





Adaptabilidad en la tarea de control de exoesqueleto bípedo para fisioterapia asistida Adaptability in a bipedal exoskeleton control task for assisted physiotherapy

J. García-Blancas ^a, O. A. Domínguez-Ramírez ^{a,*}, E. E. Rodríguez-Torres ^b, L. E. Ramos-Velasco ^c

^aÁrea Académica de Computación y Electrónica, Universidad Autónoma del Estado de Hidalgo, 42184, Pachuca, Hidalgo, México.

^bÁrea Académica de Matemáticas y Física, Universidad Autónoma del Estado de Hidalgo, 42184, Pachuca, Hidalgo, México.

^cDepartamento de Ingeniería Aeronáutica, Universidad Politécnica Metropolitana de Hidalgo, 43860, Toluca, Hidalgo, México.

Resumen

La fisioterapia asistida con robots, representa una de las mejores alternativas de tratamiento debido a la precisión y adaptabilidad no sólo en las fuerzas de interacción humano-robot, también en la modulación de amplitud y frecuencia de las trayectorias de referencia. En este artículo, se establece un principio de modulación de los parámetros articulares del ciclo de marcha bípeda, sobre el plano sagital, y particularmente centrado en estructuras óseas de cadera y rodilla. Una de las contribuciones responde a un ajuste polinomial a la curva descrita por la función articular de la estructura durante el ciclo de marcha originalmente definidos en porcentaje del ciclo. La fuente de modulación es establecida a partir del esfuerzo o la intención. El sistema robótico empleado en la simulación es inspirado en el Robot Lokomat en lazo cerrado con un control PD plus.

El objetivo principal del trabajo se contextualiza en caracterizar el desempeño articular de la cadera y rodilla de ambas extremidades inferiores durante el ciclo de marcha, mediante la aproximación polinómica de la función articular de dichas referencias. La curva característica sirve como referencia para el control automático de un sistema robótico de asistencia fisioterapéutica. Se muestra evidencia del seguimiento del controlador y de la síntesis del patrón de marcha normal.

Palabras Clave: Ciclo de marcha bípeda, robótica asistencial, Adaptabilidad en la tarea, Bio-instrumentación.

Abstract

Robot-assisted physiotherapy represents one of the best treatment alternatives due to the precision and adaptability not only in the human-robot interaction forces, but also in the amplitude and frequency modulation of the reference trajectories. In this article, a principle of modulation of the joint parameters of the bipedal gait cycle is established, on the sagittal plane, and particularly focused on bone structures of the hip and knee. One of the contributions responds to a polynomial adjustment to the curve described by the joint function of the structure during the gait cycle, originally defined as a percentage of the cycle. The source of modulation is established from effort or intention. The robotic system used in the simulation is inspired by the Lokomat Robot in closed loop with PD plus control.

The main objective of the work is characterized the joint performance of the hip and knee of both lower extremities during the gait cycle, through the polynomial approximation of the joint function of said references. The characteristic curve serves as a reference for the automatic control of a robotic physical therapy assistance system. Evidence of controller tracking and normal gait pattern synthesis is shown.

Keywords: Bipedal gait cycle, Assistive robotics, Adaptability in the task, Bio-instrumentation.

1. Introducción

La marcha humana es el resultado de la compleja interacción entre varios subsistemas: neuromuscular, músculo-tendinoso y osteoarticular, que trabajan coordinadamente para generar la dinámica corporal necesaria para el desplazamiento

bípedo. En la rutina clínica, el estudio de la marcha es la base para la identificación de trastornos patológicos, facilitando su diagnóstico, tratamiento y seguimiento. Tradicionalmente, este análisis determina el conjunto de patrones que describen la dinámica del sistema. Sin embargo, este análisis es insuficiente para evaluar algunos movimientos, sobre todo para los estudios

*Autor para correspondencia: omar@uaeh.edu.mx

Correo electrónico: ga320382@uaeh.edu.mx (Jesús García-Blancas), omar@uaeh.edu.mx (Omar Arturo Domínguez-Ramírez), erikart@uaeh.edu.mx (Erika Elizabeth Rodríguez-Torres), lramos@upmh.edu.mx (Luis Enrique Ramos-Velasco).

