

ADAPTACIÓN DE TRAYECTORIAS Y SIMULACIÓN DE UN ROBOT PLANAR EN UN SISTEMA DE NEUROREHABILITACIÓN MOTRIZ DE PACIENTES CON ENFERMEDAD CEREBRO VASCULAR

L.F. Monrreal Arellano, J. A. Rojas Estrada*, M. A. Ochoa Villegas, R. Sanjuan Galindo

División de Estudios de Posgrado e Investigación

Posgrado en Ingeniería

Tecnológico Nacional de México / Instituto Tecnológico de Nuevo León, Av. Eloy Cavazos 2001,

Guadalupe, N.L. 67170

Tel. 81 8157 0500

Fernando.monreal91@hotmail.com

*Autor de correspondencia: juan.antonio.rojas@itnl.edu.mx

RESUMEN.

Este artículo presenta un sistema para la rehabilitación de pacientes que han sufrido un accidente cerebro vascular y que consiste en la generación y aplicación de trayectorias en un robot planar de 2 GDL. Mediante la aplicación de trayectorias, y por medio del robot, se realizan sesiones de terapias para el brazo del paciente para rehabilitarlo. Comercialmente existen algunas plataformas y por ser de alto costo no están disponibles en los centros de salud. En este trabajo se toma en cuenta el par de reacción del paciente y se refleja en el modelo. Se estudió el modelo dinámico del robot tomando en cuenta la fuerza que ejerce el paciente expresándolo en el modelo global. Se realizaron simulaciones utilizando un controlador PD más retro de velocidad y en los resultados obtenidos se observó el seguimiento de la trayectoria mostrando un cierto grado de error por el efecto de la reacción.

Palabras Clave: Neurorehabilitación, GDL, robot planar

ABSTRACT.

This article presents a system for the rehabilitation of patients who have had a cerebral brain accident and consists of the generation and application of trajectories in a 2 dof planar robot. Through the application of trajectories and by means of the robot, therapy sessions are carried out for the patient's arm to rehabilitate it. Commercially there are some platforms but because they are expensive, they aren't available at the health centers. In this work, the reaction torque of the patient that generate is taken into account and is reflected in the model. The dynamic model of the robot was studied taking into account the force exerted by the patient expressing in the global model. Simulations were carried out using a PD controller plus retro speed and in the results a tracking of the trajectory was achieved for a certain degree of error by the effect of the reaction.

Keywords: neurorehabilitation, DOF, planar robot

1. INTRODUCCIÓN

Actualmente en México ocurren problemas de enfermedad cerebro vascular a una razón de 118 por cada 100,000 habitantes al año. Se conoce como enfermedad vascular cerebral (EVC) a una alteración en las neuronas, que provoca disminución de flujo sanguíneo en el cerebro, acompañada de alteraciones cerebrales de manera momentánea o permanente.

Una de cada 3 personas presenta un grado de discapacidad después de sufrir una EVC[1].

Se ha demostrado, por medio de varios estudios, que los pacientes afectados por las EVC pueden mejorar sus habilidades realizando una apropiada secuencia de rehabilitación la cual se lleva a cabo por medio de ejercicios terapéuticos [2].

Una sesión de terapia consiste en repeticiones de algunos movimientos planeados sistemáticamente que permiten al usuario fortalecer el área afectada, mejorar el funcionamiento del miembro tratado y así como remediar o prevenir deterioros.

Son considerados los principales objetivos de la rehabilitación como el recuperar la fuerza muscular que básicamente es la capacidad del músculo para contraerse y segundo recuperar la resistencia que es la capacidad de realizar el mismo movimiento repetidas veces.

Para llevar a cabo esta sesiones de terapias es necesario la asistencia del fisioterapeuta, quien es el especialista en la recuperación óptima de las secuelas que puede obtenerse de algún accidente; el especialista puede ir dejando que el paciente haga los movimientos completamente solo, ayudar a realizar el ejercicio o incluso asistirlo completamente. Existen diferentes tipos de ejercicios de rehabilitación como los ejercicios de fortalecimiento, estos incrementan la cantidad de fuerza que el músculo puede generar [3].

