

Simulador Basado en un Sistema Bípedo Simple

Cuatlahue-Formacio Sandra y Sánchez-Sánchez Pablo

Benemérita Universidad Autónoma de Puebla
Facultad de Ciencias de la Electrónica
Av. San Claudio y 18 Sur, Tel: 2 29 55 00
cformaciosd@gmail.com - lepable@ece.buap.mx

Resumen

El presente trabajo muestra el modelado matemático y la simulación de un sistema bípedo simple en los programas de Matlab® y SolidWorks®, donde se usan librerías específicas que permitan simular el modelo 3D del sistema que presenta una estructura similar a los sistemas robóticos utilizados en la rehabilitación para la extremidades inferiores como es el famoso caso de Lokomat®. Se despliega el cálculo de los modelos cinemático directo y dinámico, así como la aplicación de un controlador clásico en la robótica para el seguimiento de trayectorias propuestas con referencia a la marcha humana a través de polinomios de quinto orden. Durante el modelado y la simulación se tomara al sistema libre de interacción con el ambiente llevando al análisis del sistema en un caso ideal.

Palabras clave: Simulador, bípedo, cinemática, dinámica, marcha, polinomios.

1. Introducción

La movilidad de los robots en un entorno de trabajo se ha convertido en un factor significativo para la evolución de la robótica, los robots deben ser capaces de esquivar obstáculos y mantenerse estables a pesar de las perturbaciones existentes. Desde hace más de tres décadas, muchos investigadores se han centrado al estudio y desarrollo de dispositivos que pretenden imitar el sistema motriz de los humanos, este tipo de robos son conocidos comúnmente como bípedos, se pueden encontrar inicios de investigación en este campo por parte de los investigadores Ichiro Kato y Vokobratovic hasta llegar a las más avanzadas técnicas de control por parte de compañías industriales en la actualidad [1]. El diseño de mecanismos que tengan un movimiento parecido al movimiento humano y la comprensión de éste han llevado a mejorar el diseño de prótesis añadiendo elementos activos y la aplicación de sistemas robotizados en la rehabilitación médica [2], tales como el sistema robotizado Lokomat desarrollado por Colombo, este sistema se caracteriza por la sincronización del control de un exoesqueleto de miembros inferiores, una banda móvil y la carga y descarga del peso corporal del paciente con el fin de obtener un movimiento con gran semejanza a la marcha humana durante las sesiones [3]; el desarrollo de exoesqueletos para rodilla y tobillo como los presentados en [4,5] como sistemas de apoyo durante la marcha o sistemas que son únicamente para la rehabilitación como el que podemos encontrar en [6] donde el sistema no es diseñado de forma horizontal para generar movimientos específicos que se encuentran en sesiones de rehabilitación manual.

Es claro que aún falta mucho por demostrar y entender la complejidad de la locomoción bípeda en los sistemas robóticos [7]; debido a este tipo de complejidad en la robótica, la modelización y la simulación se está convirtiendo en técnicas esenciales para que los ingenieros comprendan el comportamiento de los sistemas robóticos, estas técnicas permiten mejorar el diseño del sistema y eliminar errores antes de haber desarrollado ningún tipo prototipo físico [8].

Debido a los avances que hay en los robots bípedos y los beneficios que han proporcionado en el área médica, el presente trabajo está centrado al modelado y la simulación de un sistema bípedo de pocos grados de libertad como posible inicio de estudio y desarrollo de un prototipo físico similar a los exoesqueletos utilizados

en la rehabilitación para personas que padecen algún tipo de discapacidad motriz en las piernas que hoy en día existen.

2. Metodología

El desarrollo del trabajo se divide en cuatro etapas: la primera es la obtención del modelo cinemático directo, descripción espacial de los eslabones y efectores finales con respecto a un sistema de coordenadas de referencia fija con el uso de matrices de transformación homogénea; la segunda, es la obtención del modelo dinámico, ecuaciones matemáticas de movimiento del sistema usando el método de Euler-Lagrange; tercera, aplicación de control de posición, se aplica un controlador del tipo PD con compensación de gravedad con el fin de que el sistema mueva de un punto de inicio a uno final cada una las articulaciones en un tiempo determinado; y cuarta es la planificación de trayectorias a través de polinomios de quinto orden para obtener movimientos suaves con el uso de restricciones en las velocidades y aceleraciones en cada uno de los puntos que describen la trayectoria, para posteriormente aplicar control punto a punto y obtener el movimiento deseado durante la simulación.

