

Esquema Autosintonizable de Control para Rehabilitación Robótica de Extremidades Superiores

Berenice Maldonado, Marco Mendoza, Isela Bonilla

Posgrado en Ingeniería Electrónica, Facultad de Ciencias, Universidad Autónoma de San Luis Potosí

Av. Salvador Nava s/n, Zona Universitaria, San Luis Potosí, S.L.P. 78290 México

E-mail: maldonadobere@gmail.com, marco.robotica@gmail.com, isela.robotica@gmail.com

Resumen—En este artículo se presenta el desarrollo de un enfoque de control de impedancia orientado a la rehabilitación robótica de extremidades superiores. La característica principal del esquema propuesto es que la rigidez del robot se autosintoniza con respecto a la rigidez muscular del usuario, logrando que el sistema se adapte a las condiciones particulares de cada usuario con la finalidad de brindar sesiones de terapia más personalizadas. Se presentan algunas pruebas de simulación que confirman que el enfoque de control propuesto es adecuado para tareas de interacción humano-robot.

I. INTRODUCCIÓN

Una Enfermedad Cerebro-Vascular (EVC) se define como un conjunto de trastornos cerebrales originados por una afección temporal o permanente a causa de una hemorragia o ausencia del riego sanguíneo. Algunos de los efectos producidos por estas enfermedades son: parálisis, problemas del habla, raciocinio, espasticidad, contractura y problemas motrices [1] [2]. En los últimos años se han reportado cifras alarmantes sobre las EVC's, ya que a nivel mundial representan la segunda causa de muerte y la primera de discapacidad [3] - [5].

Mediante diversos estudios se ha demostrado que la terapia asistida por robots es de gran ayuda en el proceso de recuperación de los pacientes con discapacidad a causa de una EVC [2] [6] [7]. Por esta razón, las terapias asistidas por robots se están incorporando poco a poco como una herramienta de apoyo para los fisioterapeutas. Una de las principales afecciones a tratar después de haber sufrido una EVC son los problemas motrices que surgen por espasticidad o contractura muscular. Una de las técnicas que se ha utilizado para llevar a cabo la evaluación y seguimiento de la mejora en la actividad muscular es la electromiografía (EMG) [8] [9].

El sistema músculo-esquelético presenta una propiedad elástica que permite estabilizar la postura e interactuar con el entorno. La propiedad de elasticidad y la retroalimentación neural determinan la rigidez muscular, por lo que ésta puede ser controlada mediante la regulación de la actividad muscular, la cual en personas que sufrieron una EVC se encuentra alterada con respecto a una persona sana, y esta alteración varía de acuerdo al daño producido en el cerebro [10] [11].

El sistema de control de un robot para terapias de rehabilitación debe ser altamente adaptable y seguro, es decir, debe contar con un alto nivel de adaptabilidad a las capacidades motrices de cada uno de los pacientes, así como garantizar la mayor prioridad en las tareas de interacción humano-robot, que es la seguridad del usuario [12].

El objetivo principal de este trabajo es el desarrollo de un esquema de control autosintonizable que se adapta a la rigidez muscular de las extremidades superiores del paciente. La estimación de rigidez se realiza mediante un modelo de regresión dinámico del brazo humano, el cual considera el movimiento de dos articulaciones (hombro y codo) en el plano horizontal a la altura del hombro. En dicho movimiento se considera la intervención de 6 músculos: pectoral mayor, deltoide posterior (monoarticulares: hombro), brachi radial, triceps brachi cabeza lateral (monoarticulares: codo), biceps brachi y triceps brachi cabeza larga (biarticulares: hombro y codo) [13]. Se presentan algunos resultados de simulación que permiten validar el correcto funcionamiento del esquema.