Estos ejercicios deben realizarse diariamente; sin embargo, esto no siempre es posible y el paciente en ocasiones recibe dos o tres sesiones por semana debido a la poca capacidad que pueden presentar algunos centros de salud que es donde generalmente se llevan a cabo estas secciones de terapia.

Desde hace varios años, diversos tipos de robots se han comenzado a utilizar en el área de medicina como apoyo en rehabilitación para pacientes de accidentes cerebro vasculares, ya que pueden replicar algunos de los movimientos que usan los fisioterapeutas, además de presentar diferentes ventajas como la facilidad para generar un número elevado repeticiones sin necesidad de detenerse así como también el almacenamiento de información objetiva sobre el estado del paciente [4].

Existen dos tipos de robots o dispositivos que se usan en el apoyo de rehabilitaciones, los primeros dispositivos están hechos para alinear el efector final con el usuario (el que se maneja en este proyecto, ver figura 2), y los otros son aquellos que alinean mecánicamente sus articulaciones con las articulaciones del usuario (exoesqueletos), estas son externas al cuerpo y proporcionan fuerza para el movimiento del usuario a una posición [5].

La organización del artículo se presenta de la siguiente forma, en la sección dos se desarrollan y verifican los modelos dinámicos que se emplearon, en la sección tres se muestra el desarrollo de la ley de control que se aplica al manipulador, en la sección cuatro se abarca principalmente la simulación del sistema, y por último en la sección cinco se concluye a partir de los resultados obtenidos.

2. DESARROLLO DEL MODELO DINÁMICO

2.1 Modelo dinámico del manipulador

En la figura 1 se muestra el concepto del robot planar (vista superior) del cual se desarrollará el modelo dinámico siendo l_1 y l_2 las longitudes de los eslabones respectivamente, m_1 y m_2 las masas de cada uno de estos, las distancias del centro de masas están dadas como l_{c1} para el primer eslabón y l_{c2} para el segundo, I_1 e I_2 representan los momentos de inercia respectivamente para cada eslabón, estas se dan debido a la forma y material del que está hecho cada eslabón. Y por último se tienen las posiciones articulares q_1 y q_2 . En figura 2, se observa una vista superior del sistema del paciente y el robot.

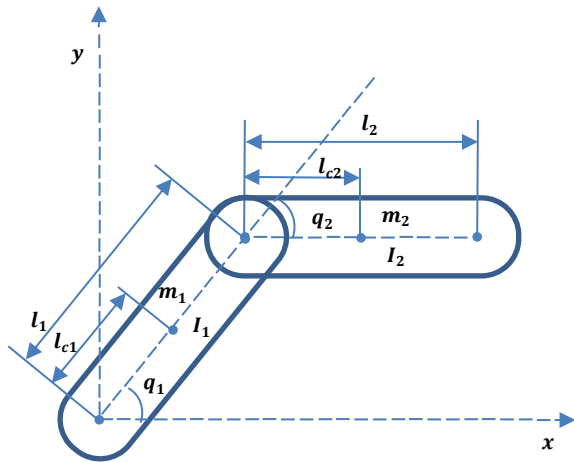


Fig. 1. Robot planar de 2 GDL (vista superior).

Para la obtención del modelo matemático, para el caso particular del robot planar de 2 GDL, se usó la formulación Euler-LaGrange la cual se basa en la obtención del Lagrangiano (L) que representa la diferencia de las energías cinética (K) y la energía potencial (U) [6], una vez que se han aplicado las ecuaciones queda definido por la ecuación 1.

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}} \right) - \left(\frac{\partial L}{\partial \theta} \right) = \tau \quad (1)$$

Después de su aplicación se obtiene por último la ecuación dinámica que modela este tipo de robot manipulador como se expresa en la ecuación 2.