Historial del manuscrito: recibido el 15/04/2022, última versión-revisada recibida el 03/06/2022, aceptado el 02/08/2022, publicado el 31/08/2022. **DOI:** <https://doi.org/10.29057/icbi.v10iEspecial3.9014>



tempranos de casi todos los movimientos patológicos (Cifuentes et al., 2010).

La terapia robótica permite un entrenamiento efectivo e intenso y garantiza la explotación óptima de la neuroplasticidad y el potencial de recuperación. El patrón de la marcha fisiológica está asegurado por el exoesqueleto ajustable individualmente combinado con el sistema de soporte dinámico del peso corporal.

Durante la rehabilitación, los pacientes necesitan que se les rete más allá de sus capacidades individuales, y el Lokomat ha sido una pieza clave para la rehabilitación de la marcha (Munera et al., 2017). La velocidad, el soporte de peso corporal y el nivel de asistencia robótica pueden ajustarse para modular de forma óptima la intensidad de la terapia. Se motiva a los pacientes a conseguir sus objetivos con varios ejercicios con contenido lúdico y motivador. El nivel de actividad del paciente influye en el rendimiento y su puntuación en los ejercicios, el patrón de movimiento y la velocidad a la que caminan. Los dispositivos robóticos recientes para el entrenamiento de la marcha se consideran cada vez más como alternativas para resolver problemas de rentabilidad y proporcionar enfoques novedosos para el entrenamiento (Barroso et al., 2013).

El Lokomat permite a los terapeutas centrarse en el paciente y en la terapia en sí. Mejora la eficiencia del personal y la seguridad, lo que da lugar a una mayor intensidad del entrenamiento, más tratamientos por terapeuta y un cuidado del paciente consistente y superior. Los pacientes están cada vez más informados de las terapias más efectivas y eficientes, y usan esta información para decidir a dónde acudir para su rehabilitación. Todos los pacientes buscan recibir el entrenamiento más efectivo posible y el Lokomat garantiza alta calidad y una rehabilitación de la marcha repetitiva (Alcobendas-Maestro et al., 2012), (Benito-Penalva et al., 2012), la desventaja del Lokomat es que sigue patrones de movimientos constantes basados en estudios clínicos estandarizados, y no toma en cuenta la intención del paciente.

El estudio del comportamiento del paciente ante la presencia del sistema de rehabilitación con el Lokomat, los comandos motores generados en el Sistema Nervioso Central (CNS) son secuencias de señales eléctricas, llamadas potenciales de acción, que viajan a través de los nervios en dirección a los efectores (músculos o glándulas), estos potenciales que se propagan a lo largo de los tejidos musculares son señales que pueden registrarse mediante un método llamado electromiografía (EMG) (Barroso et al., 2013).

El desarrollo de nuevos algoritmos para controlar robots de rehabilitación requiere pruebas iterativas previas a la experimentación con humanos, especialmente en humanos con discapacidades físicas, plantean varios desafíos con respecto a la seguridad y la repetibilidad de las condiciones de prueba en (Maggioni et al., 2016) propone el uso de un banco de pruebas que utiliza un modelo bioinspirado de una pierna humana implementado en la órtesis de pierna de un entrenador de marcha robótico. El modelo consta de un controlador de retroalimentación, que se usa para simular las propiedades viscoelásticas de los tendones musculares y los reflejos espinales, y una etapa de retroalimentación que simula los comandos motores de los centros cerebrales superiores.