II. METODOLOGÍA

A. Modelado del brazo del paciente

El brazo humano se puede modelar mediante una ecuación diferencial no lineal de segundo orden, bajo la consideración de un sistema de cuerpos rígidos con dos grados de libertad en el plano horizontal (ver Fig. 1), definido por [10] [13] como

$$\Psi(\ddot{\mathbf{q}}_h, \dot{\mathbf{q}}_h, \mathbf{q}_h) = \boldsymbol{\tau}_{in}(\dot{\mathbf{q}}_h, \mathbf{q}_h, \mathbf{u}) + \boldsymbol{\tau}_{ext} \quad (1)$$

donde $\Psi(\cdot)$ denota la dinámica del brazo; \mathbf{q}_h , $\dot{\mathbf{q}}_h$ y $\ddot{\mathbf{q}}_h$ son vectores de posición, velocidad y aceleración, respectivamente; $\boldsymbol{\tau}_{in}$ es el par generado por los músculos, función de la posición, velocidad y el comando motriz \mathbf{u} del sistema nervioso central; y $\boldsymbol{\tau}_{ext}$ denota las fuerzas externas. Asumiendo que

$$\Psi(\ddot{\mathbf{q}}_h, \dot{\mathbf{q}}_h, \mathbf{q}_h) = I_h(\mathbf{q}_h)\ddot{\mathbf{q}}_h + \mathbf{h}(\dot{\mathbf{q}}_h, \mathbf{q}_h) \quad (2)$$

donde I_h y \mathbf{h} denotan la matriz de inercia y el vector de fuerzas centrífugas y de Coriolis, respectivamente

$$I_h(\mathbf{q}_h) = \begin{bmatrix} Z_1 + 2Z_2 \cos(q_{h2}) & Z_3 + Z_2 \cos(q_{h2}) \\ Z_3 + Z_2 \cos(q_{h2}) & Z_3 \end{bmatrix}$$

$$\mathbf{h}(\dot{\mathbf{q}}_h, \mathbf{q}_h) = \begin{bmatrix} -Z_2[\dot{q}_{h2}^2 + 2\dot{q}_{h1}\dot{q}_{h2}] \sin(q_{h2}) \\ Z_2\dot{q}_{h1}^2 \sin(q_{h2}) \end{bmatrix}$$

con q_{h1} y q_{h2} representando las posiciones articulares del hombro y codo, respectivamente ($\mathbf{q}_h = [q_{h1} \ q_{h2}]^T$); $Z_1 = m_{h1}l_{h_{c1}}^2 + m_{h2}(l_{h1}^2 + l_{h_{c2}}^2) + \tilde{I}_{h1} + \tilde{I}_{h2}$, $Z_2 = m_{h2}l_{h1}l_{h_{c2}}$ y $Z_3 = m_{h2}l_{h_{c2}}^2 + \tilde{I}_{h2}$, donde m_{h1} y m_{h2} denotan las masas del brazo y antebrazo, $l_{h_{c1}}$ y $l_{h_{c2}}$ representan la distancia de cada articulación al centro de gravedad, \tilde{I}_{h1} y \tilde{I}_{h2} denotan la inercia de cada articulación y l_{h1} es la longitud del brazo.

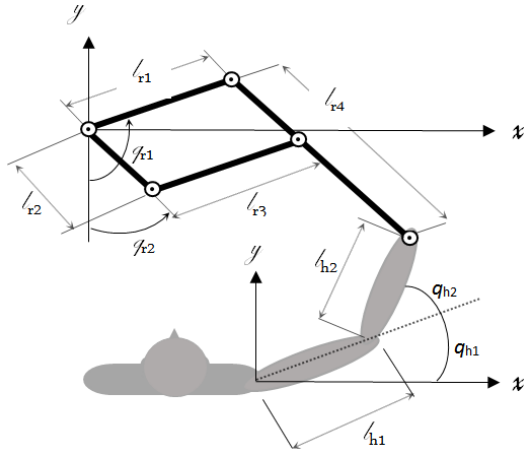


Fig. 1. Robot manipulador y paciente

Por otra parte, las propiedades de viscosidad y rigidez muscular se pueden representar como

$$-\frac{\partial \tau_{in}}{\partial \dot{\mathbf{q}}_h} \equiv D = \begin{bmatrix} D_{ss} & D_{se} \\ D_{es} & D_{ee} \end{bmatrix}, -\frac{\partial \tau_{in}}{\partial \mathbf{q}_h} \equiv R = \begin{bmatrix} R_{ss} & R_{se} \\ R_{es} & R_{ee} \end{bmatrix} \quad (3)$$

donde los subíndices 'ss' y 'ee' denotan los efectos de los músculos monoarticulares del hombro y codo, respectivamente; mientras que 'se' y 'es' de los músculos biarticulares.