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + G(q) = \tau \quad (2)$$

La cual en su forma compacta matricial quedaría expresada en la ecuación 3.

$$\begin{bmatrix} M_{11}(q) & M_{12}(q) \\ M_{21}(q) & M_{22}(q) \end{bmatrix} \ddot{q} + \begin{bmatrix} C_{11}(q, \dot{q}) & C_{12}(q, \dot{q}) \\ C_{21}(q, \dot{q}) & C_{22}(q, \dot{q}) \end{bmatrix} \dot{q} + \begin{bmatrix} g_1(q) \\ g_2(q) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \end{bmatrix} \quad (3)$$

Donde las siguientes ecuaciones por separado completan la ecuación 3.

$$\begin{aligned} M_{11} &= l_{c1}^2 m + l_1^2 m_2 + m_2 l_{c2} + 2m_2 l_1 l_{c2} (\cos q_2) + I_1 + I_2 \\ M_{12} &= l_{c2}^2 m_2 + m_2 l_1 l_{c2} (\cos q_2) + I_2 \\ M_{21} &= l_{c2}^2 m_2 + m_2 l_1 l_{c2} (\cos q_2) + I_2 \\ M_{22} &= l_{c2}^2 m_2 + I_2 \\ C_{11} &= 2m_2 l_1 l_{c2} (\sin q_2) (\dot{q}_2) \\ C_{12} &= m_2 l_1 l_{c2} (\sin q_2) (\dot{q}_1 + \dot{q}_2) \\ C_{21} &= m_2 l_1 l_{c2} (\sin q_2) (\dot{q}_1) \\ C_{22} &= 0 \\ g_1 &= 0 \\ g_2 &= 0 \end{aligned}$$

Siendo el vector de los pares gravitacionales $G(q)$ igual a cero debido a que el robot planar solo se maneja dentro de las dimensiones x/y, por lo que no existe momento fuera en x ó y.

2.2 Modelo dinámico del brazo humano

Para la simulación del modelo dinámico para el par generado por el brazo humano se tomó la velocidad del robot manipulador como referencia como la entrada al bloque *sign* y combinado con una señal de una función aleatoria se simulan los diferentes pares que puede generar el paciente (τ_{pi}). Esto únicamente para fines de simulación.

2.3 Modelo completo dinámico manipulador-paciente

Podemos definir el movimiento de nuestro robot planar para rehabilitación como el par necesario para generar movimiento en las articulaciones que está compuesto por la suma de dos pares (τ_{pi} y τ_{ri}), donde τ_{p1} y τ_{p2} son los pares generados por la fuerza humana del brazo y el hombro respectivamente mientras que los pares mecánicos τ_{r1} y τ_{r2} son generados por

cada uno de los actuadores para cada eslabón; esta se expresan de la siguiente forma:

$$\tau_1 = \tau_{p1} + \tau_{r1} \quad (5)$$

$$\tau_2 = \tau_{p2} + \tau_{r2} \quad (6)$$

Sustituyéndolos en la ecuación (2) quedaría expresada de la siguiente forma en (7).

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + G(q) = \tau_{pi} + \tau_{ri} \quad (7)$$

Una vez que se ha validado nuestro modelo dinámico se procede a llevarlo a ecuaciones de estado, en las cuales las variables de estado que quedaron representadas son la posición (x_1) y la velocidad (x_2), por lo que las ecuaciones 9 y 10 quedan como:

$$\dot{x}_1 = x_2 \quad (9)$$

$$\dot{x}_2 = M^{-1}(\tau - Cx_2 - G) \quad (10)$$

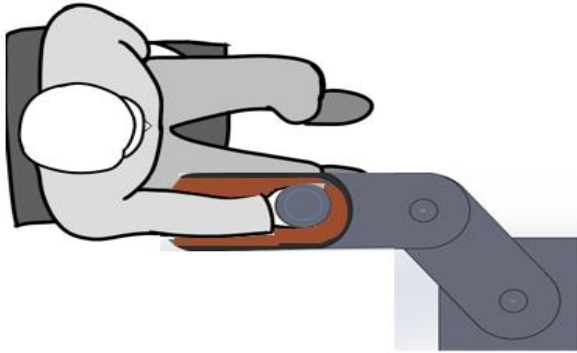


Fig. 2. Vista superior sistema paciente/robot de 2GDL

3. CONTROL

En cuanto al control de posición angular para el manipulador, se tuvo en cuenta que el robot debería de realizar movimientos relativamente lentos las cuales serían generadas de una velocidad y una aceleración pequeñas.

Para su aplicación se utilizó un control proporcional más retroalimentación de velocidad, ya que el control P puro no garantiza el cumplimiento del objetivo de control de posición en sistemas cuyos modelos dinámicos varían el valor de su entrada constantemente.