El enfoque de control de posición básico para el robot se ha

extendido a estrategias de cooperación con el paciente, se emplea un controlador de aprendizaje iterativo para dar forma a un campo de torsión de apoyo a lo largo de la trayectoria del movimiento. El apoyo en un punto dado de la trayectoria depende del desempeño del paciente durante los pasos anteriores. El objetivo de este enfoque es proporcionar ayuda individualizada para realizar los movimientos deseados mientras que el paciente aún puede moverse con la libertad deseada (Duschau-Wicke et al., 2008), la estrategia utilizada en esta técnica es de gran ayuda para la recuperación progresiva del paciente, pero los movimientos realizados no se apegan a los perfiles de marcha humana, al hacer uso de un perfil bien definido incrementaría los beneficios de rehabilitación. La órtesis de la marcha sostiene al paciente con un porcentaje arbitrario de la fuerza que normalmente necesitaría para caminar. Estas fuerzas se calculan mediante un modelo dinámico de los miembros inferiores. Este modo de terapia de apoyo de fuerza permite al paciente ejecutar movimientos de marcha libres con el apoyo del Lokomat. El paciente puede caminar arbitrariamente a su propia velocidad y su patrón de marcha deseado, es decir, aumenta significativamente la posibilidad de que el paciente influya en el movimientos del Lokomat (Bernhardt et al., 2005).

Habitualmente el control de robot, cuenta como consigna permanente a la trayectoria del protocolo clínico, o las anatómicas del patrón de marcha bípeda, en el mejor de los casos con posibilidad de atenuar amplitud basado en mediciones antropométricas fuera de línea, es por eso que en este artículo se presenta un control de seguimiento de trayectorias, inspirado en los perfiles de marcha humana de las extremidades de cadera y rodilla del miembro inferior, los perfiles de marcha son ajustes polinómicos de grado 7, el grado de los polinomios es determinado por el error mínimo relativo del ajuste, mientras que para el control de seguimiento se utiliza un control PD con compensación de gravedad, todo esto con el objetivo de hacer que los movimientos realizados por el robot de asistencia en rehabilitación sea inspirada y adaptada a la marcha humana normal, los resultados presentados son el principio para que el control de los robots de asistencia sean controlados por la intención de movimiento del paciente.

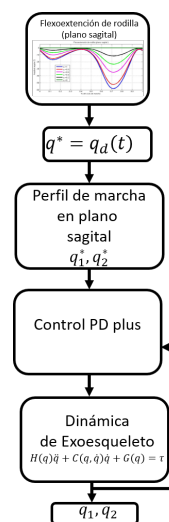


Figura 1: Esquema de control de exoesqueleto bípedo.

2. Métodos y materiales

En la Figura 1 se muestra la secuencia el control de exoesqueleto bípodo, donde los bloques principales son modelo dinámico, el bloque de control y el ajuste polinomial de la marcha.

2.1. Modelo matemático del robot de rehabilitación

Se parte del supuesto de modelar el cuerpo humano como una cadena de eslabones rígidos, donde cada segmento tiene propiedades, como la longitud y masa, estos elementos están unidos por articulaciones que imitan a las de los humanos en términos de grados de libertad y rangos de movimientos como se muestra en la Figura 2, el modelo está basado en un robot bípodo asistencial en cadena cinemática abierta de dos grados de libertad (2GDL) como se muestra en la Figura 3.

La ecuación que representa la dinámica para el caso general de un robot es,

$$H(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + G(q) = \tau \quad (1)$$

donde $\{q, \dot{q}, \ddot{q}\} \in \mathbb{R}^{n \times 1}$ representan la posición, la velocidad y la aceleración respectivamente, y $\tau \in \mathbb{R}^{n \times 1}$ es el vector de pares de entrada. La estructura de fuerzas dinámicas está definida por $G(q) \in \mathbb{R}^{n \times 1}$ como vectores de gravedad, $H(q) \in \mathbb{R}^{n \times n}$ es la matriz de fuerzas inerciales y $C(q, \dot{q}) \in \mathbb{R}^{n \times n}$ es la matriz de fuerzas centrípetas o de coriolis; con n grados de libertad, la dinámica de fricción se asume como cero.