La relación entre los pares articulares τ y la fuerza ejercida f en el extremo final está dada por

$$\tau = J_h^T(\mathbf{q}_h) f \quad (4)$$

donde J_h representa la matriz Jacobiana del brazo

$$J_h(\mathbf{q}_h) = \begin{bmatrix} J_{h11} & J_{h12} \\ J_{h21} & J_{h22} \end{bmatrix} \quad (5)$$

con $J_{h11} = -l_{h1} \sin(q_{h1}) - l_{h2} \sin(q_{h1} + q_{h2})$, $J_{h12} = -l_{h2} \sin(q_{h1} + q_{h2})$, $J_{h21} = l_{h1} \cos(q_{h1}) + l_{h2} \cos(q_{h1} + q_{h2})$ y $J_{h22} = l_{h2} \cos(q_{h1} + q_{h2})$.

B. Modelado del robot

La posición del efector final de un robot manipulador de n grados de libertad se describe mediante la cinemática directa, la cual relaciona el vector de posición articular $\mathbf{q}_r \in \mathbb{R}^n$ con el vector $\mathbf{x}_r \in \mathbb{R}^m$ del espacio cartesiano, y está dada por

$$\mathbf{x}_r = \mathbf{k}(\mathbf{q}_r) \quad (6)$$

donde m es la dimensión de su espacio de tarea [14].

La dinámica de un robot manipulador de n grados de libertad que interactúa con su entorno se puede expresar como:

$$M(\mathbf{q}_r) \ddot{\mathbf{q}}_r + C(\mathbf{q}_r, \dot{\mathbf{q}}_r) \dot{\mathbf{q}}_r + \mathbf{g}(\mathbf{q}_r) + \mathbf{f}_r(\dot{\mathbf{q}}_r) = \tau_c - J_r^T(\mathbf{q}_r) \mathbf{f}_e \quad (7)$$

donde $\dot{\mathbf{q}}_r$ es el vector de velocidades articulares, $\ddot{\mathbf{q}}_r$ es el vector de aceleraciones articulares, $M(\mathbf{q}_r)$ es la matriz de inercia, $C(\mathbf{q}_r, \dot{\mathbf{q}}_r)$ es la matriz de fuerzas centrípetas y de Coriolis, $\mathbf{g}(\mathbf{q}_r)$ es el vector de pares gravitacionales, $\mathbf{f}_r(\dot{\mathbf{q}}_r)$ es el vector de pares debidos a la fricción, τ_c representa el vector de pares de control ejercidos por los actuadores, $J_r(\mathbf{q}_r) = \partial \mathbf{k} / \partial \mathbf{q}_r$ es la matriz Jacobiana del manipulador, y \mathbf{f}_e denota el vector de fuerzas de contacto o interacción [15].

C. Proceso de estimación de rigidez

El modelo del brazo (1) tiene la propiedad de ser lineal con respecto a sus parámetros (estructurales Z_i , viscosidad D_{ij} y rigidez R_{ij}), por lo que se puede reescribir como [13]

$$\Phi^T(\ddot{\mathbf{q}}_h, \dot{\mathbf{q}}_h, \mathbf{q}_h) \boldsymbol{\theta} = \tau_{ext} \quad (8)$$

donde $\boldsymbol{\theta}$ es el vector de parámetros desconocidos y Φ_{ij} son funciones de las variables articulares que están definidas como