Considerando los pares mecánicos generados los términos de la diferencia entre error de la posición y la derivada de la posición, ambas multiplicadas por matrices simétricas positivas definidas conocidas como ganancia de posición K_p y velocidad K_v respectivamente quedando expresado en (11) de la siguiente manera:

$$\tau = K_p \tilde{q} + K_v \dot{q} \quad (11)$$

Mientras que el error de posición se entiende como la diferencia entre la posición deseada y la posición actual, por lo que queda escrita en (12).

$$\tilde{q}_i = q_{di} - q_i \quad (12)$$

Expresando el modelo por medio del software matlab, como se muestra en la figura 3, donde dentro de bloque de función de matlab fue colocado nuestro modelo dinámico escrito en su forma de variable de estado y siendo nuestra posición deseada dada por una secuencia de puntos en intervalos pequeños generando una trayectoria [7].

Para las trayectorias con puntos en (x - y) es necesario su conversión a las posiciones deseadas del eslabón por medio de la solución de la cinemática inversa [6], de la cual se obtienen las posiciones articulares en un archivo de datos, este se utiliza como referencia de entrada mediante un bloque de datos. Ver figura 3.

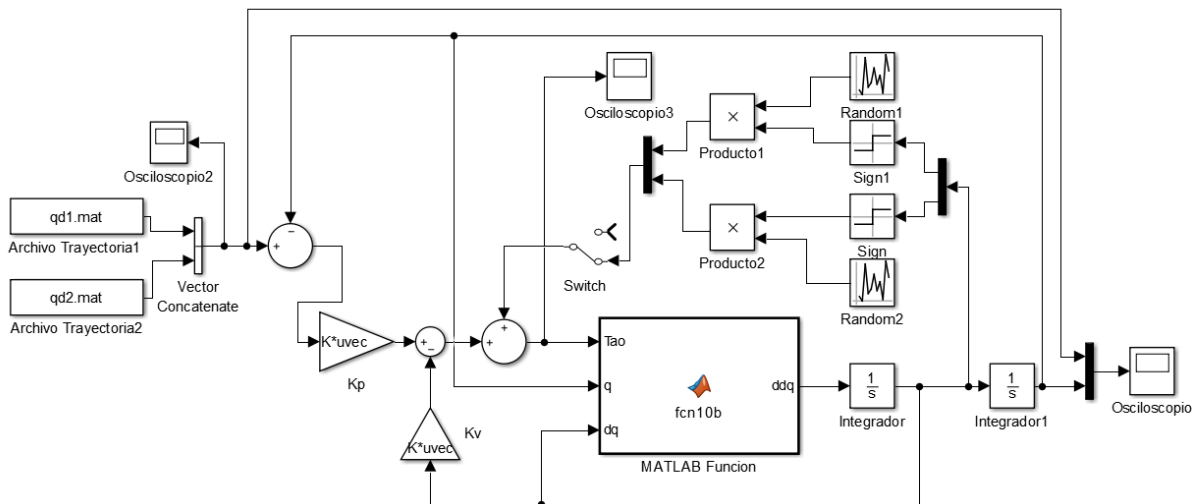


Fig. 3. Esquemas de control en Matlab para el robot de 2GDL

Para el estudio del equilibrio del sistema, se usa el método directo de Lyapunov. Considerando la función candidata de Lyapunov como se ve en (13) [8]. Tomando en cuenta solamente los pares de los actuadores.

$$V(\tilde{q}, \dot{q}) = \frac{1}{2} \dot{q}^T M(q) \dot{q} + \frac{1}{2} \tilde{q}^T K_p \tilde{q} \quad (13)$$

La cual al derivarse con respecto al tiempo queda expresado en (14) de la siguiente forma:

$$\dot{V}(\tilde{q}, \dot{q}) = \dot{q}^T M(q) \ddot{q} + \frac{1}{2} \dot{q}^T \dot{M}(q) \dot{q} + \tilde{q}^T K_p \dot{\tilde{q}} \quad (14)$$

