

# **DISEÑO Y ANÁLISIS CINEMÁTICO DE UN ROBOT PARALELO PARA REHABILITACIÓN DE CADERA**

***Fabio Abel Gómez Becerra***

Tecnológico Nacional de México/Instituto tecnológico José Mario Molina Pasquel y Henríquez  
*fabio.gomez@tecvallarta.edu.mx*

***Andrés Blanco Ortega***

Tecnológico Nacional de México/Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico  
*andres.blanco@cenidet.edu.mx*

***Cesar H. Guzmán Valdivia***

Universidad Autónoma de Zacatecas  
*cesar.gzm@uaz.edu.mx*

***Rodrigo Oliver Delgado Arcega***

Tecnológico Nacional de México/Instituto tecnológico José Mario Molina Pasquel y Henríquez  
*rodrigo.delgado@tecvallarta.edu.mx*

***Julio Cesar Robles***

Tecnológico Nacional de México/Instituto tecnológico José Mario Molina Pasquel y Henríquez  
*julio.robles@tecvallarta.edu.mx*

## **Resumen**

En la vida cotidiana se presentan problemas que debilitan los músculos debido a situaciones como: una edad avanzada, accidentes o enfermedades. Esta debilidad o pérdida de movilidad, ocasiona rigidez en las articulaciones lo que ocasiona pérdida en el rango de movimiento.

Para recuperar la capacidad de movimiento, los músculos débiles podrían fortalecerse utilizando dispositivos de rehabilitación o tratamiento ortopédico. La creciente necesidad actual de aplicación de terapias de rehabilitación y la falta de

clínicas y personal especializado aumenta la necesidad de implementar robots que realicen estas tareas que resultan repetitivas y cansadas para el fisioterapeuta.

En este artículo se presenta el diseño y análisis cinemático de un robot paralelo para rehabilitación de la cadera de tres grados de libertad que proporciona los seis movimientos que se requieren: flexión-extensión, abducción-aducción, y rotación interna-externa.

El robot paralelo propuesto consta de tres actuadores conformados de un motor de CD acoplado a una corredera lineal accionada por un tornillo sinfín, cada actuador está colocado en cada uno de los tres ejes cartesianos X, Y y Z. Se presentan resultados de simulación del análisis cinemático utilizando programas especializados.

**Palabra(s) Clave:** Robot paralelo, rehabilitador de cadera, análisis cinemático.

## **Abstract**

*In activities of daily living problems are presented that weaken muscles due to situations such as: an advanced age, accidents or illness. This weakness or loss of mobility causes stiffness in the joints resulting in loss of range of motion.*

*To regain movement capacity, weak muscles could be strengthened using rehabilitation or orthopedic devices. The growing need for rehabilitation therapies and the lack of clinics and specialized personnel increases the need to implement robots that perform these tasks that are repetitive and tire for the physiotherapist.*

*This paper presents the kinematic design and analysis of a parallel robot for hip rehabilitation of three degrees of freedom that provides the six movements that are required: flexion-extension, abduction-adduction, and internal-external rotation.*

*The proposed parallel robot consists of three actuators consist of a CD motor coupled to a linear guide system; each actuator is placed in each of the three Cartesian axes X, Y and Z. Some simulation results of analysis using specialized software are presented.*

**Keywords:** *Parallel robot, hip rehabilitation, kinematics analysis.*

## **1. Introducción**

La articulación de la cadera es la que une el miembro inferior con la pelvis, dotando de gran amplitud y movilidad al cuerpo. La articulación está revestida por cartílago, rodeada de músculos y tendones. Cuenta con estas estructuras para proporcionar soporte, estabilidad y facilitar el movimiento.

Enfermedades degenerativas como la artritis, la artrosis, la artritis tuberculosa, la artritis reumatoide y enfermedades como el lupus eritematoso diseminado, tienden a producir lesiones en la zona de la cabeza femoral (cadera), reduciendo su movilidad y funcionalidad. Los síntomas más comunes en las patologías de cadera son dolor, rigidez e incapacidad; lo que se conoce como la limitación funcional. Los dolores de rodilla que no encuentran explicaciones locales son a menudo secundarios de una afección de la cadera [1].