$$\begin{aligned} \boldsymbol{\theta} &= [Z_1 \ Z_2 \ Z_3 \ D_{ss} \ D_{se} \ D_{es} \ D_{ee} \ R_{ss} \ R_{se} \ R_{es} \ R_{ee}]^T \\ \Phi_{11} &= \ddot{q}_{h1}, \quad \Phi_{31} = \ddot{q}_{h2}, \quad \Phi_{32} = \ddot{q}_{h1} + \ddot{q}_{h2} \\ \Phi_{21} &= [2\ddot{q}_{h1} + \ddot{q}_{h2}] \cos(q_{h2}) - [\dot{q}_{h2}^2 + 2\dot{q}_{h1}\dot{q}_{h2}] \sin(q_{h2}) \\ \Phi_{41} &= \Phi_{62} = \dot{q}_{h1}, \quad \Phi_{51} = \Phi_{72} = \dot{q}_{h2}, \quad \Phi_{61} = \Phi_{71} = 0 \\ \Phi_{81} &= \Phi_{102} = q_{h1} - q_{h1d}, \quad \Phi_{91} = \Phi_{112} = q_{h2} - q_{h2d} \\ \Phi_{101} &= \Phi_{111} = \Phi_{12} = \Phi_{42} = \Phi_{52} = \Phi_{82} = \Phi_{92} = 0 \\ \Phi_{22} &= \ddot{q}_{h1} \cos(q_{h2}) + \dot{q}_{h1}^2 \sin(q_{h2}) \end{aligned}$$

Mediante la generación de la señal externa τ_{ext} y realizando un proceso de regresión de mínimos cuadrados, se estima el vector de parámetros desconocidos $\boldsymbol{\theta}$.

Una vez estimados los componentes R_{ij} , se asume que la matriz de rigidez articular está descrita por la transformación

$$R = J_h^T K J_h \quad (9)$$

Entonces, la rigidez en el espacio cartesiano es dada por

$$K = [J_h^T]^{-1} R J_h^{-1} \quad (10)$$

D. Esquema autosintonizable de control

En los esquemas de control de impedancia existe una relación entre el movimiento del efector final del robot y la fuerza de contacto con su entorno. Esta relación depende de los parámetros de inercia, rigidez y amortiguamiento; y de acuerdo con la selección de éstos, el robot responderá a fuerzas externas de acuerdo a una dinámica bien definida [15].

La impedancia mecánica Z_d está dada por:

$$Z_d(s) = K_d + B_d s + M_d s^2 \quad (11)$$

donde $K_d = \text{diag}\{k_{d1}, \dots, k_{dm}\}$ es la matriz de rigidez, $B_d = \text{diag}\{b_{d1}, \dots, b_{dm}\}$ es la matriz de amortiguamiento y $M_d = \text{diag}\{m_{d1}, \dots, m_{dm}\}$ es la matriz de inercia. Los diferentes comportamientos dinámicos que pueden obtenerse al seleccionar estos parámetros están caracterizados por

$$\omega_n = \sqrt{\frac{k_{di} + k_{ei}}{m_{di}}}, \quad \zeta = \frac{b_{di}}{2\sqrt{m_{di}(k_{di} + k_{ei})}} \quad (12)$$

donde ω_n es la frecuencia natural y ζ es el factor de amortiguamiento, y $K_e = \text{diag}\{k_{e1}, \dots, k_{em}\}$ es la rigidez del entorno [15].

En este trabajo se considera el enfoque presentado en [14] y [15], con el error de impedancia dado por

$$\tilde{\boldsymbol{\xi}} = \tilde{\mathbf{x}} - \mathbf{x}_{f_e} \quad (13)$$

donde $\tilde{\mathbf{x}} = \mathbf{x}_d - \mathbf{x}_r$ y $\mathbf{x}_{f_e} = (K_d + B_d s + M_d s^2)^{-1} \mathbf{f}_e$ es el vector de ajuste, obtenido al filtrar la fuerza de interacción, que se

aplica a la trayectoria de referencia x_d . El objetivo de control consiste en seleccionar τ_c de tal forma que $\lim_{t \rightarrow \infty} \tilde{\xi}(t) = \mathbf{0}$.

Para que este esquema de control sea autosintonizable a la rigidez del usuario, K_e debe tomar los valores de K , generando con ésto que el robot responda de acuerdo a la rigidez del paciente. Por lo tanto, la rigidez cartesiana del usuario debe ser calculada para cada una de las posiciones que toma el brazo conforme se realiza un ejercicio de terapia.