Por lo que al ser sustituido el valor de $M(q)\ddot{q}$ y al reagrupar los términos se puede ver que se cumple con la forma $q^T \left[\frac{1}{2} \dot{M}(q) - C(q, \dot{q}) \right] q = 0$ y por lo tanto la ecuación se puede resumir en (15).

$$\dot{V}(\tilde{q}, \dot{q}) = -\dot{q}^T K_v \dot{q} \quad (15)$$

Por lo que si K_v es una matriz positiva definida se entiende que el valor de $\dot{V}(\tilde{q}, \dot{q}) \leq 0$, por lo que se considera una función de Lyapunov y por lo tanto el origen es estable y las soluciones \tilde{q} y \dot{q} están acotadas [9].

4. SIMULACION Y RESULTADOS

Para la validación de nuestro modelo de control se recurrió al software Matlab para realizar pruebas de la simulación de las trayectorias realizadas. Los datos simulados que se colocaron para cierto robot manipulador se encuentran en la tabla 1.

Tabla 1. Datos para simulación de un robot manipulador.

Descripción	Notación	Valor	Unidad
Longitud del eslabón 1	l_1	0.3	m
Longitud del eslabón 2	l_2	0.3	m
Distancia al centro de masas del eslabón 1	l_{c1}	0.15	m
Distancia al centro de masas del eslabón 2	l_{c2}	0.15	m
Masa del eslabón 1	m_1	7	kg
Masa del eslabón 2	m_2	3	kg
Inercia al centro de masa del eslabón 1	I_1	0.1213	Kg m ²
Inercia al centro de masa del eslabón 2	I_2	0.0116	Kg m ²

En la gráfica de la figura 4 se puede ver la simulación de una trayectoria polinómica que estará siguiendo el robot manipulador y el brazo del paciente.

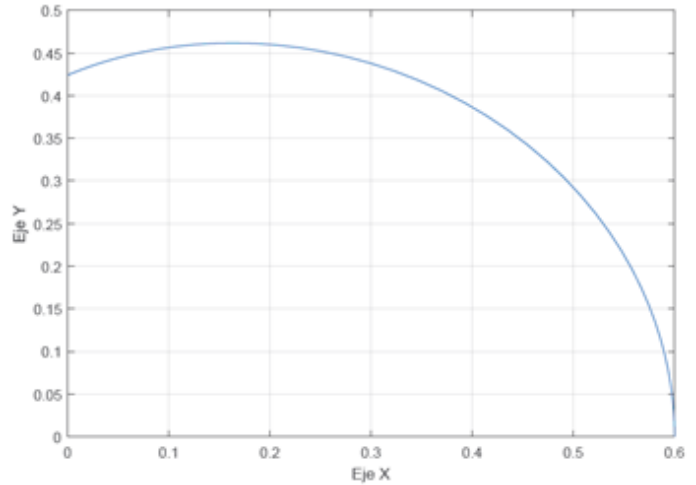
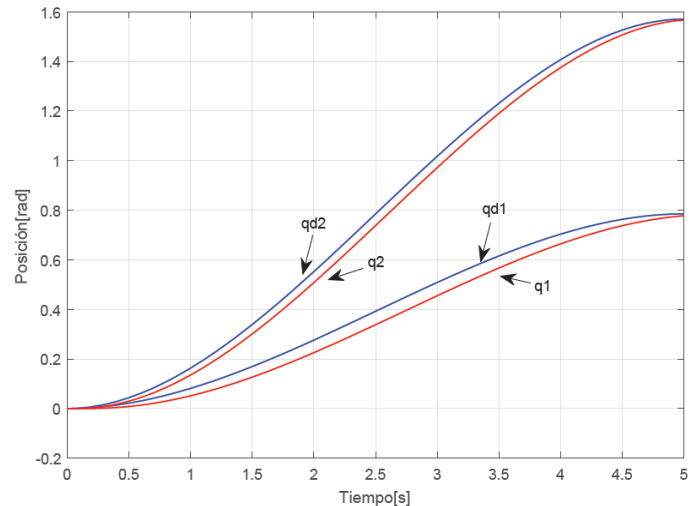


Fig. 4. Gráfica de la trayectoria polinómica en el plano XY

Las trayectorias deseadas tienen velocidades y aceleraciones angulares muy pequeñas que están determinadas dentro de un tiempo de ciclo, en este caso de 5 segundos.

