones discretos que reacción a perturbaciones con retroalimentación de errores y detención de fase. La última figura representa la evolución temporal de la fase χ

La Fig. 5 muestra la robustez de las DMPs contra perturbaciones mediante el uso del mecanismo de detención de fase. En el caso presentado en la figura, Ijspeert y col (2001) propusieron modificar la ecuación (9) para asegurar la reducción de los errores más rápido:

$$\tau \dot{y} = z + \alpha_{py}(\tilde{\mathbf{q}} - \mathbf{q}), \quad (17)$$

donde y es la posición actual del robot, $\tilde{\mathbf{q}}$ es la posición calculada por la DMP y α_p, α_{py} son constantes.

Aprendizaje de variaciones

El objetivo de este procedimiento de aprendizaje es la modificación iterativa la trayectoria de referencia de modo que el paciente pueda repetir de forma segura el ejercicio de rehabilitación. La trayectoria de variación/desplazamiento es actualizada después de cada ensayo/ejecución utilizando la siguiente ley:

$$\delta_{j,l+1}^q = \varphi_{q,l}(\chi_j) + \mathbf{K} \cdot \mathbf{e}_q(\chi_j), \quad (18)$$

donde l es el iterador. Cada componente ϕ_k de las desviaciones $\phi_{q,l}$ del muestreo de esta nueva trayectoria desviada es representada como combinación lineal de M funciones de base radial (de modo similar a las DMPs de la Eq. (1.11))

$$\varphi_k(\chi) = \frac{\sum_{i=1}^M w_{i,k} \Psi_i(\chi)}{\sum_{i=1}^M \Psi_i(\chi)} \chi. \quad (19)$$

Los nuevos puntos $\{\delta_{j,l+1}^k\}$, $j = 0, \dots, T$ se obtienen de la k -ésima componente de la desviación de la trayectoria, donde $k = 1, 2, 3$. Este problema de optimización trata de encontrar $\{w_{i,k}\}$ tal que minimice la función cuadrática objetivo,

$$\sum_{j=0}^T (\varphi_k(\chi_j) - \delta_{j,l+1}^k)^2. \quad (20)$$

Esquema de control del sistema de rehabilitación de tobillo

La Fig. 6 muestra el diagrama de bloques del dispositivo de rehabilitación de tobillo. $\mathbf{Q}_d(t)$ representa la trayectoria de referencia, que es predeterminada por el especialista. Los bloques $t \boxtimes \chi$ transforman las

funciones del dominio del tiempo al dominio de la fase y viceversa en los bloques $\chi \leftrightarrow t$. Por tanto, $\mathbf{Q}_d(t)$ se codifica por DMPs y es integrado para producir $\mathbf{q}_d(\chi)$. $F_d(t)$ describe el perfil de fuerza de referencia que produce $F_d(\chi)$ aplicando la ecuación (17). Las fuerzas medidas \mathbf{F} pueden tener valores altos dependiendo de la respuesta del paciente durante el ejercicio. El objetivo de este trabajo es adaptar el ejercicio reduciendo la diferencia entre \mathbf{F} y $F_d(\chi)$. Aplicando el control de admitancia en la ecuación (13) se calcula la nueva variación y se añade a la variación de las repeticiones previas $\phi(\chi)$.