Entonces, eligiendo un comportamiento caracterizado por ζ y ω_n (subamortiguado, críticamente amortiguado o sobreamortiguado) y fijando un valor para m_{d_i} , las componentes de las matrices K_d y B_d se calculan a partir de

$$k_{d_i} = \omega_n^2 m_{d_i} - k_{e_i} \quad (14)$$

$$b_{d_i} = 2\zeta \sqrt{m_{d_i} (k_{d_i} + k_{e_i})} \quad (15)$$

para $i = 1, 2, \dots, m$.

III. RESULTADOS DE SIMULACIÓN

A. Robot manipulador

El modelo utilizado en las simulaciones corresponde al robot MIT-Manus [6] [7] de 2 grados de libertad que se mueve en un plano horizontal, mostrado en la Fig. 1. El movimiento de la articulación q_{r_1} determina la ubicación de los eslabones 1 y 3, mientras que q_{r_2} el movimiento de los eslabones 2 y 4, formando siempre un paralelogramo delimitado por las 4 articulaciones del sistema.

B. Descripción de la tarea

Con la finalidad de validar el esquema autosintonizable se propone que en conjunto el robot y el usuario (paciente) sigan la trayectoria circular determinada por

$$x_d(t) = \begin{bmatrix} 0.4 - 0.15 \cos(\omega t) \\ 0.1 - 0.15 \cos(\omega t) \end{bmatrix} \quad (16)$$

donde $\omega = \pi/4$ rad/s.

Debido a que cada paciente representa un caso particular y su daño a nivel neuromotriz puede ser diferente, las necesidades de rehabilitación nunca serán las mismas para todos, se considera la siguiente clasificación [12], [14]:

- *Modo Pasivo*: en este caso el paciente es incapaz de realizar la trayectoria o ejercicio programado, por lo tanto el robot asiste activamente al usuario guiándolo para realizar todo el movimiento.
- *Modo Activo-Asistido*: aquí el paciente inicia el movimiento pero es incapaz de concluir el ejercicio, por lo que el robot le ayuda a concluir la trayectoria deseada.
- *Modo Activo-Restringido*: en este modo el paciente es capaz de completar el movimiento y la trayectoria seguida será la que el paciente pueda realizar.

C. Resultados

Con la finalidad de mostrar que el esquema de control propuesto funciona de manera correcta y es adecuado para este tipo de aplicaciones, se llevaron a cabo diversas simulaciones con tres sujetos sanos: dos hombres (A y C) y una mujer

(B), todos diestros y con edades entre 28 y 32 años. En la tabla I se muestran los valores utilizados para los parámetros estructurales de cada uno de los usuarios, y en la tabla II se muestran los valores para la matriz de viscosidad y la matriz de rigidez articular, respectivamente.

TABLA I
PARÁMETROS ESTRUCTURALES DE LOS SUJETOS DE PRUEBA

Sujeto	Z_1	Z_2	Z_3
A	0.451	0.158	0.153
B	0.318	0.100	0.104
C	0.403	0.166	0.140

TABLA II
VALORES DE LAS MATRICES DE VISCOSIDAD Y RIGIDEZ ARTICULAR

Sujeto	D_{ss}	D_{se}	D_{es}	D_{ee}	R_{ss}	R_{se}	R_{es}	R_{ee}
A	0.85	0.29	0.29	0.75	12	2.5	2.5	8.8
B	0.78	0.31	0.31	0.68	10.5	2.8	2.8	9.2
C	0.75	0.27	0.27	0.73	11.2	3.3	3.3	9.4

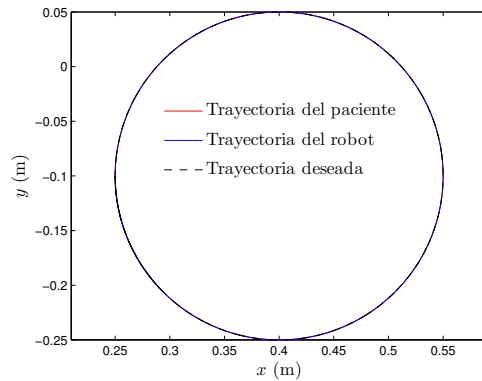


Fig. 2. Trayectoria sin fuerzas de interacción (Modo Pasivo)

Para el proceso de sintonía de la impedancia del controlador se consideró:

- $\omega_n = 15$ rad/s, se propone este valor para asegurar que la matriz K_d sea positiva.
- $m_d = 2$ kg, este valor se propone arbitrariamente y representa la masa aparente del brazo del usuario, se considera la misma para los tres sujetos.
- Para estudiar la respuesta del sistema se analizan:
 - Caso 1: Subamortiguado $\zeta = 0.4$.
 - Caso 2: Sobreamortiguado $\zeta = 1.8$.