La estructura del sistema bípedo está inspirado a los exoesqueletos de pocos grados de libertad como en el caso del sistema robótico Lokomat®, el sistema bípedo a simular cuenta con tres grados de libertad en cada pierna para visualizar el movimiento de cada articulación que compone en general las piernas humanas; y la base del sistema se encuentra situada en el eslabón que representa la cadera, ver Figura 1. El diseño en 3D del sistema bípedo se desarrolló en el programa de SolidWorks® y a través del método de elementos finitos que posee este programa se obtienen las características físicas del diseño, información fundamental para el simulador, y que por medio de programación orientada a objetos se envían archivos del diseño a Matlab® que son llamados con librerías específicas que permiten simular sistemas mecánicos [9], así con la comunicación entre estos dos programas se visualizan los datos de salida del sistema en gráficas y movimiento del diseño para su mejor entendimiento.

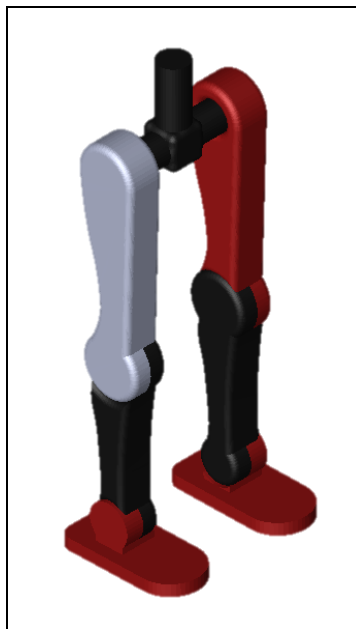


Fig. 1. Estructura del diseño en SolidWorks®

Durante el modelado y la simulación, se considera al sistema bípedo sin ningún tipo de interacción con el ambiente orillando a esto a identificar como variables de entrada al sistema los torques aplicados en cada articulación y como variables de salida solo las posiciones, velocidades y las aceleraciones articulares.

2.1 Modelos matemáticos

En este apartado de obtuvieron los modelos cinemático y dinámico del sistema bípedo, el primero de ellos da referencia a la descripción espacial de los eslabones con respecto al sistema de coordenadas fija situado en la base [10], y posteriormente con la ayuda de del primer modelo se obtienen las ecuaciones de movimiento del modelo dinámico [11]. Para el modelado se dividió el sistema completo en dos sub-sistemas que son el Sub-sistema de la Pierna Derecha {SPD} y el Sub-sistema de la Pierna Izquierda {SPI}, dando un enfoque a la solución del modelado desde una perspectiva de manipuladores robóticos.

Modelo cinemático. Con el método matricial de Denavit-Hartenberg y la definición de los sistemas de coordenadas mostradas en la Figura 2, se obtuvieron las matrices de transformación que representa la ubicación de los eslabones con respecto la base, de manera breve se muestran para cada pierna las matrices que les corresponden. Para {SPD}:

$${}^B A_{0d} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 & L \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

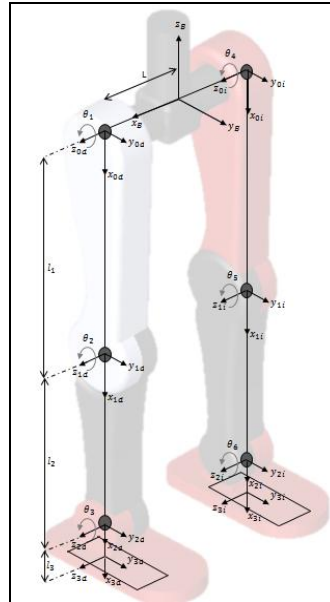


Fig. 2. Definición de sistemas de coordenadas

$${}^B A_{1d} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 & L \\ \text{sen}(\theta_1) & \cos(\theta_1) & 0 & l_1 \text{sen}(\theta_1) \\ -\cos(\theta_1) & \text{sen}(\theta_1) & 0 & -l_1 \cos(\theta_1) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2)$$