Según la Asociación Americana de Fisioterapia (American Physical Therapy Association), el objetivo de la fisioterapia es mejorar la movilidad, recuperar las funciones, mitigar el dolor y prevenir más lesiones y daños usando una gran diversidad de métodos, entre los que se encuentran la rehabilitación activa, pasiva y asistida.

El accidente cerebrovascular es una de las principales causas de incapacidad, tan solo en Estados Unidos, de acuerdo con la National Stroke Association, cada año cerca de 730.300 personas sufren un accidente cerebrovascular y aproximadamente dos tercios de estos individuos sobreviven y requieren rehabilitación [2]. Aproximadamente el 80 por ciento de los sobrevivientes de los accidentes cerebrovasculares presentan un déficit motor temprano, con un 50 por ciento de déficit crónico. Alteraciones tales como espasticidad, debilidad, pérdida de amplitud de movimiento y fuerza disminuida.

Para recuperar la capacidad de movimiento, los músculos débiles podrían fortalecerse utilizando dispositivos de entrenamiento de rehabilitación o tratamiento ortopédico [3, 4]. Sin embargo, el proceso de fortalecimiento de los músculos a sus valores normales requiere tiempo y paciencia.

Los dispositivos robóticos que se han diseñado y propuesto por múltiples investigadores tienen el potencial de proporcionar herramientas para facilitar la

recuperación funcional, reducir el costo del tratamiento y una mayor accesibilidad a terapias de rehabilitación.

Normalmente, las personas que tienen problemas de movimientos en los brazos o en las piernas requieren de períodos de sesión de fisioterapia, que implica una serie de movimientos físicos reiterados y habituales que con la ayuda de un fisioterapeuta pueden recuperar sus facultades físicas en su totalidad [5].

Las pocas propuestas de mecanismos de rehabilitación de cadera que existen a la fecha son capaces, algunos, de realizar todos los movimientos de la cadera, sin embargo, resultan dispositivos muy complicados de fabricar debido a que han utilizado más de tres grados de libertad para lograr la cobertura de los seis movimientos, trayendo como consecuencia el utilizar una mayor cantidad de actuadores, aumentando el costo de fabricación y por lo tanto el precio de venta del mismo [6, 7].

En el presente trabajo, se propone un robot de 3 grados de libertad (gdl) con aplicación en el área de rehabilitación de extremidades inferiores, se utilizó un sistema cartesiano, (ejes X, Y y Z), el cual realiza todos los movimientos necesarios para la rehabilitación de cadera, flexión, extensión, abducción, aducción, rotación interna y rotación externa.

Se presenta el diseño propuesto que cumple con las especificaciones de los movimientos requeridos en la rehabilitación de extremidades inferiores. Como primer análisis se obtiene la cinemática para determinar el espacio de trabajo contemplando movimientos acoplados para validar que se cubre el rango de movimiento para cada articulación, aplicando el método de Denavit-Hartenberg.

## **2. Métodos**

Para cumplir el objetivo de rehabilitar la cadera existe la necesidad de cubrir los movimientos de otras articulaciones, ejemplo, flexión-extensión de rodilla, por lo que esto incrementa el grado de complejidad del sistema de rehabilitación [8].

El sistema de rehabilitación propuesto en el presente trabajo consta de tres correderas lineales actuando cada una de ellas en los tres ejes cartesianos, figura 1.



Figura 1 Rehabilitador de cadera de 3 gdl con guías lineales como actuadores.

Para cumplir el objetivo de rehabilitar la cadera existe la necesidad de cubrir los movimientos, forzosamente, de otras articulaciones, ejemplo, rodilla, por lo que esto incrementa el grado de complejidad del sistema de rehabilitación, figura 2.