El primer ejercicio realizado para cada uno de los sujetos de prueba fue sin interacción (Modo Pasivo), para los tres casos el resultado es el mismo, el robot asiste a la persona para realizar el movimiento. Por lo que las trayectorias del robot y del paciente son iguales a la trayectoria deseada (ver Fig. 2).

Para el caso en que existe siempre interacción (Modo Activo-Restringido) se tienen los casos subamortiguado y sobreamortiguado. En la Fig. 3 se muestra la trayectoria seguida por el usuario A y en la Fig. 4 la seguida por el usuario B. Se puede apreciar que durante la etapa transitoria existen una serie de oscilaciones características del comportamiento de un sistema subamortiguado (Fig. 3), mientras que en el caso sobreamortiguado dichas oscilaciones no existen (Fig. 4), lo cual permite verificar una adecuada autosintonía.

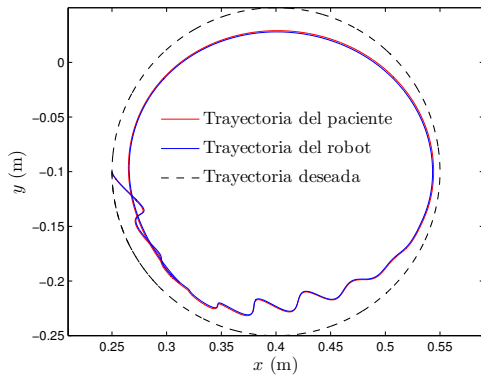


Fig. 3. Trayectoria del usuario A, caso subamortiguado.

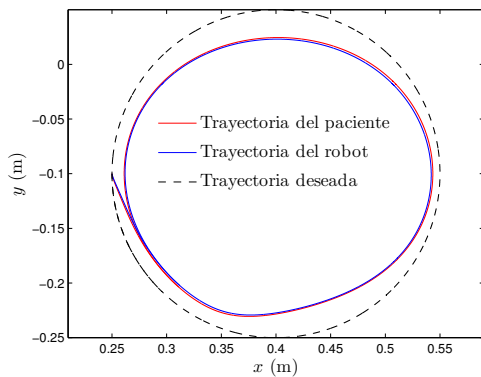


Fig. 4. Trayectoria del usuario B, caso sobreamortiguado.

El comportamiento del vector de ajuste de posición x_{f_e} se muestra en la Fig. 5, nuevamente se aprecian de forma clara los rasgos distintivos de los casos sub- y sobreamortiguado.

Una característica importante para la rehabilitación robótica es que, cuando el usuario ejerce fuerza, el robot debe ser capaz de permitir que él realice su movimiento aunque éste no sea idéntico a la trayectoria deseada, ya que esto representa un reto a vencer para el usuario e impacta directamente en la recuperación de su control neuromotriz. Al observar las gráficas obtenidas, se puede constatar que el controlador

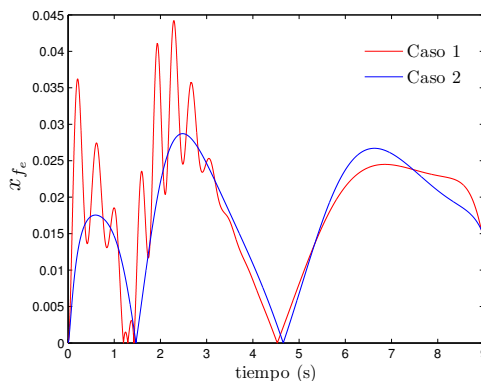


Fig. 5. Norma de los vectores de ajuste de posición para los casos sub- y sobreamortiguado, usuarios A y C.

permite que el usuario realice su trayectoria, mediante el ajuste x_{f_e} sobre la trayectoria deseada; ésto es un punto a favor del controlador de impedancia utilizado para ser aplicado en rehabilitación robótica. Además, la capacidad de autosintonía del esquema favorece a las terapias robóticas, ya que le brinda flexibilidad al sistema para realizar sesiones personalizadas en función de las condiciones de rigidez de cada paciente.