$$H(q) = \begin{bmatrix} h_{11} & h_{12} \\ h_{21} & h_{22} \end{bmatrix} \quad H(q) = \begin{bmatrix} c_{11} & c_{12} \\ c_{21} & c_{22} \end{bmatrix} \quad G(q) = \begin{bmatrix} g_{11} \\ g_{21} \end{bmatrix}$$

Donde

$$\begin{aligned} h_{11} &= l_1^2 m_1 + l_1^2 m_2 + l_2^2 m_2 + 2l_1 l_2 m_2 \cos(q_2) \\ h_{12} &= -l_2 m_2 (l_2 + l_1 \cos(q_2)) \\ h_{21} &= -l_2 m_2 (l_2 + l_1 \cos(q_2)) \\ h_{22} &= l_2^2 m_2 \\ c_{11} &= -2l_1 l_2 m_2 \dot{q}_2 \sin(q_2) \\ c_{12} &= -2l_1 l_2 m_2 \sin(q_2) (\dot{q}_1 - \dot{q}_2) \\ c_{21} &= 2l_1 l_2 m_2 \dot{q}_1 \sin(q_2) \\ c_{22} &= 0 \\ g_1 &= gl_1 \sin(q_1) (m_1 + m_2) \\ g_2 &= gl_2 m_2 \sin(q_2) \end{aligned}$$

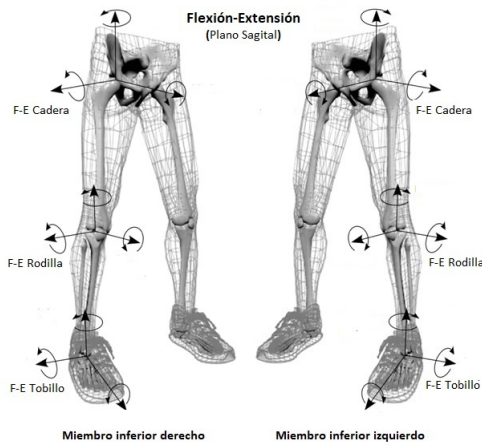


Figura 2: Cadena cinemática de miembro inferior Correa Bautista (2011).

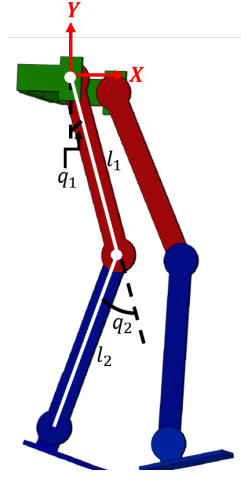


Figura 3: Modelo 3D de robot para miembro inferior.

2.2. Control PD con compensación de gravedad

El objetivo de una ley de control es que el robot siga una trayectoria. Para el diseño de una ley de control se toma en cuenta el error en condiciones iniciales.

La dinámica del robot es no lineal, sin embargo, es posible utilizar un control Proporcional-Derivativo (PD) de la forma

$$\tau = -K_d \dot{\tilde{q}} - K_p \tilde{q} \quad (2)$$

con K_d y K_p matrices diagonales definidas positivas y el error de seguimiento \tilde{q} y $\dot{\tilde{q}}$ son definidos como

$$\tilde{q} = q - q_d \quad (3)$$

$$\dot{\tilde{q}} = \dot{q} - \dot{q}_d \quad (4)$$

Para eliminar el error en estado estacionario provocado por el vector de pares gravitacionales se puede modificar considerando la siguiente función de Lyapunov

$$V(\tilde{q}, \dot{\tilde{q}}) = \frac{1}{2} \dot{\tilde{q}}^T H \dot{\tilde{q}} + \frac{1}{2} \tilde{q}^T K_p \tilde{q} \quad (5)$$