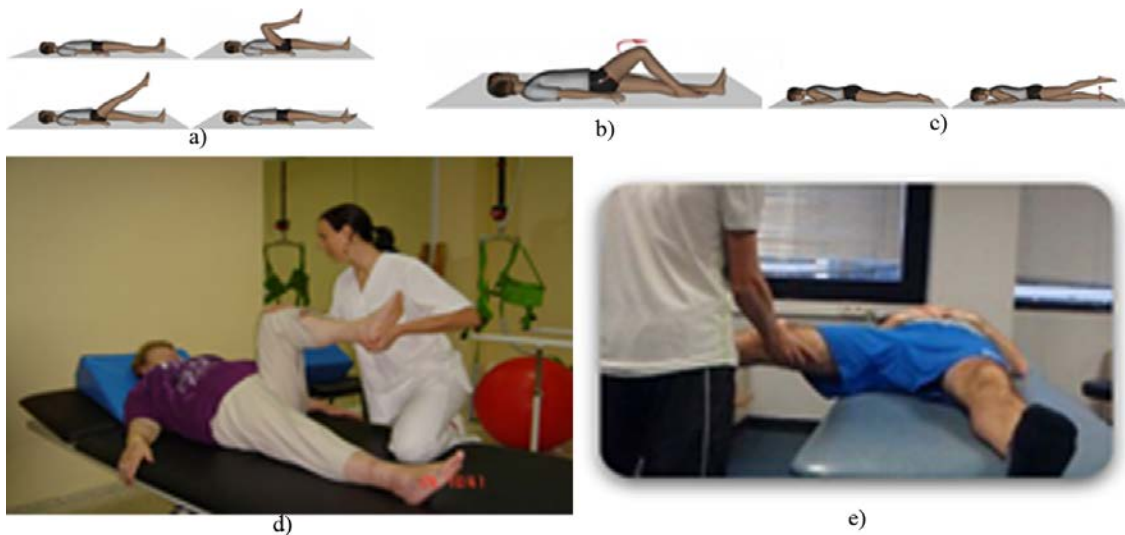


Figura 2 Movimientos de la cadera y rehabilitación asistida.

Los requerimientos que se tomaron en cuenta para el diseño del prototipo de rehabilitación de cadera son:

- Que realice los seis movimientos de la cadera.
- Que realice movimientos combinados: flexión cadera-rodilla.

- Que considere características de pacientes promedio (W, Longitud de extremidades. etc.).
- Que utilice componentes estándar.
- Que evite utilizar componentes personalizados.
- Que cuente con paro de emergencia accesible al paciente y desde el controlador.
- Que minimice la cantidad de actuadores a utilizar.

La cadera es una articulación compuesta por una bola y una cavidad que permite 3 rangos de movimientos: flexión:  $0^\circ < \alpha < 45^\circ$ ; extensión:  $0^\circ < -\theta < 20^\circ$ ; abducción:  $0^\circ < \alpha < 45^\circ$ ; aducción:  $0^\circ < -\alpha < 15^\circ$ ; rotación interna:  $0^\circ < \beta < 45^\circ$ ; rotación externa:  $0^\circ < -\beta < 15^\circ$ . [9], ver figura 3. El robot paralelo de rehabilitación para cadera que se diseñó consta de tres correderas lineales, actuando cada una de ellas en los tres ejes cartesianos, figura 4.

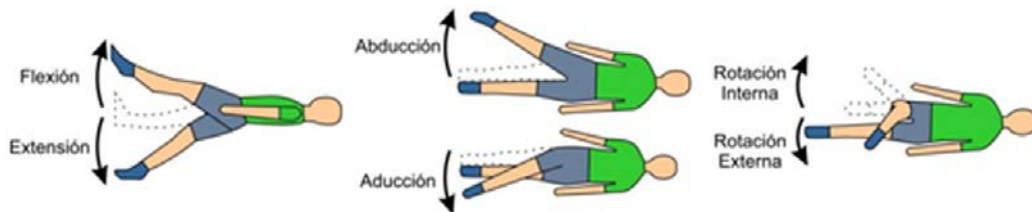


Figura 3 Movimientos de rehabilitación de la cadera.

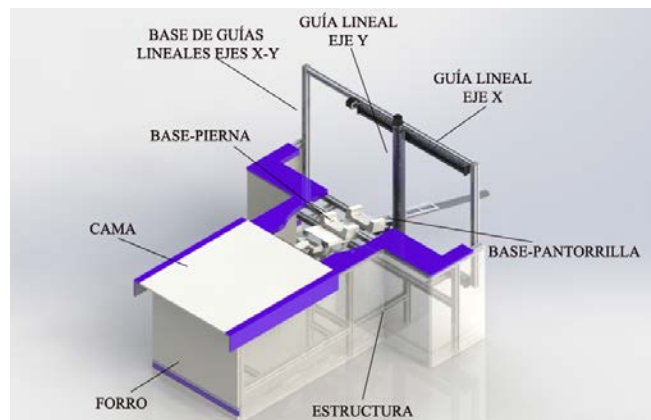


Figura 4 Componentes del robot paralelo para rehabilitación de cadera.