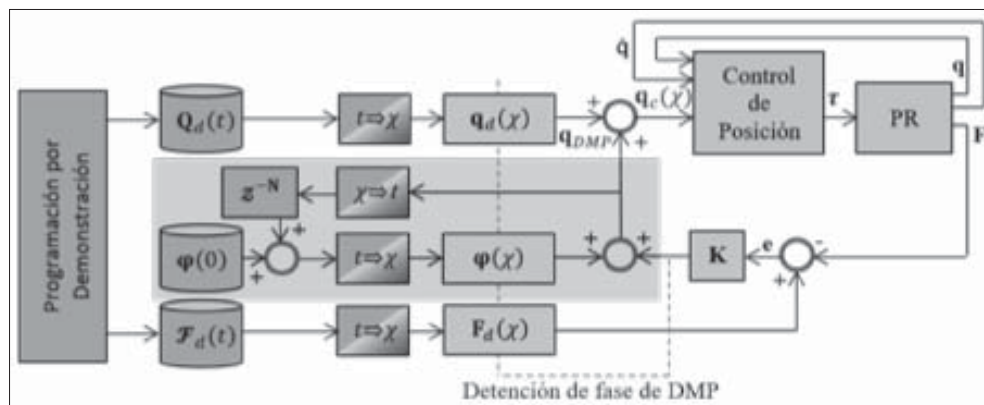


Figura 6: Esquema de control

$\mathbf{q}_c(\chi)$ es la suma de las variaciones aprendidas en varias repeticiones obtenidas mediante la ecuación (18), la retroalimentación de fuerza en la ecuación (16) y la trayectoria generada por la DMP. Este procedimiento se repite hasta que sean coincidentes las fuerzas deseadas y medidas o no sea posible una mejora adicional. Este método de aprendizaje (el área sombreada de color gris en la Fig. 6) pertenece a los algoritmos de ILC, donde el aprendizaje casual iterativo de la iteración actual se aplica tal y como se describe en Bristow y col., 2006; Moore y col., 2006. En este procedimiento, la trayectoria de referencia se mantiene intacta, y se adapta mediante la adición de las variaciones aprendidas de las repeticiones anteriores a esta. Todo esto se representa en el esquema como un retardo discreto en el bloque Z^{-N} donde N es el número de muestras de aquella repetición.

EVALUACIÓN DEL ALGORITMO

Como se ha mencionado anteriormente, la figura 1.1 muestra la flexión dorsi/planti y los movimientos inversión/eversión de la articulación del tobillo. Los rangos de estos movimientos se encuentran en la tabla 1.1, (Siegler y col., 1988). Los movimientos y las fuerzas pasivos máximos varían de un paciente a otro (Dettwyler, Stacoff, y Quervain, 2004).

La configuración de la bota ortopédica en el RP se muestra en la Fig. 7. Esta bota facilita su apropiada fijación con el pie del paciente. Por tanto, los ejercicios de rehabilitación pueden llevarse a cabo correctamente.

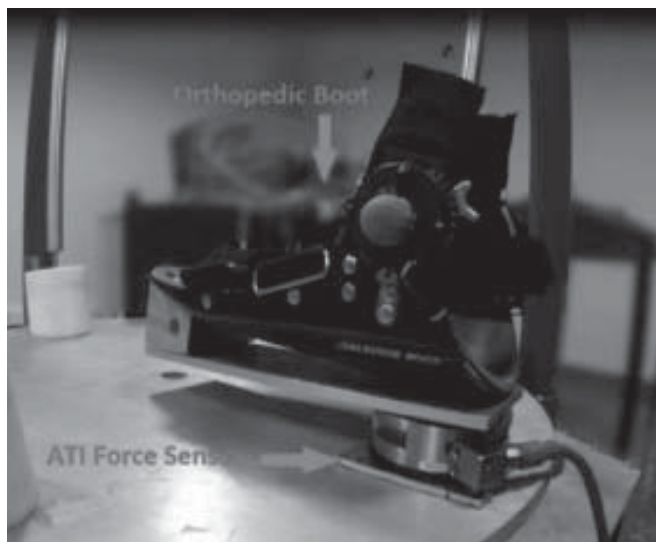


Figura 7: Bota ortopédica unida al RP

Actualmente, nuestro trabajo se centra en ejercicios pasivos. Estos ejercicios se hacen sin ningún movimiento voluntario por parte de paciente. Para hacer ejercicios pasivos, el robot debe seguir simplemente una trayectoria de referencia específica predeterminada por el especialista.

El algoritmo de aprendizaje y de adaptación se ha implementado en Matlab. Además, un modelo de simulación del robot, implementado en Simulink, ha sido utilizado para las pruebas.

La trayectoria inicial del ejercicio se obtiene guiando la plataforma móvil del robot por un personal médico con el pie del paciente situado en la bota ortopédica, según el procedimiento detallado anteriormente.

Ejecución de diferentes ejercicios

La Fig. 8 muestra la aplicación del sistema de control propuesto a la variable z mientras que mantiene a cero los valores para los ángulos de cabeceo y balanceo. El robot debería moverse según la trayectoria nominal, siempre y cuando las fuerzas verticales ejercidas por el paciente se mantengan dentro de los valores admisibles. Si las fuerzas medidas superan el margen permitido, el algoritmo de control frena la ejecución trayectoria, ecuación (16), y añade una desviación z a la trayectoria para reducir la fuerza. Este algoritmo de aprendizaje reduce la diferencia entre la fuerza medida y la deseada. Como consecuencia, la parada de fase se vuelve menos frecuente y el tiempo de ejecución se reduce en cada iteración de aprendizaje.