La derivada total de $V(q)$ es

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

Tomando a $H\ddot{q} = \tau - C\dot{q} - G$ se tiene

$$\dot{V}(\tilde{q}, \dot{\tilde{q}}) = \dot{\tilde{q}}^T [\tau - C\dot{q} - G] + \frac{1}{2} \dot{\tilde{q}}^T \dot{H} \dot{\tilde{q}} + \tilde{q}^T K_p \dot{\tilde{q}}$$

$$\dot{V}(\tilde{q}, \dot{\tilde{q}}) = \dot{\tilde{q}}^T \left[\frac{1}{2} \dot{H} - C \right] \dot{\tilde{q}} + \dot{\tilde{q}}^T \tau - \dot{\tilde{q}}^T G + \dot{\tilde{q}}^T K_p \tilde{q}$$

independientemente de la forma en que se derive $C(q, \dot{q})$, siempre satisface $\dot{\tilde{q}}^T \left[\frac{1}{2} \dot{H} - C \right] \dot{\tilde{q}} = 0; \forall \dot{\tilde{q}} \in \mathbb{R}^n$ tal que

$$\dot{V}(\tilde{q}, \dot{\tilde{q}}) = \dot{\tilde{q}}^T [\tau - G + K_p \tilde{q}] \quad (6)$$

Se propone a $\dot{V}(\tilde{q}, \dot{\tilde{q}}) = -\dot{\tilde{q}}^T K_d \dot{\tilde{q}}$, donde $K_d = K_d^T > 0$, se sustituye en la ecuación 6 quedando de la forma

$$-\dot{\tilde{q}}^T K_d \dot{\tilde{q}} = \dot{\tilde{q}}^T [\tau - G + K_p \tilde{q}] \quad (7)$$

Se despeja τ de la ecuación 7

$$\tau = -K_d S + G \quad (8)$$

donde $S = \dot{\tilde{q}} + \alpha \tilde{q}$ por lo tanto

$$\tau = -K_d [\dot{\tilde{q}} + \alpha \tilde{q}] + G$$

$$\tau = -K_d \dot{\tilde{q}} - \alpha K_d \tilde{q} + G$$

2.2.1. Estabilidad Asintótica Global por el Teorema de La Salle

Considerando la posición deseada q_d como constante, la ecuación de lazo cerrado se puede escribir en términos del nuevo vector de estado $[\tilde{q}^T \dot{\tilde{q}}^T]^T$ como

$$\frac{d}{dt} \begin{bmatrix} \tilde{q} \\ \dot{\tilde{q}} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -\dot{q} \\ H(q_d - \tilde{q})^{-1} [K_p \tilde{q} - K_d \dot{\tilde{q}} - C(q_d - \tilde{q}, \dot{\tilde{q}}) \dot{\tilde{q}}] \end{bmatrix} \quad (9)$$

dado que q_d es constante, es una ecuación diferencial autónoma. El origen $[\tilde{q}^T \dot{\tilde{q}}^T]^T = 0 \in \mathbb{R}^{2n}$ es el único equilibrio de esta ecuación.

Considere la siguiente función candidata de Lyapunov

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

donde $K(q, \dot{q})$ representa la función de energía cinética del robot. La función $V(\tilde{q}, \dot{\tilde{q}})$ es globalmente definida positiva ya que la energía cinética $K(q, \dot{q})$ es definida positiva en \dot{q} y por otro lado, K_p es una matriz definida positiva. Entonces, también la forma cuadrática $\tilde{q}^T K_p \tilde{q}$ es una función definida positiva de \tilde{q} . La función candidata de Lyapunov se puede escribir como

$$V(\tilde{q}, \dot{\tilde{q}}) = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} \tilde{q} \\ \dot{\tilde{q}} \end{bmatrix}^T \begin{bmatrix} K_p & 0 \\ 0 & H(q_d - \tilde{q}) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \tilde{q} \\ \dot{\tilde{q}} \end{bmatrix}$$

$$V(\tilde{q}, \dot{\tilde{q}}) = \frac{1}{2} H(q) \dot{\tilde{q}} + \frac{1}{2} \tilde{q}^T K_p \tilde{q} \quad (10)$$