Siguiendo el algoritmo de Denavit-Hartenberg (DH), se pueden obtener los parámetros del sistema base-pierna, base-pie para los movimientos de rotación y abducción-aducción de la cadera, el diagrama de cuerpo libre que muestran los sistemas de referencia adyacentes a cada eslabón se puede apreciar en la figura 5. Los valores de los parámetros DH del sistema en cuestión se muestran en la tabla 1.

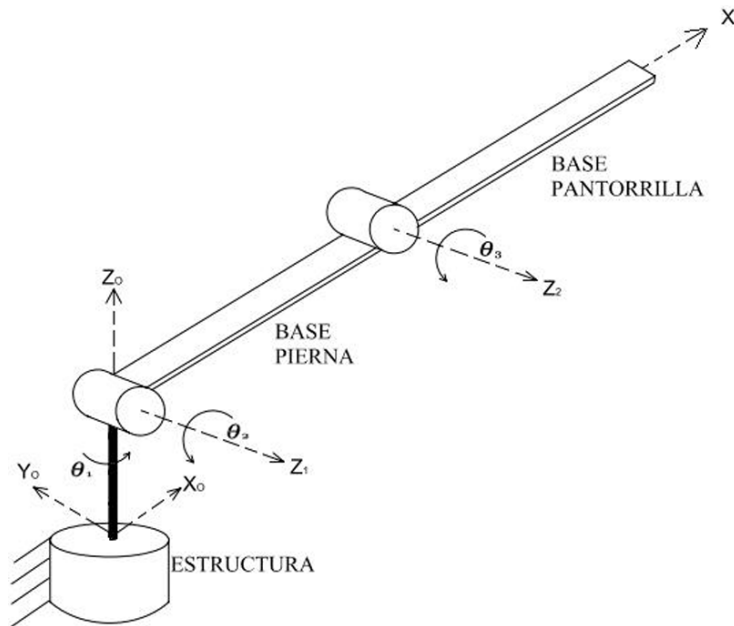


Figura 5 Diagrama de cuerpo libre del rehabilitador de cadera.

Tabla 1 Parámetros DH del mecanismo de movimiento de rotación.

Eslabón	$\theta_i$	$d_i$	$a_i$	$\alpha_i$
1	$\theta_1$	$l_1$ (0.05 m)	0	90°
2	$\theta_2$	0	$l_2$ (0.40 m)	0
3	$\theta_3$	0	$l_3$ (0.60 m)	0

Con los parámetros de la tabla 1, se obtienen las matrices de transformación para cada eslabón:

- Eslabón 1, ecuación 1.
- Para el eslabón 2, ecuación 2.
- Eslabón 3, ecuación 3.

$${}^0A_1 = \begin{bmatrix} C_1 & 0 & S_1 & 0 \\ S_1 & 0 & -C_1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & l_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

$${}^1A_2 = \begin{bmatrix} C_2 & -S_2 & 0 & l_2C_2 \\ S_2 & C_2 & 0 & l_2S_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2)$$

$${}^2A_3 = \begin{bmatrix} C_3 & -S_3 & 0 & l_3C_3 \\ S_3 & C_3 & 0 & l_3S_3 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

Donde  $C_i = \cos \theta_i$  y  $S_i = \sin \theta_i$

Con las matrices (ecuaciones 1 a 3) se obtiene la matriz de transformación total del mecanismo mediante la ecuación 4.

$$T = {}^0A_1 {}^1A_2 {}^2A_3 \quad (4)$$

Sustituyendo las matrices de cada eslabón se tiene:

$$T = \begin{bmatrix} C_1 & 0 & S_1 & 0 \\ S_1 & 0 & -C_1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & l_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} C_2 & -S_2 & 0 & l_2C_2 \\ S_2 & C_2 & 0 & l_2S_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} C_3 & -S_3 & 0 & l_3C_3 \\ S_3 & C_3 & 0 & l_3S_3 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5)$$