Observando la Fig. 1.8, las fuerzas medidas se reducen entre repeticiones (de 2 a 10). Esto ocurre porque el RP adapta su trayectoria en cualquier momento en que las fuerzas medidas son superiores a las fuerzas deseadas. Además, las variaciones aprendidas son mayores en cada iteración (de 2 a 10) para adaptar la trayectoria a la nueva situación. La repetición 1 en la Fig. 8 corresponde a la fuerza de referencia, variación y fase. En esta etapa del trabajo, el perfil de fuerza deseado es nulo para comprobar la funcionalidad del algoritmo propuesto para nuestro robot.

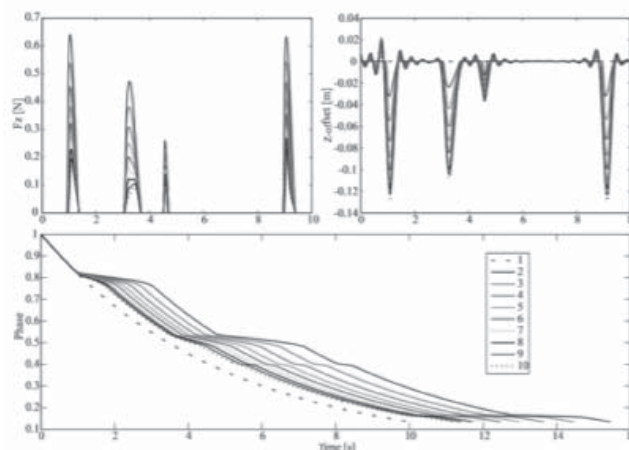


Figura 8: Fuerzas medidas, variaciones aprendidas, y Evolución de la fase después de 10 ensayos

En la Fig. 9 se muestra otra simulación para un ejercicio repetido 14 veces. El propósito de esta simulación es mostrar la capacidad de

adaptación del sistema a nuevas situaciones. Por ejemplo, cuando las fuerzas medidas son altas, la amplitud de la trayectoria se reduce. En este caso, las fuerzas se simulan como una función de la posición. Los picos de la trayectoria de referencia están en 0.5 m con una fuerza correspondiente de 17.5 N. Si nos fijamos en el umbral de fuerza a 13 N, que se corresponde con la posición de 0.35 m, se puede observar en la figura que el algoritmo modifica la amplitud de la trayectoria de referencia mediante la adición de una variación de posición para cada repetición. Esta variación se calcula a partir del error obtenido en la retroalimentación de fuerzas. Después de 14 repeticiones, el algoritmo es capaz de reproducir la trayectoria dentro de la región segura.

El siguiente experimento, expuesto en las Fig. 10 y 11, muestra un ejercicio de 3 gdl. En este experimento, el algoritmo ejecuta las trayectorias γ , β , y z .

La Fig. 10 muestra la evolución de fase durante todo el ejercicio, las variaciones aprendidas para cada gdl y la adaptación de la fuerza para cada gdl. Por otro lado, la Fig. 11 muestra en color negro la trayectoria original del ejercicio para cada gdl y la primera, quinta y decimoquinta repetición del mismo ejercicio. Se puede ver claramente en la figura que el algoritmo no cambia la forma de la trayectoria inicial. De hecho, se está desacelerando el ejercicio y trata de reducir las fuerzas resultantes.

Error de seguimiento de la posición

Se han aplicado diferentes estrategias de control basadas en modelos para el RP como control basado en la pasividad, control de la dinámica inversa y control adaptativo. Para más detalles sobre el diseño y la implementación de estos controladores, los lectores pueden consultar Vallés y col. (2012), además de Cazalilla y col. (2014). Estos autores demostraron que el sistema de lazo cerrado es convergente, por lo que el error de seguimiento converge asintóticamente a cero y todas las señales internas permanecen acotadas en unas condiciones adecuadas de ganancias del controlador.