y su derivada total con respecto al tiempo es

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

Sustituyendo $H(q) \dot{\tilde{q}}$ de la ecuación de lazo cerrado (9) obtenemos

$$\dot{V}(\tilde{q}, \dot{\tilde{q}}) = -\dot{q}^T K_d \dot{\tilde{q}}$$

$$\dot{V}(\tilde{q}, \dot{\tilde{q}}) = - \begin{bmatrix} \tilde{q} \\ \dot{\tilde{q}} \end{bmatrix}^T \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ 0 & K_d \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \tilde{q} \\ \dot{\tilde{q}} \end{bmatrix} \leq 0 \quad (11)$$

donde se elimina el término $\dot{q}^T [\frac{1}{2} \dot{H} - C] \dot{\tilde{q}}$ por la propiedad de antisimetría y se usa $\dot{\tilde{q}} = -\dot{q}$ ya que se supone que q_d es un vector constante.

Por tanto, la función $V(\tilde{q}, \dot{\tilde{q}})$ es una función de Lyapunov ya que además $\dot{V}(\tilde{q}, \dot{\tilde{q}}) \leq 0$ para toda \tilde{q} y $\dot{\tilde{q}}$, el origen es estable y todos los las soluciones $\tilde{q}(t)$ y $\dot{\tilde{q}}(t)$ están acotadas.

Dado que la ecuación de lazo cerrado (9) es independiente del tiempo (explícitamente), podemos explorar el uso del teorema de La Salle para analizar la estabilidad asintótica global del origen.

Con ese fin, primero observamos que el conjunto Ω está dado aquí por

$$\Omega = \{x \in \mathbb{R}^{2n} : \dot{V}(x) = 0\}$$

$$\Omega = \left\{ x = \begin{bmatrix} \tilde{q} \\ \dot{\tilde{q}} \end{bmatrix} \in \mathbb{R}^{2n} : \dot{V}(\tilde{q}, \dot{\tilde{q}}) = 0 \right\}$$

$$\Omega = \{\tilde{q} \in \mathbb{R}^n, \dot{\tilde{q}} = 0 \in \mathbb{R}^n\}$$

Observe que $\dot{V}(\tilde{q}, \dot{\tilde{q}}) = 0$ si y solo si $\dot{\tilde{q}} = 0$. Para que una solución $x(t)$ pertenezca a Ω para todo $t \geq 0$, es necesario y suficiente que $\dot{\tilde{q}}(t) = 0$ para todo $t \geq 0$. Por lo tanto, también debe cumplir que $\tilde{q}(t) = 0$ para todo $t \geq 0$. Teniendo esto en cuenta, concluimos de la ecuación de lazo cerrado (9) que si $x(t) \in \Omega$ para todo $t \geq 0$ entonces

$$0 = H(q_d - \tilde{q}(t))^{-1} K_p \tilde{q}(t)$$

Lo que significa que $\tilde{q}(t) = 0$ para todo $t \geq 0$. Por lo tanto, $[\tilde{q}(0)^T \dot{\tilde{q}}(0)^T] = 0 \in \mathbb{R}^{2n}$ es la única condición inicial en Ω para la cual $x(t) \in \Omega$ para todo $t \geq 0$. Entonces, según el teorema de La Salle, esto es suficiente para garantizar la estabilidad asintótica global del origen $[\tilde{q}^T \dot{\tilde{q}}^T] = 0 \in \mathbb{R}^{2n}$. Como resultado tenemos

$$\lim_{t \rightarrow \infty} \tilde{q}(t) = 0$$

$$\lim_{t \rightarrow \infty} \dot{\tilde{q}}(t) = 0$$

es decir, se logra el objetivo de control de posición.