Desarrollando:

$$T = \begin{bmatrix} C_1C_2C_3 - C_1S_2S_3 & -C_1C_2S_3 - C_1S_2C_3 & S_1 & l_3C_1C_2C_3 - l_3C_1S_2S_3 + l_2C_1C_2 \\ S_1C_2C_3 - S_1S_2S_3 & -S_1C_2S_3 - S_1S_2C_3 & -C_1 & l_3S_1C_2C_3 - l_3S_1S_2S_3 + l_2S_1C_2 \\ S_2C_3 + C_2S_3 & -S_2S_3 + C_2C_3 & 0 & l_3S_2C_3 + l_3C_2S_3 + l_2S_2 + l_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (6)$$

Comparando la matriz (ecuación 7), con la matriz de la ecuación 6, se observa que las coordenadas del efector final estarán dadas por las ecuaciones 8, 9 y 10, mismas que determinan el modelo cinemático directo del mecanismo.



$${}^R T_{H\_stanford} = \begin{bmatrix} n_x & o_x & a_x & p_x \\ n_y & o_y & a_y & p_y \\ n_z & o_z & a_z & p_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (7)$$

$$p_x = L_3 C_1 C_2 C_3 - l_3 C_1 S_2 S_3 + l_2 C_1 C_2 \quad (8)$$

$$p_y = l_3 S_1 C_2 C_3 - l_3 S_1 S_2 S_3 + l_2 S_1 C_2 \quad (9)$$

$$p_z = l_3 S_2 C_3 + l_3 C_2 S_3 + l_2 S_2 + l_1 \quad (10)$$

### 3. Resultados

En virtud de que el sistema de rehabilitación de cadera consta de tres actuadores de corredera lineal una en cada eje X, Y y Z, interesa únicamente la posición del efector final, se toman para la simulación de cada movimiento de cadera las ecuaciones 8, 9 y 10.

Para el movimiento de rotación interna y externa, las gráficas de resultados se aprecian en la figura 6.

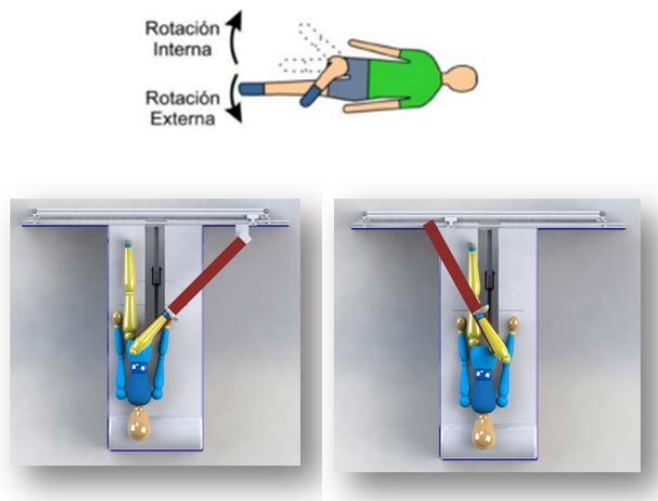
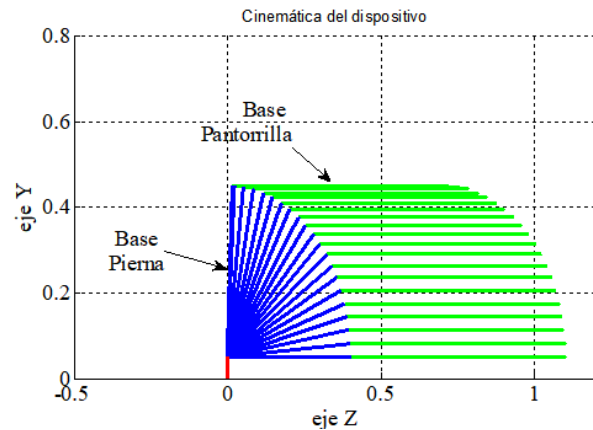