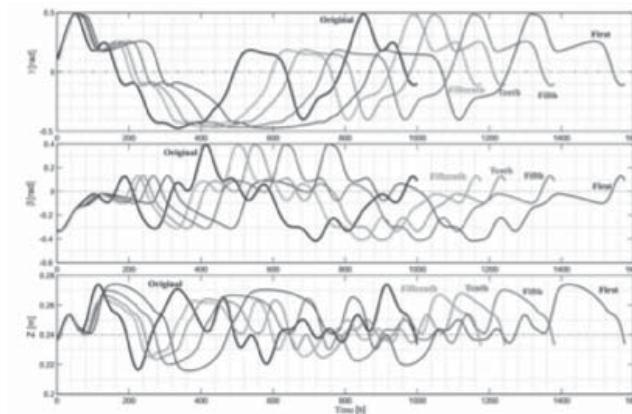


Figura 11: Evolución de la trayectoria del ejercicio en 15 repeticiones

La Fig. 12 ilustra el error articular para la primera coordenada generalizada activa q_1 . Como se puede apreciar fácilmente en esta figura, la respuesta obtenida del robot es muy buena porque la articulación del robot sigue la referencia con un error muy pequeño. El resto de coordenadas generalizadas q_6 y q_8 tiene un comportamiento muy similar. Con el fin de verificar esto, la tabla 2 muestra el error medio RMS y la varianza entre las referencias y las posiciones articulares activas del RP.

Tabla 2: Errores de posición del robot: media de los errores, error cuadrático medio (RMS) y varianza

Coordinada	Media	RMS	Varianza
q_1	0.00343	0.00405	$1.643E-3$
q_6	0.00320	0.00396	$1.567E-3$
q_8	0.00265	0.00341	$1.156E-3$

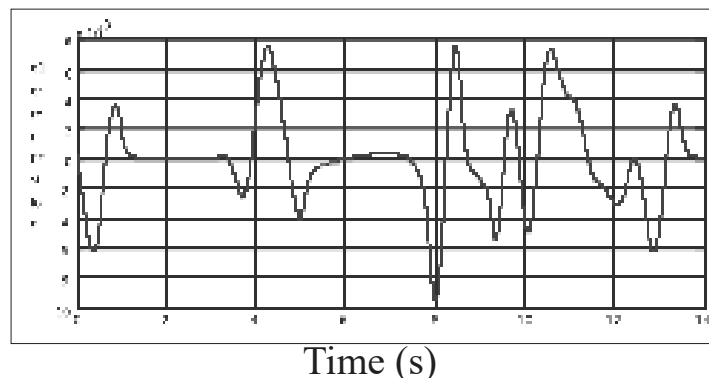


Figura 12: Error de posición del robot paralelo

CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS

En este trabajo se propone un algoritmo de aprendizaje y adaptación de trayectorias para la rehabilitación del tobillo usando un RP. Este algoritmo se basa en las DMPs y ILC, y además se adapta de forma iterativa el ejercicio mediante la transformación del error de retroalimentación en un/una desplazamiento/variación que se añade a la trayectoria inicial.

Con el fin de controlar el robot se han resuelto los modelos de cinemática directa e inversa, así como el modelo dinámico y la jacobiana, ambos necesarios para implementar el control de fuerza. Un controlador basado en modelo fue elegido para desarrollar el control de posición de las coordenadas generalizadas activas. La respuesta obtenida con este control de posición ha sido precisa en términos de error de posición.

Los ejercicios pasivos han sido simulados de tal forma que las diferentes referencias de movimientos para los γ , β , y z han sido ejecutadas por el RP. Observando los experimentos, el algoritmo fue capaz de adaptar el ejercicio con éxito a las necesidades de los pacientes mediante el aprendizaje de las variaciones conducentes a reducir las fuerzas medidas y ejercidas por el paciente.

En trabajos futuros, el algoritmo de aprendizaje no solo enlentecerá la ejecución del ejercicio, sino que también podrá acelerarse tras una serie de repeticiones. Tal evolución progresiva del tiempo de ejecución permitirá al paciente hacer el ejercicio original sin modificación. Por otra parte, se podrían diseñar y probar otra serie de ejercicios activos.

AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen al Ministerio de Economía y Competitividad la financiación de este trabajo bajo el proyecto RTC-2014-3070-5.