$${}^B A_{2d} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 & L \\ S(\theta_{12}) & C(\theta_{12}) & 0 & l_2 S(\theta_{12}) + l_1 S(\theta_1) \\ -C(\theta_{12}) & S(\theta_{12}) & 0 & -l_2 C(\theta_{12}) - l_1 C(\theta_1) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

$${}^B A_{3d} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 & L \\ S(\theta_{123}) & C(\theta_{123}) & 0 & l_3 S(\theta_{123}) + l_2 S(\theta_{12}) + l_1 S(\theta_1) \\ -C(\theta_{123}) & S(\theta_{123}) & 0 & -l_3 C(\theta_{123}) - l_2 C(\theta_{12}) - l_1 C(\theta_1) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4)$$

donde

$$\begin{aligned} S(\theta_1) &= \text{sen}(\theta_1) \\ C(\theta_1) &= \text{cos}(\theta_1) \\ S(\theta_{12}) &= \text{sen}(\theta_1 + \theta_2) \\ C(\theta_{12}) &= \text{cos}(\theta_1 + \theta_2) \\ S(\theta_{123}) &= \text{sen}(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \\ y \quad C(\theta_{123}) &= \text{cos}(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \end{aligned}$$

Para {SPI} las matrices de transformación son las misma que las ecuaciones (1)-(4), pero estas están evaluadas con respecto a los ángulos θ_4 , θ_5 y θ_6 , y la distancia en el eje x es $-L$.

Modelo dinámico. Partiendo del modelo cinemático y el método de Euler-Lagrange se obtienen las ecuaciones de movimiento de cada sub-sistema {SPD} y {SPI} con la distribución de masas que se presentan en la Figura 3, estas son exactamente las mismas solo que cada una de ellas están evaluadas con respecto a los ángulos que les corresponde a cada articulación. Para {SPD}, en la articulación de la cadera se tiene:

$$\begin{aligned} \tau_1 = & [m_1 l_{c1}^2 + m_2 l_1^2 + m_3 l_1^2 + m_2 l_{c2}^2 + m_3 l_2^2 + 2(m_2 l_{c2} l_1 + m_3 l_2 l_1) \cos(\theta_2) + m_3 l_{c3}^2 \\ & + 2m_3 l_{c3} l_2 \cos(\theta_3) + 2m_3 l_{c2} l_1 \cos(\theta_2 + \theta_3) + I_1 + I_2 + I_3] \ddot{\theta}_1 \\ & + [m_2 l_{c2} + m_3 l_2^2 + (m_2 l_{c2} l_1 + m_3 l_2 l_1) \cos(\theta_2) + m_3 l_{c3}^2 + 2m_3 l_{c3} l_2 \cos(\theta_3) \\ & + m_3 l_{c3} l_1 \cos(\theta_2 + \theta_3) + I_2 + I_3] \ddot{\theta}_2 \\ & + [m_3 l_{c3}^2 + m_3 l_{c3} l_2 \cos(\theta_3) + m_3 l_{c3} l_1 \cos(\theta_2 + \theta_3) + I_3] \ddot{\theta}_3 \\ & - [2(m_2 l_{c2} l_1 + m_3 l_2 l_1) \sin(\theta_2) \dot{\theta}_2 \\ & + 2m_3 l_{c3} l_2 \sin(\theta_3) \dot{\theta}_3 + 2m_3 l_{c3} l_1 \sin(\theta_2 + \theta_3) (\dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)] \dot{\theta}_1 \\ & - [2m_3 l_{c3} l_2 \sin(\theta_3) \dot{\theta}_3 + m_3 l_{c3} l_1 \sin(\theta_2 + \theta_3) (\dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)] \dot{\theta}_2 \\ & - [m_3 l_{c3} l_2 \sin(\theta_3) \dot{\theta}_3 + m_3 l_{c3} l_1 \sin(\theta_2 + \theta_3) (\dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)] \dot{\theta}_3 \\ & + [m_1 l_{c1} + m_2 l_1 + m_3 l_1] g \sin(\theta_1) + [m_2 l_{c2} + m_3 l_2] g \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ & + m_3 l_{c3} g \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \end{aligned} \quad (5)$$