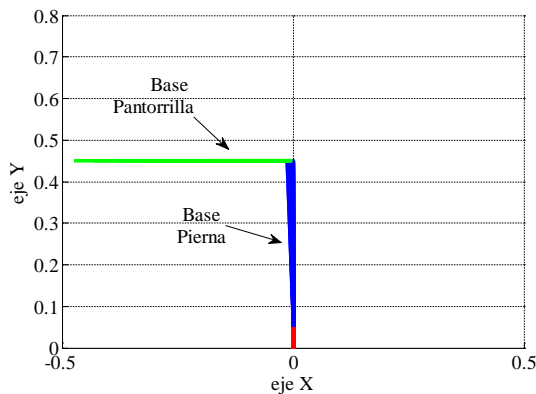
Figura 6 Robot de rehabilitación en posiciones de rotación interna y externa.

Para el movimiento de rotación, figura 7, la base que soporta la pierna se gira en su perno de rotación por acción de la guía lineal en el eje Z, hasta un ángulo de 90°. La base de la pantorrilla es elevada por la guía lineal en el eje Y, una

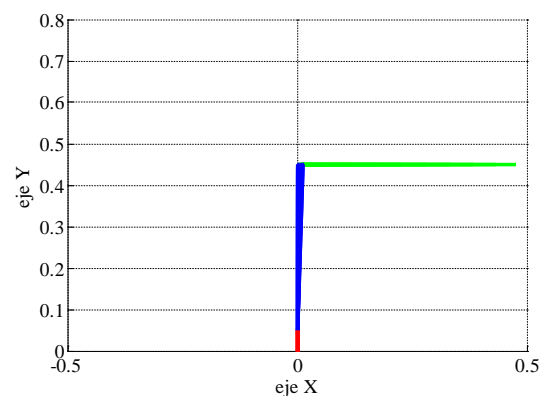
distancia  $l \sin \theta$ , donde  $l$  es la longitud de la base pierna y  $\theta$  es el ángulo con respecto a la horizontal, con la finalidad de mantener la base pantorrilla horizontalmente, por último, la guía lineal del eje X gira la cadera hacia adentro o hacia afuera del plano del cuerpo del paciente dependiendo si se trata de rotación interna o externa, ver figura 3 y 6.



a) Posición de eslabones para el movimiento de flexión con la pantorrilla horizontalmente



b) Rotación externa.



c) Rotación interna.

Figura 7 Posición de eslabones para el movimiento de flexión con la pantorrilla.

### Para el movimiento de flexión y extensión

En el movimiento de flexión la corredera en el eje Z hace girar la pierna con un ángulo no mayor a  $120^\circ$ , mientras que la guía lineal en el eje Y levanta la pantorrilla haciéndola permanecer completamente paralela a la horizontal durante todo el movimiento, figuras 8 y 9.