En la figura 5, se aprecia la posición deseada y las posiciones generadas para las posiciones de las articulaciones.

Fig. 5. Gráfica de posición de las articulaciones.



En las pruebas experimentales, el valor de la posición angular obtenida (q_{ai}) reflejará, mediante los sensores, el deseo del paciente de extender o flexionar las articulaciones con una determinada fuerza.

El error de posición se entiende como la diferencia entre la posición deseada y la actual, para esta sección de simulación, este caso en particular, puede verse representado en la gráfica de la figura 6.

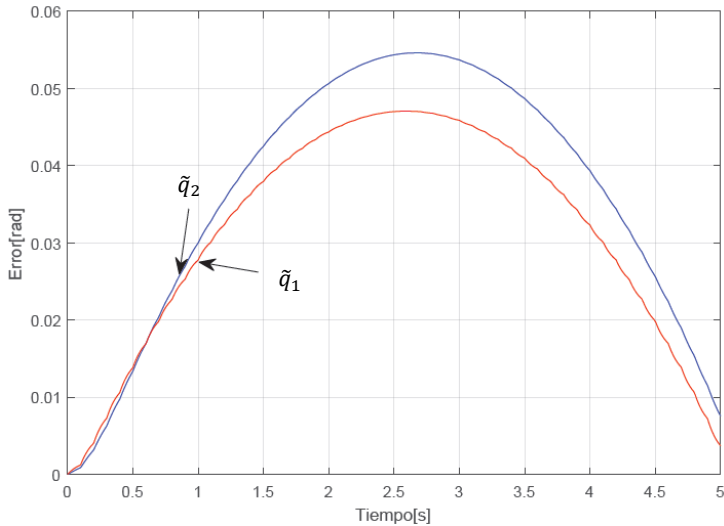


Fig. 6. Gráfica del error de posición

En la figura 7 se muestran la simulación de los pares aplicados por parte del manipulador (τ_{ri}) durante el ciclo.

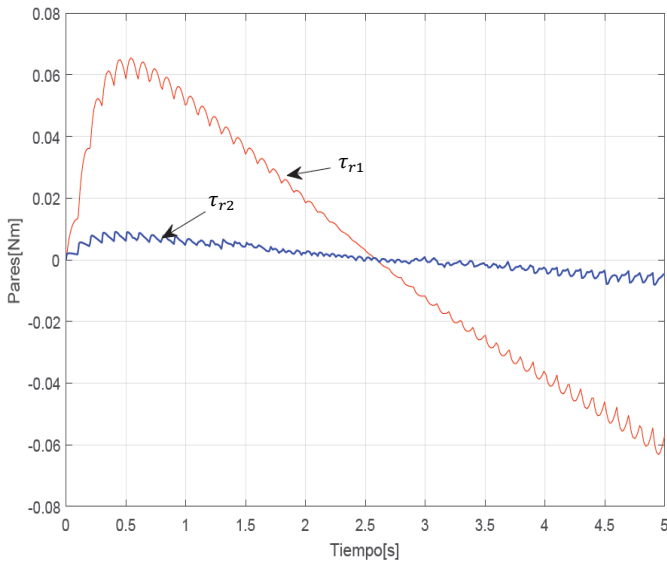


Fig. 7. Gráfica de pares aplicados por el manipulador τ_{ri}

Mientras que en la gráfica 8 se puede ver la simulación de los pares generados por parte de los actuadores τ_{ri} y el par de reacción aplicado por el paciente (τ_{pi}), el cual es simulado por la función descrita en el punto 2.2 de la sección 2.