REFERENCIAS

- ABDULLAH, H.; TARRY, C.; DATTA, R.; MITTAL, G.; ABDERRAHIM, M. (2007) *Dynamic biomechanical model for assessing and monitoring robot-assisted upper-limb therapy*. Journal of Rehabilitation Research & Development, 44(1), 43–62.

- ABU-DAKKA, F.J.; NEMEC, B.; JØRGENSEN, J.A.; SAVARIMUTHU, T.R.; KRÜGER, N.; UDE, A. (2015) *Adaptation of manipulation skills in physical contact with the environment to reference force profiles*. *Autonomous Robots*, 1-19.
- ABU-DAKKA, F.J.; NEMEC, B.; KRAMBERGER, A.; BUCH, A.G.; KRÜGER, N.; UDE, A. (2014) *Solving peg-in-hole tasks by human demonstration and exception strategies*. *Industrial Robot: An International Journal*, 41(6), 575-584.
- ABU-DAKKA, F.J.; VALERA, A.; ESCALERA, J.; VALLÉS, M.; MATA, V.; ABDERRAHIM, M. (2015) *Trajectory adaptation and learning for ankle rehabilitation using a 3prs parallel robot*. En: H. Liu, N. Kubota, X. Zhu, R. Dillmann, y D. Zhou (Eds.) *Intelligent robotics and applications* (Vol. 9245, p. 483-494). Portsmouth, UK: Springer International Publishing.
- ANDERSEN, T.E.; FLOERENES, T.W.; ARNASON, A.; BAHR, R. (2004) *Videoanalysis of the mechanisms for ankle injuries in football*. *The American Journal of Sports Medicine*, 32(1 suppl), 69 S–79S.
- BALASUBRAMANIAN, S.; COLOMBO, R.; STERPI, I.; SANGUINETI, V.; BURDET, E. (2012) *Robotic assessment of upper limb motor function after stroke*. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 91(11), S255–S269.
- BHARADWAJ, K.; SUGAR, T. (2006) *Kinematics of a robotic gait trainer for stroke rehabilitation*. En: *Ieee international conference on robotics and automation* (pp. 3492–3497). Orlando, USA.
- BILLARD, A.; CALINON, S.; DILLMANN, R.; SCHAAL, S. (2008) *Robot programming by demonstration*. En: B. Siciliano y O. Khatib (Eds.). *Springer handbook of robotics* (p. 1371-1394). Berlin, Heidelberg: Springer.
- BLAYA, J.; HERR, H. (2004) *Adaptive control of a variable-impedance ankle-foot orthosis to assist drop-foot gait*. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 12, 24–31.
- BREWER, B.R.; MCDOWELL, S.K.; WORTHEN-CHAUDHARI, L.C. (2007) *Post-stroke upper extremity rehabilitation: a review of robotic systems and clinical results*. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 14(6), 22–44.

- BRISTOW, D.; THARAYIL, M.; ALLEYNE, A. (2006, june) *A survey of iterative learning control*. IEEE Control Systems Magazine, 26(3), 96–114.
- CAZALILLA, J., VALLÉS, M., MATA, V., DÍAZ-RODRÍGUEZ, M., Y VALERA, A. (2014). Adaptive control of a 3-dof parallel manipulator considering payload handling and relevant parameter models. Robotics and Computer-Integrated Manufacturing, 30(5), 468–477.
- CIOI, D.; KALE, A.; BURDEA, G.; ENGSBERG, J.; JANES, W.; ROSS, S. (2011) Ankle control and strength training for children with cerebral palsy using the rutgers ankle cp: a case study. En: *Ieee international conference on rehabilitation robotics* (pp. 654–659). ETH Zurich Science City, Switzerland.
- COLOMBO, G.; JOERG, M.; SCHREIER, R. (2000) *Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis*. Journal of Rehabilitation Research & Development, 37(6), 693–700.
- DAI, J.S.; ZHAO, T.; NESTER, C. (2004) *Sprained ankle physiotherapy based mechanism synthesis and stiffness analysis of a robotic rehabilitation device*. Autonomous Robots, 16(2), 207–218.
- DEL AMA, A.; KOUTSOU, A.; MORENO, J. (2012) *Review of hybrid exoskeletons to restore gait following spinal cord injury*. Journal of Rehabilitation Research & Development, 49(4), 497–514.
- DETTWYLER, M.; STACOFF, A.; QUERVAIN, I.K. (2004) *Modelling of the ankle joint complex. reflections with regards to ankle prostheses*. Journal of Foot and Ankle Surgery, 10(3), 109–119.
- DEUTSCH, J.E.; LEWIS, J.A.; BURDEA, G. (2007) *Technical and patient performance using a virtual reality-integrated telerehabilitation system: preliminary finding*. IEEE Transactions on Neural Systems & Rehabilitation Engineering, 15(1), 30–35.
- DÍAZ, I.; GIL, J.; SÁNCHEZ, E. (2011) *Lower-limb robotic rehabilitation: literature review and challenges*. Journal of Robotics, 2011, 1–11.
- DÍAZ-RODRÍGUEZ, M.; MATA, V.; VALERA, A.; PAGE, A. (2010) *A methodology for dynamic parameters identification of 3-dof parallel robots in terms of relevant parameters*. Mechanism and Machine Theory, 45(9), 1337–1356.