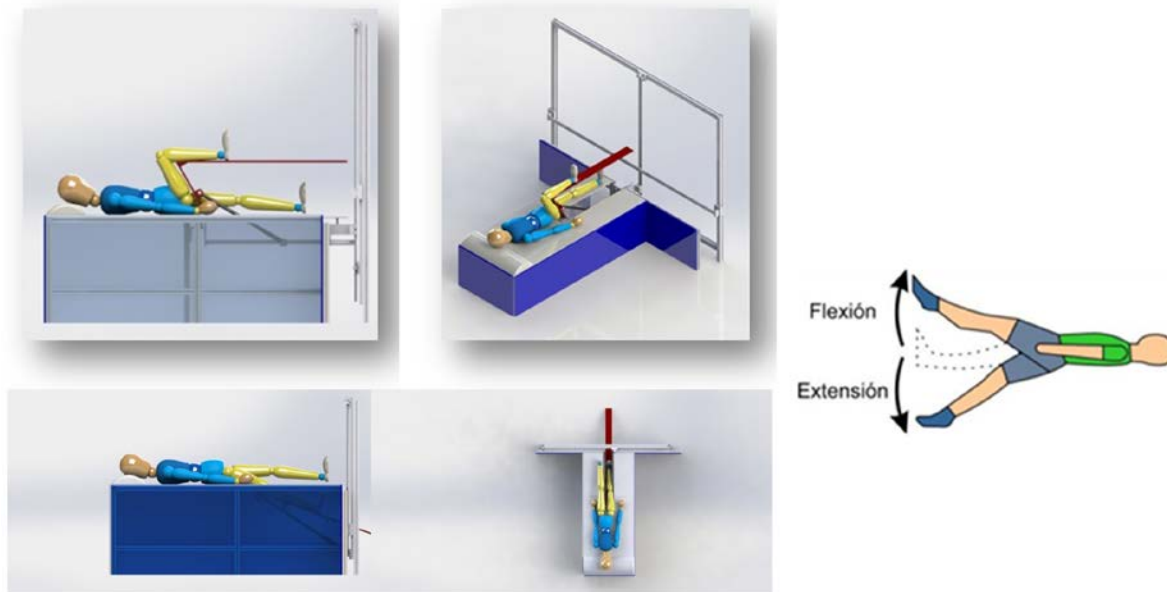


Figura 8 Robot de rehabilitación en posiciones de flexión-extensión.

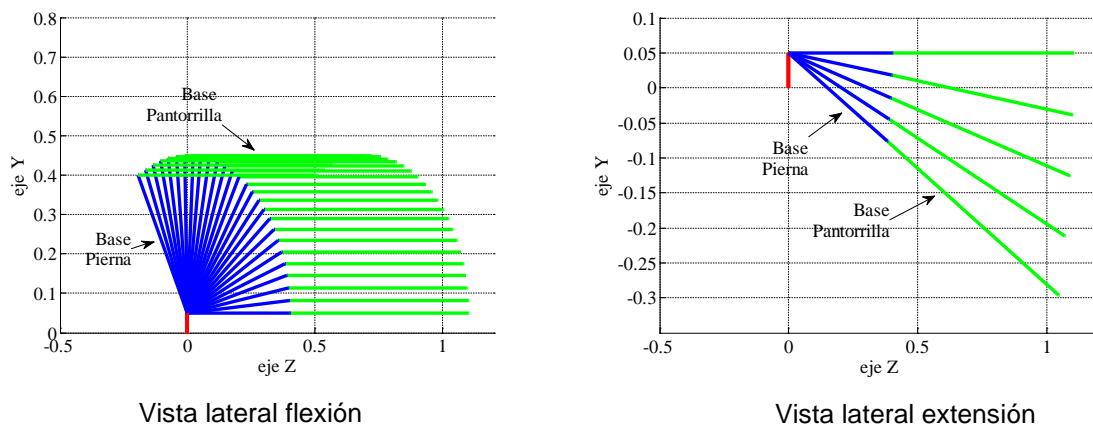


Figura 9 Graficas de los movimientos de flexión-extensión.

### Para el movimiento de abducción y aducción

En el movimiento de abducción - aducción, figura 10, la base pierna es elevada un ángulo de 10 grados, por acción de la guía lineal del eje Z, mientras la base pantorrilla es elevada por la guía lineal del eje Y, de tal manera que permanezca alineada con la base pierna; entonces la guía lineal del eje X desplaza ambas bases hacia dentro del cuerpo, abducción, y hacia fuera del cuerpo, aducción.