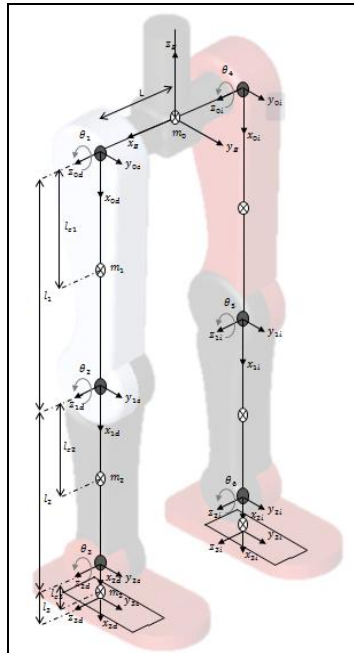


Fig. 3. Distribución de masas

En la rodilla:

$$\begin{aligned}
 \tau_2 = & [m_2 l_{c2}^2 + m_3 l_2^2 + (m_2 l_{c2} + m_3 l_2) l_1 \cos(\theta_2) + m_3 l_{c3}^2 + 2m_3 l_{c3} l_2 \cos(\theta_3)] \\
 & + m_3 l_{c3} l_1 \cos(\theta_2 + \theta_3) + l_2 + l_3] \ddot{\theta}_1 \\
 & + [m_2 l_{c2}^2 + m_3 l_2^2 + m_3 l_{c3}^2 + 2m_3 l_{c3} l_2 \cos(\theta_3) + l_2 + l_3] \ddot{\theta}_2 \\
 & + [m_3 l_{c3}^2 + m_3 l_{c3} l_2 \cos(\theta_3) + l_3] \ddot{\theta}_3 \\
 & + [(m_2 l_{c2} + m_3 l_2) l_1 \sin(\theta_2) \dot{\theta}_1 \\
 & + m_3 l_{c3} l_1 \sin(\theta_2 + \theta_3) \dot{\theta}_1 - 2m_3 l_{c3} l_2 \sin(\theta_3) \dot{\theta}_3] \dot{\theta}_1 - [2m_3 l_{c3} l_2 \sin(\theta_3) \dot{\theta}_3] \dot{\theta}_2 \\
 & - [m_3 l_{c3} l_2 \sin(\theta_3) \dot{\theta}_3] \dot{\theta}_3 + [m_2 l_{c2} + m_3 l_2] g \sin(\theta_1 + \theta_2) \\
 & + m_3 l_{c3} g \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)
 \end{aligned} \tag{6}$$

Y en el tobillo:

$$\begin{aligned}
 \tau_3 = & [m_3 l_{c3}^2 + m_3 l_{c3} l_2 \cos(\theta_3) + m_3 l_{c3} l_1 \cos(\theta_2 + \theta_3) + l_3] \ddot{\theta}_1 \\
 & + [m_3 l_{c3}^2 + m_3 l_{c3} l_2 \cos(\theta_3) + l_3] \ddot{\theta}_2 + [m_3 l_{c3}^2 + l_3] \ddot{\theta}_3 \\
 & + [m_3 l_{c3} l_2 \sin(\theta_3) \dot{\theta}_1 \\
 & + m_3 l_{c3} l_1 \sin(\theta_2 + \theta_3) \dot{\theta}_1 + 2m_3 l_{c3} l_2 \sin(\theta_3) \dot{\theta}_2] \dot{\theta}_1 \\
 & + [m_3 l_{c3} l_2 \sin(\theta_3) \dot{\theta}_2] \dot{\theta}_2 + m_3 l_{c3} g \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)
 \end{aligned} \tag{7}$$

2.2 Estructura de control

Este apartado se divide en dos etapas, la primera es la aplicación de control de posición y la segunda es control de trayectoria. El controlador en lazo cerrado propuesto es el PD con compensación de gravedad debido a su estabilidad asintótica global que presenta en manipuladores de n grados de libertad, ya antes demostrado en los 80's. La ecuación general de este controlador es:

$$\tau = K_p \tilde{\theta} + K_v \dot{\tilde{\theta}} + g(\theta) \tag{8}$$

donde la ley de control Ec. (8) necesita información de las posiciones y velocidades deseadas y la medición de las posiciones y velocidades de salida del sistema a cada instante.

Control de posición. El objetivo es hacer mover a cada articulación del sistema bípedo de una posición inicial a una posición deseada en un tiempo determinado. Entonces el control de posición debe determinar el torque de tal forma que [11]:

$$\lim_{t \rightarrow \infty} \theta(t) = \theta_d \tag{9}$$

Control de trayectoria. El objetivo es mover las articulaciones del sistema por una trayectoria descrita por una secuencia de puntos en su espacio de trabajo en un tiempo determinado [11], aplicando la misma ley de control.