2.3. Marcha humana

Las tecnologías empleadas actualmente para la caracterización de marcha, basadas en seguimiento, no garantizan certidumbre con los procedimientos tecnológicos y algoritmos computacionales empleados. Es necesario por tanto caracterizar la marcha normal y patológica de las diferentes estructuras óseas y planos anatómicos, para los diagnósticos clínicos y de ingeniería robótica, que sirvan de base para el diseño de un sistema asistencial.

El ciclo de marcha o zancada es la secuencia de acontecimientos que tiene lugar entre dos repeticiones consecutivas de uno cualquiera de los sucesos de la marcha como se observa la Figura 5. Por conveniencia, se adopta como principio del ciclo el instante en que el pie derecho hace contacto con el suelo, habitualmente a través del talón.

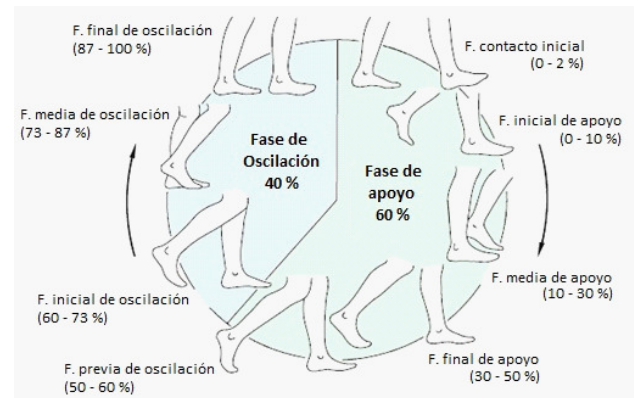


Figura 4: Fases del Ciclo de la marcha bípeda Correa Bautista (2011).

La duración de un ciclo completo de marcha se conoce como tiempo de ciclo, y es la suma de los tiempos de apoyo y de oscilación. Se cuantifica el tiempo desde el contacto inicial del pie derecho hasta que los otros 7 eventos ocurren. El periodo de apoyo doble se da cuando ambos pies hacen contacto en el suelo y en cada ciclo dura el 10 %. La Figura 5 muestra los tiempos durante un ciclo de marcha.

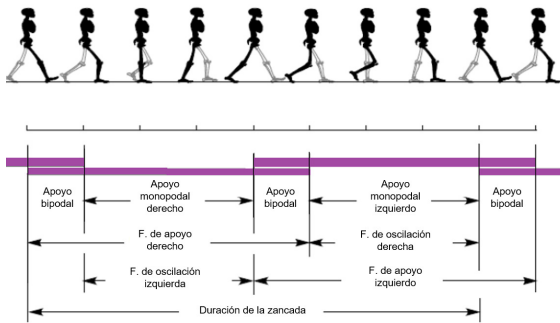


Figura 5: Tiempo de simple y doble apoyo durante más de un ciclo de marcha Correa Bautista (2011).

La colocación del paso es un parámetro se usa para describir la colocación de los pies en el suelo durante la marcha. La longitud de zancada es la distancia entre dos ubicaciones sucesivas del mismo pie, es decir, la suma de la longitud del paso izquierdo más la del derecho, como se observa en la Figura 6.

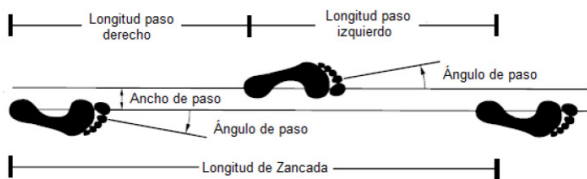


Figura 6: Parámetros espacio-temporales de la marcha bípeda Correa Bautista (2011).

Donde

- **Longitud de paso:** medida en la longitud de progresión.
- **Ancho de paso:** separación lateral entre los apoyos de ambos pies.
- **Ángulo de paso:** ángulo entre la línea media del pie y la dirección de progresión.
- **Longitud de zancada:** distancia entre dos apoyos consecutivos.