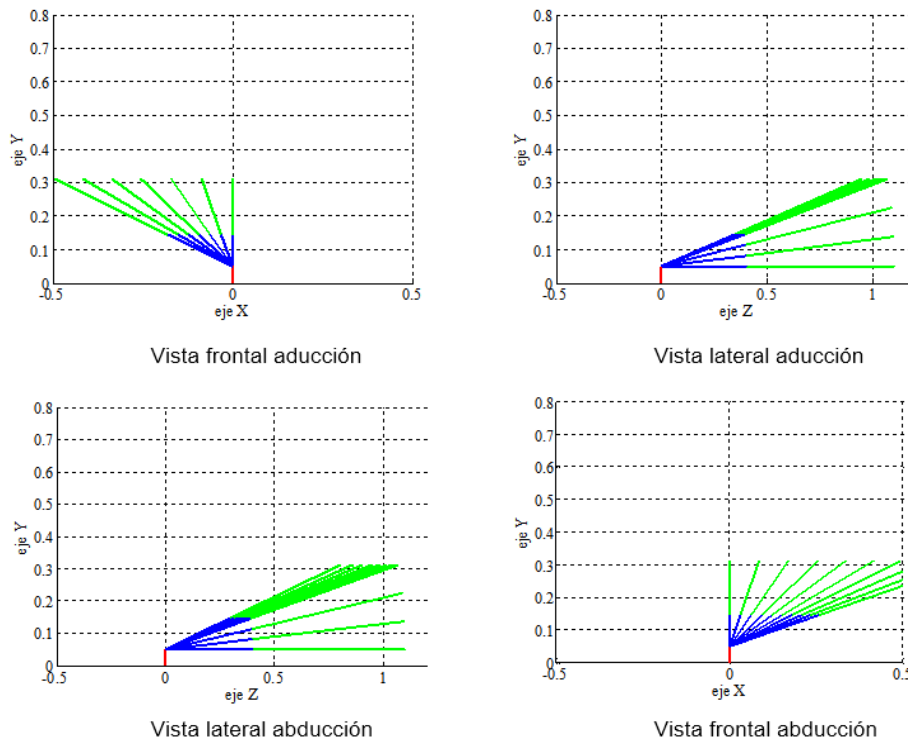


Figura 10 Movimientos de abducción-aducción.

#### 4. Discusión

El presente trabajo muestra el diseño de un robot paralelo para rehabilitación de la cadera, considerando los mismos grados de libertad (3 gdl) que tiene la articulación de la cadera. Al ser un robot del tipo paralelo representa cierto grado de complejidad su análisis cinemático.

Este dispositivo también puede ser considerado como un robot serie al poder realizar un análisis cinemático con apoyo del algoritmo de Denavit-Hartenberg, se considera solo la cinemática directa del prototipo debido a que únicamente se necesita conocer la posición del efector final mismo que es posicionado por cada corredera lineal en los tres ejes cartesianos.

La simulación realizada demostró la efectividad del método empleado pudiendo sentar las bases para la implementación, en un futuro, del diseño de leyes de control para el mismo.

Se pretende también realizar la implementación de código G para el control de posición de cada una de las correderas lineales y de esta manera lograr los seis movimientos del rehabilitador de cadera.

## 5. Bibliografía y Referencias

- [1] Cerdeño-Arconada and Vara Y., Protocolo ejercicios de cadera, 6a edición del certamen internacional de artículos de fisioterapia, vol. 6, no. 6, pág. 1-10, 2012. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1012/j.jsv.2012.05.003>.
- [2] N. I. of Child Health and H. Development, Research Plan for the National Center for Medical Rehabilitation Research, National Institutes of Health Publication No 93 3509, vol. 9, no. 93, pág. 1-13, 2005. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1005/j.jsv.2005.04.003>.
- [3] Komada S., Hashimoto Y., Okuyama N., Hisada T., and Hirai J., Development of a Biofeedback Therapeutic-Exercise-Supporting Manipulator, vol. 56, no. 10, pág. 3914-3920, 2009.
- [4] Saputra M. K. and Iskandar A. A., Development of Automatic Continuous Passive Motion Therapeutic System, no. November, pág. 2-5, 2011.
- [5] Rattarojpan J. and Umchid S., Design and Development of Touch Screen Based Continuous Passive Motion Device for Knee Rehabilitation, pág. 237-241, 2011.
- [6] G. Valdivia C. Humberto, and. Ortega A. B, Análisis cinemático de un robot terapéutico para la rehabilitación de miembros inferiores, vol. 7, no. 1, pág. 21-30, 2013.
- [7] Homma K. and Fukuda O., Wire-driven Leg Rehabilitation System: Development of a 4-DOF Experimental System, no. Aim, 2003.
- [8] Kapandji A., Fisiología Articular del Miembro Inferior, Editorial Médica Panamericana, vol. 6, no. 6, pág. 1-10, 2000. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1012/j.jsv.2012.05.003>.
- [9] Rosero E., Martínez R., and Galvis E., Diseño y Construcción de una máquina de movimiento pasivo continuo para la terapia de rodilla, Revista Ingeniería, pág. 56-64, 2011. [Online]. <http://itesrc.edu.mx/les/Carb6-Ago4.pdf>.