2.3 Planificación de trayectorias

Un objetivo particular del simulador es hacer que el sistema realice movimientos parecidos a la marcha humana como los que presenta los exoesqueletos usados en la rehabilitación médica. Entonces, como referencia para la definición de la trayectoria deseada es tomada de las gráficas de movimiento de las articulaciones en el plano sagital que presenta un grupo de personas durante un ciclo de la marcha, Figura 4. Donde dependiendo del rango del ángulo en que se encuentre la articulación, el movimiento se denomina como flexión o extensión [12].

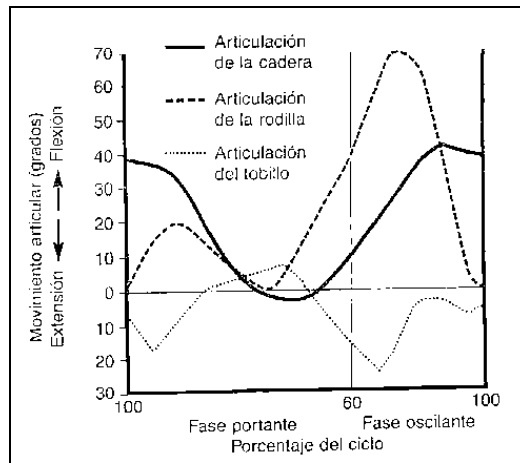


Fig. 4. Gráficas de las articulaciones en un ciclo de marcha

Teniendo la definición del movimiento deseado, se utilizaron polinomios de quinto orden (Ec. (10)) para generar la vía de puntos que definen la trayectoria, bajo las especificaciones de que las velocidades y las aceleraciones en cada punto deben ser nulas para obtener un movimiento suave [13].

$$q(t) = a_0 + a_1t + a_2t^2 + a_3t^3 + a_4t^4 + a_5t^5 \quad (10)$$

Después de varias pruebas, los polinomios que cumplieron los requisitos establecidos fueron graficados para visualizar la trayectoria que generan, Figuras 5-7.