IV. CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO

Se presentó un enfoque de control de impedancia autosintonizable para rehabilitación robótica. Los resultados obtenidos en simulación permiten concluir que la inclusión del proceso de autosintonía en el controlador, presenta un adecuado desempeño y cubre las necesidades requeridas para su aplicación en tareas de interacción humano-robot. Se garantiza una adecuada adaptabilidad ya que esta herramienta permite a los robots ser flexibles con respecto a las características motrices de los diferentes usuarios.

Aunque las pruebas realizadas muestran un comportamiento satisfactorio en la autosintonización de la impedancia del robot, es necesario validar el funcionamiento del sistema de manera experimental con diferentes usuarios, a fin de corroborar su correcto funcionamiento. De igual manera, es necesario validar que se puede realizar la autosintonización del controlador utilizando información extraída de señales EMG.

REFERENCIAS

- [1] <http://www.inn.salud.gob.mx/>, Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía, septiembre 2013.
- [2] R.K. Tong, X. Hu "Service Robotics: Robot-Assisted Training for Stroke Rehabilitation" in *Service Robot Applications*, Austria, In-Tech, 2008.
- [3] <http://www.amevasc.org/>, Asociación Mexicana de Enfermedad Vasculares Cerebrales A.C., septiembre 2013.
- [4] <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs310/en/index.html>, Organización Mundial de la Salud, septiembre 2013.
- [5] <http://www.paho.org/hq/>, Organización Panamericana de la Salud, septiembre 2013.
- [6] H.I. Krebs et al., "Rehabilitation Robotics: Performance-Based Progressive Robot-Assisted Therapy", *Autonomous Robots*, vol. 15, no. 1, pp. 7-20, 2003.
- [7] M.L. Aisen et al., "The Effect of Robot-Assisted Therapy and Rehabilitative Training on Motor Recovery Following Stroke", *Archives of Neurology*, vol. 54, no.4, pp. 443-446, 1997.
- [8] K.L. Moore, A.F. Dalley, A. Agur, "Anatomía con orientación clínica", España, Wolters Kluwer, 2010, pp. 29-36.
- [9] J.D. Enderle, S.M. Blanchard, J.D. Bronzino "Introduction to Biomedical Engineering", San Diego, USA, Elsevier Academic Press, 2005.
- [10] H. Gomi, R. Osu, "Task-Dependent Viscoelasticity of Human Multijoint Arm and Its Spatial Characteristics for Interaction with Environments", *Journal of Neuroscience*, vol. 18, no. 21, pp. 8965-8978, 1998.
- [11] R. Osu, H. Gomi, "Multijoint Muscle Regulation Mechanisms Examined by Measured Human Arm Stiffness and EMG Signals", *Journal of Neurophysiology*, vol. 81, pp. 1458-1468, 1999.
- [12] L. Zollo, D. Formica, E. Guglielmeli, "Bio-inspired Interaction Control of Robotic Machines for Motor Therapy" in *Rehabilitation Robotics*, Sashi S. Kommu Eds., 2007, pp. 619-638.
- [13] H. Gomi, M. Kawato, "Human Arm Stiffness and Equilibrium-Point Trajectory During Multi-Joint Movement", *Biol. Cybern.*, vol. 76, pp. 163-171, 1997.
- [14] D.E. Hernandez, I. Bonilla, D. Campos, M. Mendoza, "Esquema de Control de Impedancia Adaptable para Tareas de Interacción Humano-Robot", Congreso Mexicano de Robótica, 2013, pp. 1-7.
- [15] M. Mendoza, I. Bonilla, F. Reyes, E. González-Galván, "A Lyapunov-Based Design Tool of Impedance Controllers for Robot Manipulators", *Kybernetika*, vol. 48, no.6, pp. 1136-1155, 2012.