- DIStEFANO, L.J.; PADUA, D.A.; BROWN, C.N.; GUSKIEWICZ, K.M. (2008) *Lower extremity kinematics and ground reaction forces after prophylactic lace-up ankle bracing*. *Journal of Athletic Training*, 43(3), 234–241.
- DUL, J.; JOHNSON, G. (1985) *A kinematic model of the human ankle*. *Journal of Biomedical Engineering*, 7(2), 137–143.
- FAN, Y.; YIN, Y. (2009) *Mechanism design and motion control of a parallel ankle joint for rehabilitation robotic exoskeleton*. En: *Ieee robotics and biomimetics* (pp. 2527–2532). Guangxi, China.
- GAMS, A.; IJSPEERT, A.J.; SCHAAL, S.; LENARC'IC', J. (2009) *On-line learning and modulation of periodic movements with nonlinear dynamical systems*. *Autonomous Robots*, 27, 3–23.
- GARCIA DE JALON, J.; BAYO, E. (1994) *Kinematic and dynamic simulation of multibody systems: The real time challenge*. Springer-Verlag New York, Inc.
- GENGQIAN, L.; JINLIAN, G.; HONG, Y.; XIAOJUN, Z.; GUANGDA, L. (2006) *Design and kinematics simulation of parallel robots for ankle rehabilitation*. En: *Ieee international conference on mechatronics and automation* (pp. 1109–1113). Luoyang.
- GIRONE, M.; BURDEA, G.; BOUZIT, M. (1999) *The rutgers ankle orthopedic rehabilitation interface*. En: *Asme int. mech. eng. Congr. dyn. syst. control div.* (Vol. 67, pp. 305–312). Nashville, TN.
- GIRONE, M.; BURDEA, G.; BOUZIT, M.; POPESCU, V.; DEUTSCH, J. (2000) *Orthopedic rehabilitation using the rutgers ankle interface*. *Studies in Health Technology and Informatics*, 70, 89–95.
- HESSE, S.; SCHMIDT, H.; WERNER, C.; BARDELEBEN, A. (2003) *Upper and lower extremity robotic devices for rehabilitation and for studying motor control*. *Current Opinion in Neurology*, 16(6), 705–710.

- HESSE, S.; UHLENBROCK, D. (2000) *A mechanized gait trainer for restoration of gait*. Journal of Rehabilitation Research & Development, 37(6), 701–708.
- IJSPEERT, A.; NAKANISHI, J.; HOFFMANN, H.; PASTOR, P.; SCHAAL, S. (2013) *Dynamical movement primitives: learning attractor models for motor behaviors*. Neural Computation, 25(2), 328–373.
- IJSPEERT, A.J.; NAKANISHI, J.; SCHAAL, S. (2001) Nonlinear dynamical systems for imitation with humanoid robots. En *Ieee international conference on humanoid robots (humanoids)* (pp. 219–226). Tokyo, Japan.
- KEARNEY, R.; WEISS, P.; MORIER, R. (1990) *System identification of human ankle dynamics: inter subject variability and intra subject reliability*. Clinical Biomechanics, 5(4), 205–217.
- KLEIPOOL, R.P.; BLANKEVOORT, L. (2010) *The relation between geometry and function of the ankle joint complex: a biomechanical review*. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 18(5), 618–627.
- KREBS, H.I.; PALAZZOLO, J.J.; DIPIETRO, L.; FERRARO, M.; KROL, J.; RANNEKLEIV, K.; HOGAN, N. (2003) *Rehabilitation robotics: Performance-based progressive robot-assisted therapy*. Autonomous Robots, 15(1), 7–20.
- LEBRUN, C.T.; KRAUSE, J.O. (2005) *Variations in mortise anatomy*. The American Journal of Sports Medicine, 33(6), 852–855.
- MARCHAL-CRESPO, L.; REINKENSMEYER, D.J. (2009) *Review of control strategies for robotic movement training after neurologic injury*. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 6(1), 20.
- MOORE, K.; CHEN, Y.; AHN, H.S. (2006) Iterative learning control: A tutorial and big picture view. En: *45th ieee conference on decision and control* (pp. 2352–2357). San Diego, CA, USA.
- MUNIH, M.; BAJD, T. (2011) *Rehabilitation robotics*. Technology and Health Care, 19(6), 483–495.