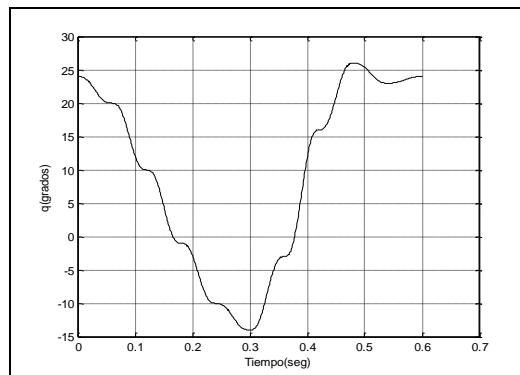


Fig. 5. Trayectoria propuesta para la cadera

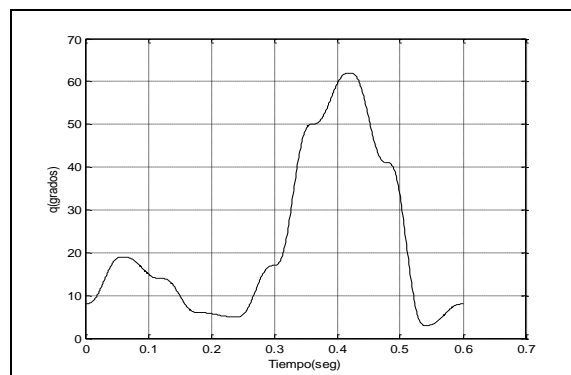


Fig. 6. Trayectoria propuesta para la rodilla

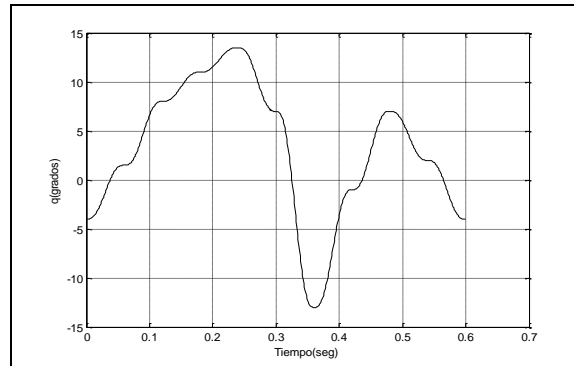


Fig. 7. Trayectoria propuesta para el tobillo

3. Análisis de resultados

Tras llevar a cabo todo lo anterior al simulador, se obtuvo el movimiento mostrado en la Figura 8. En las cinco imágenes superiores de la figura, se puede observar las dos fases que componen el ciclo de marcha, mientras la pierna derecha presenta la fase de apoyo, la pierna izquierda exhibe la fase de oscilación, y de manera viceversa se observa en las cinco imágenes inferiores.

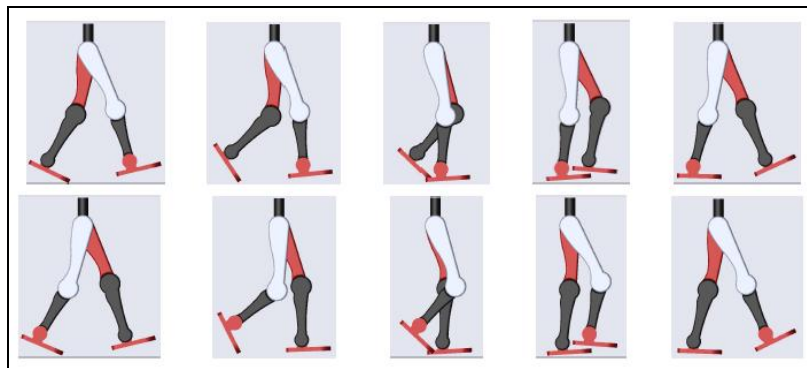


Fig. 8. Secuencia de movimiento de un ciclo de marcha.

Las gráficas de salida de las posiciones articulares de la cadera, rodilla y tobillo de {SPD} son mostradas en las Figuras 9-11. La parte superior de estas figuras se presenta las posiciones y en la parte inferior se presenta las señales de error, diferencia entre la posición deseada y la de salida.

Las gráficas de salida de las posiciones articulares de {SPI} presentan la misma trayectoria que en las Figuras 8-10 pero estas tienen un punto de inicio diferente debido a la sincronización de las fases durante la marcha [12].