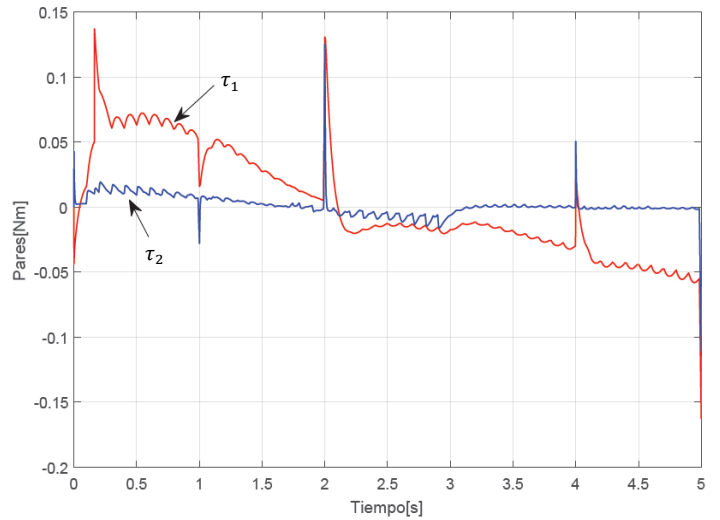


Fig. 8. Gráfica de los pares aplicados por el manipulador τ_{ri} y los pares del paciente τ_{pi}

En la figura 8 se observan desviaciones de los pares con respecto a los pares presentados en la gráfica de la figura 7.

5. CONCLUSIONES

El tema abordado aporta de manera importante a los sistemas de rehabilitación, dando como resultado nuevas búsquedas por la innovación en apoyo a estas áreas. El tema principal de este artículo es el de la proposición de una aplicación práctica a la generación de trayectorias en apoyo a la rehabilitación por medio de un robot de 2 GDL. Un estudio completo que comprende el análisis matemático del modelo dinámico y el diseño del controlador de un sistema que consiste en un robot de 2 GDL con efector final, resulta útil para la aplicación de terapias, estableciendo un sistema disponible de referencia para futuros proyectos que tomen en cuenta la interacción con el paciente.

Por medio de la simulación de matlab se puede observar el grado del error que se genera al tratar de dar seguimiento a la trayectoria deseada teniendo en cuenta los diferentes pares que ejerce el usuario, por lo que se espera tienda a minimizarse conforme se lleven a cabo las sesiones ya en una aplicación real. Esto quiere decir que, en la medida que el paciente se somete a neurorehabilitación, al ir recobrando la acción motriz tratará de oponer menos resistencia a la trayectoria ejecutada por el robot.

La variación en los pares mecánicos del manipulador tomando en cuenta los pares externos ejercidos por el paciente es dependiente del tiempo de duración de la trayectoria seleccionada, lo cual se interpreta como una mayor o menor resistencia por parte del paciente.

AGRADECIMIENTOS:

Fernando Monrreal Arellano, agradece el apoyo de beca No.889446 del CONACyT y parcialmente al proyecto de TecNM 6772.18-P convocatoria 2018-2.

6. REFERENCIAS.

- [1] Recuperado de www.imss.gob.mx/salud-en-linea/enfermedad-vascular-cerebral. consultada el 25/05/2019.
- [2] Poli P., Morone G., Rosati G., and Masiero S. (2013) "Robotic Technologies and Rehabilitation: New Tools for Stroke Patients' Therapy", *BioMed Research International* <http://dx.doi.org/10.1155/2013/153872>.
- [3] Glynn, A., Fiddler, H., 2009. "The physiotherapist's pocket guide to exercise, assessment, prescription and training". ELSEVIER.
- [4] Rodríguez L, Cano R, Cuesta A, Alguacil I, Molina F. (2014), "Terapia robótica para la rehabilitación del miembro superior en patología neurológica", ELSEVIER <https://doi.org/10.1016/j.rh.2014.01.001>.
- [5] Gopura R, Bandara D, Kiguchi K, Man G. (2015), "Developments in Hardware Systems of Active Upper-Limb Exoskeleton Robots", ELSEVIER <http://dx.doi.org/10.1016/j.robot.2015.10.001>.
- [6] Kelly, R., Santibañez, V. y Loria, A. Control of robot manipulators in joint space, Springer-Verlag, 2005.
- [7] Ortega R., Loria A., Nicklasson P. J., Sira-Ramirez H., 1998, "Passivity-based control of Euler-Lagrange Systems Mechanical, Electrical and Electromechanical Applications", Springer-Verlag: London.
- [8] Craig J. J., *Robótica tercera edición*, Pearson, 2006
- [9] Spong, M., y Vidyasagar, M., *Robot dynamics and control*, Wiley India, 2008.