- NAKANISHI, J.; MORIMOTO, J.; ENDO, G.; CHENG, G.; SCHAAL, S.; KAWATO, M. (2004) *Learning from demonstration and adaptation of biped locomotion*. *Robotics and Autonomous Systems*, 47, 79–91.
- NEMEC, B.; ABU-DAKKA, F.J.; RIDGE, B.; UDE, A.; JORGENSEN, J.; SAVARIMUTHU, T.R. (2013) Transfer of assembly operations to new workpiece poses by adaptation to the desired force profile. En: *16th international conference on advanced robotics (icar13)* (pp. 1–7). Montevideo.
- PARENTEAU, C.S.; VIANO, D.C.; PETIT, P. (1998) *Biomechanical properties of human cadaveric ankle-subtalar joints in quasi-static loading*. *Journal of Biomechanical Engineering*, 120(1), 105–111.
- PASTOR, P.; RIGHETTI, L.; KALAKRISHNAN, M.; SCHAAL, S. (2011) Online movement adaptation based on previous sensor experiences. En: *Ieee/rsj international conference on intelligent robots and systems (IROS)* (p. 365–371). San Francisco, California.
- PATANÈ, F.; CAPPÀ, P. (2011) *A 3-dof parallel robot with spherical motion for the rehabilitation and evaluation of balance performance*. *IEEE Transactions on Neural Systems & Rehabilitation Engineering*, 19(2), 157–166.
- PATEL, Y.D.; GEORGE, P.M. (2012) *Parallel manipulators applications—a survey*. *Modern Mechanical Engineering*, 2, 57–64.
- PESHKIN, M.; BROWN, D.; SANTOS-MUNNÉ, J. (2005) *Kineassist: A robotic overground gait and balance training device*. En: *9th IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR'05)* (pp. 241–246). Evanston, Ill, USA.
- PETERS, J.; SCHAAL, S. (2008) *Reinforcement learning of motor skills with policy gradients*. *Neural Networks*, 21(4), 682–697.
- PRANGE, G.; JANNINK, M. (2012) *Systematic review of the effect of robot-aided therapy on recovery of the hemiparetic arm after stroke*. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 43(2), 171–184.

- REN, Y.; XU, T.; WANG, L.; YANG, C.; GUO, X.; HARVEY, R.; ZHANG, L.Q. (2011) Develop a wearable ankle robot for in-bed acute stroke rehabilitation. En: *33rd annual international conference of the ieee engineering in medicine and biology society* (pp. 7483–7486). Boston, US.
- ROCON, E.; BELDA-LOIS, J.; RUIZ, A. (2007) *Design and validation of a rehabilitation robotic exoskeleton for tremor assessment and suppression*. IEEE Transactions on Neural Systems & Rehabilitation Engineering, 15(3), 367–378.
- ROHRER, B.; FASOLI, S.; KREBS, H.I.; HUGHES, R.; VOLPE, B.; FRONTERA, W.R.; HOGAN, N. (2002) *Movement smoothness changes during stroke recovery*. The Journal of Neuroscience, 22(18), 8297–8304.
- SAFRAN, M., BENEDETTI, R., Y BARTOLOZZI, A. (1999). Lateral ankle sprains: a comprehensive review: part 1: etiology, pathoanatomy, histopathogenesis, and diagnosis. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 31(7), 429–437.
- SAGLIA, J.; TSAGARAKIS, N.; DAI, J.; CALDWELL, D. (2012) *Control strategies for patientassisted training using the ankle rehabilitation robot (arbot)*. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 99, 1–10.
- SAGLIA, J.A.; TSAGARAKIS, N.G.; DAI, J.S.; CALDWELL, D.G. (2010) Control strategies for ankle rehabilitation using a high performance ankle exerciser. En: *Ieee international conference on robotics and automation (ICRA, 2010)* (pp. 2221 – 2227).
- SAWKINS, K.; REFSHAUGE, K.; KILBREATH, S.; RAYMOND, J. (2007) *The placebo effect of ankle taping in ankle instability*. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 39(5), 781–787.
- SCHMITT, C.; Métrailler, P.; AL-KHODAIRY, A. (2004) The motion makertm: a rehabilitation system combining an orthosis with closed-loop electrical muscle stimulation. En: *8th vienna international workshop on functional electrical stimulation* (pp. 117–120). Vienna, Austria.