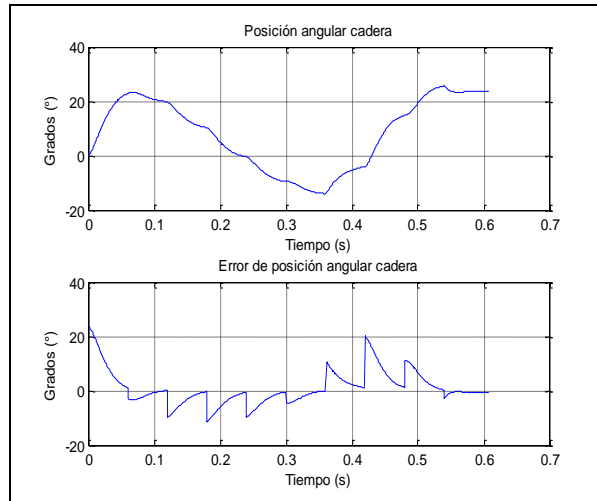


Fig. 9. Posición angular de salida y señal de error en la cadera

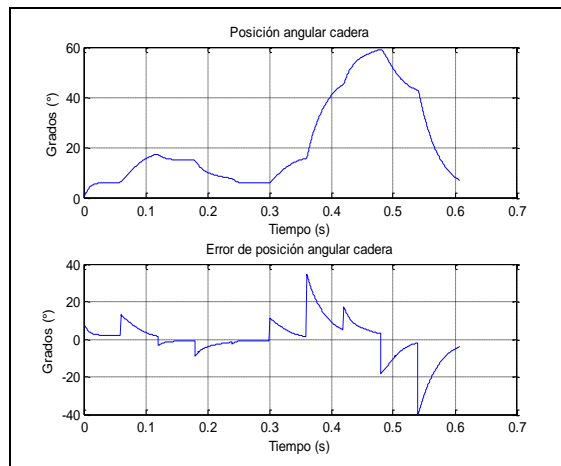


Fig. 10. Posición angular de salida y señal de error en la rodilla

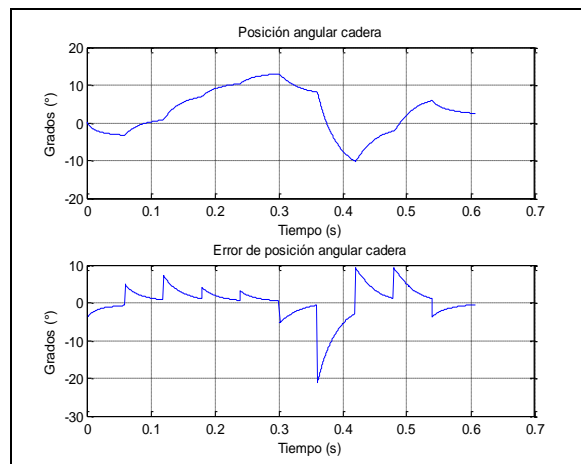


Fig. 11. Posición angular de salida y señal de error en el tobillo

4. Conclusiones

La deducción de los modelos cinemático directo y dinámico del sistema bípedo fue exitosa junto con la aplicación del controlador PD con compensación de gravedad, se pudo generar un movimiento muy similar a la de la marcha humana donde la diferencia entre las trayectorias deseada y las obtenidas en la simulación fue mínima, cabe mencionar que la trayectorias propuestas son una de tantas que pueden ser simuladas con la condición de que cumplan el rango y patrón de movimiento de la marcha normal.

El trabajo presento una alternativa de la solución de análisis de un sistema bípedo de pocos grados de libertad, y con los resultados obtenidos, el sistema bípedo puede ser punto de apoyo para el análisis de una órtesis con aplicación de rehabilitación, tomando en cuenta el análisis más completo de los modelos matemáticos las fuerzas de fricción, las resistencias al movimiento y otras variables que dependan del tiempo y la velocidad, todo esto con el propósito al desarrollo físico de un prototipo.

Referencias

- [1] Kajita S., Espiau B., “*Legged robots*”; en Siliciano B. and Khatib O., “*Handbook of robotics*”, Springer, 2008.
- [2] Machiel Van der Loos H. F., Reinkensmeyer D. J., “*Rehabilitation and health care robotics*”; en Siliciano B. and Khatib O., “*Handbook of robotics*”, Springer, 2008.
- [3] Riener Robert, “*Technology of the Robotic Gait Orthosis Lokomat*”, Neurorehabilitation Technologc, Springer, 2012.
- [4] R. López, J. Torres, S. Salazar y R. Lózano, “*Desarrollo de un exoesqueleto para rehabilitación de tobillo y rodilla*”, Revista Mexicana de ingeniería biomédica, Vol. 35, No. 1, Abril 2014.
- [5] Yanjiao Ma, Wei He and Shuzhi Sam Ge, “*Modeling and Control of a Lower-Limb Rehabilitation Robot*”, ICSR 2012, International Conference on Social Robotics 2012, Springer-Verlag Berlin Heidelberg.
- [6] Guzmán Valdivia C. H., Blanco Ortega A., Oliver Salazar M. A. y Azcaray Rivera H. R., “*Modelado y simulación de un robot terapéutico para la rehabilitación de miembros inferiores*”, Revista Ingeniería Biomédica, Vol. 7, No. 14, Colombia, 2013.
- [7] Guang Yi Lu P., “*Mechanical Engineering Challenges in humanoid robotics*”, M.I.T., U.S.A., 2011.
- [8] The MathWorks. “*Programación de robots con Matlab y Simulink*”, en www.mathworks.com.
- [9] The MathWorks. “*SimMechanics User Guide*”, 2010; obtenida el 30 de enero del 2014 de www.mathworks.com.
- [10] Fu K. S., González R. C., Lee C. S. G., “*Robótica: control, detección, visión e inteligencia*”, McGraw-Hill, U.S.A., 1987.
- [11] Kelly R., Santibáñez V., “*Control de movimiento de robots manipuladores*”, Prentice Hall, Madrid, 2003.
- [12] Nordin M., Frankel V. H., “*Biomecánica básica del sistema musculoesquelético*”, McGraw Hill, España, 2004.
- [13] Spong M. W., Hutchinson S., Vidyasagar M., “*Robot Dynamics and control*”, 2da. Edición, 2004.