- SIEGLER, S.; CHEN, J.; SCHNECK, C. (1988) *The three-dimensional kinematics and flexibility characteristics of the human ankle and subtalar joints—part i: Kinematics*. Journal of Biomechanical Engineering, 110(4), 364-373.
- SYRSELOUDIS, C.E.; EMIRIS, I.Z. (2008) A parallel robot for ankle rehabilitation evaluation and its design specifications. En: *8th IEEE International Conference on Bioinformatics and Bioengineering (BIBE, 2008)*. Athens.
- TAKAO, M.; UCHIO, Y.; NAITO, K.; FUKAZAWA, I.; OCHI, M. (2005) *Arthroscopic assessment for intra-articular disorders in residual ankle disability after sprain*. The American Journal of Sports Medicine, 33(5), 686–692.
- TSOI, Y., Y XIE, S. (2010). Design and control of a parallel robot for ankle rehabilitation. International Journal of Intelligent Systems Technologies and Applications, 8(1), 100–113.
- TSOI, Y.H.; XIE, S.Q.; GRAHAM, A.E. (2009) Design, modeling and control of an ankle rehabilitation robot. En: D. Liu, L. Wang, y K. C. Tan (Eds.) *Design and control of intelligent robotic systems* (Vol. 177, pp. 377–399). Springer Berlin Heidelberg.
- UDE, A. (1999) *Filtering in a unit quaternion space for model-based object tracking*. Robotics and Autonomous Systems, 28(2-3), 163-172.
- UDE, A.; GAMS, A.; ASFOUR, T.; MORIMOTO, J. (2010) *Tasks-specific generalization of discrete and periodic dynamic movement primitives*. IEEE Transactions on Robotics, 26(5), 800–815.
- VALLÉS, M.; CAZALILLA, J.; VALERA, A.; MATA, V.; PAGE, A.; DÍAZ-RODRÍGUEZ, M. (2015) *A 3-prs parallel manipulator for ankle rehabilitation: towards a lowcost robotic rehabilitation*. Robotica, 35(10), 1939-1957.
- VALLÉS, M.; DÍAZ-RODRÍGUEZ, M.; VALERA, A.; MATA, V.; PAGE, A. (2012) *Mechatronic development and dynamic control of a 3-dof parallel manipulator*. Mechanics Based Design Of Structures And Machines, 40(4), 434–452.

- VAN DELDEN, A.; PEPPER, C.; KWAKKEL, G. (2012) *A systematic review of bilateral upperlimb training devices for poststroke rehabilitation*. *Stroke Research and Treatment*, 2012, 1–17.
- VILLANI, L.; DE SCHUTTER, J. (2008) Force control. En: B. Siciliano y O. Khatib (Eds.) *Springer handbook of robotics* (pp. 161–185). Berlin, Heidelberg: Springer.
- WANG, C.; FANG, Y.; GUO, S.; ZHOU, C. (2015, 2) *Design and kinematic analysis of redundantly actuated parallel mechanisms for ankle rehabilitation*. *Robotica*, 33, 366–384.
- YOON, J.; RYU, J.; LIM, K. (2006) *Reconfigurable ankle rehabilitation robot for various exercises*. *Journal of Robotic Systems*, 11, 15–33.
- ZHEN, H.; YONGSHENG, Z.; TIESHI, Z. (2006) *Advanced spatial mechanism*. Beijing: Higher Education Press, 195–201.