Las posiciones de la cadera y rodilla de las dos extremidades inferiores durante un ciclo de marcha normal, siguen un factor de forma bien definido siguiendo un patrón de marcha como se muestra en las Figuras 7 y 8, donde su representación articular se establece en rango articular(posición angular de las extremidades) contra porcentaje de ciclo de marcha (porcentaje de ejecución de ciclo de marcha, donde 0 indica el inicio de la zancada y 1 fin de la zancada).

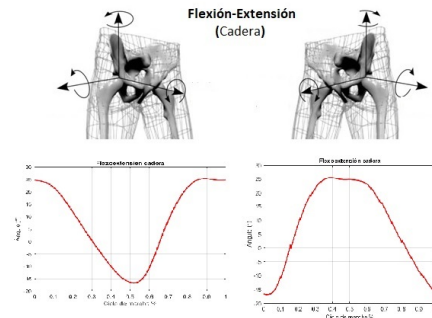


Figura 7: Ángulos articulares de la cadera durante un ciclo de marcha normal. Adaptado de Correa Bautista (2011).

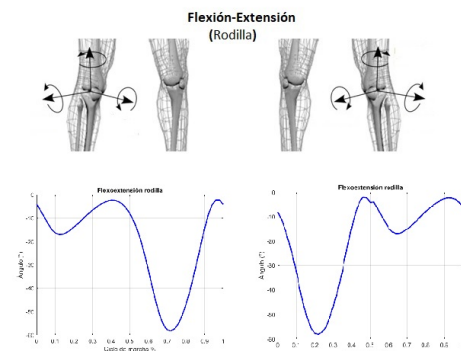


Figura 8: Ángulos articulares de la rodilla durante un ciclo de marcha normal. Adaptado de Correa Bautista (2011).

La marcha es caracterizada por la repetición de los movimientos corporales, existiendo en cada paso un intervalo de tiempo, en que se encuentran los dos pies apoyados en el suelo, y un solo pie soporta el peso del cuerpo.

La aproximación de la marcha humana por funciones polinómicas, se puede aplicar como curvas periódicas en términos del tiempo y no de un porcentaje de ciclo de marcha para tener control del número de zancadas y el tiempo de ejecución, en las ecuaciones 12, 13, 14 y 15 se presenta los polinomios que caracterizan las articulaciones angulares de cadera y rodilla de las extremidades derecha e izquierda respectivamente.

$$P_{CD} = 1,485 \times 10^{-8} p^7 - 2,340 \times 10^{-6} p^6 + 0,0001383 p^5 - 0,00389 p^4 + 0,060072 p^3 - 0,58668 p^2 + 1,705 p + 23,289 + \epsilon_{CD} \quad (12)$$

$$P_{CI} = -9,573 \times 10^{-9} p^7 + 1,981 \times 10^{-6} p^6 - 0,0001653 p^5 + 0,00713 p^4 - 0,16882 p^3 + 2,0188 p^2 - 7,4884 p - 9,5084 + \epsilon_{CI} \quad (13)$$

$$P_{RD} = 7,964 \times 10^{-9} p^7 + 4,130 \times 10^{-7} p^6 + 4,14 \times 10^{-5} p^5 - 0,00353 p^4 + 0,083227 p^3 - 0,57449 p^2 - 0,78787 p - 3,572 + \epsilon_{RD} \quad (14)$$

$$P_{RI} = 5,653 \times 10^{-8} p^7 - 1,142 \times 10^{-5} p^6 + 0,00091344 p^5 - 0,03645 p^4 + 0,74555 p^3 - 7,0322 p^2 + 21,182 p - 28,207 + \epsilon_{RI} \quad (15)$$

Donde, ϵ_{CD} , ϵ_{CI} , ϵ_{RD} y ϵ_{RI} son los errores de aproximación. En la Figura 9 se observa la aproximación polinómica del movimiento angular de las articulaciones de las extremidades inferiores en el plano sagital de cadera 9 a), 9 b) y rodilla 9 c), 9 d), izquierda y derecha respectivamente.

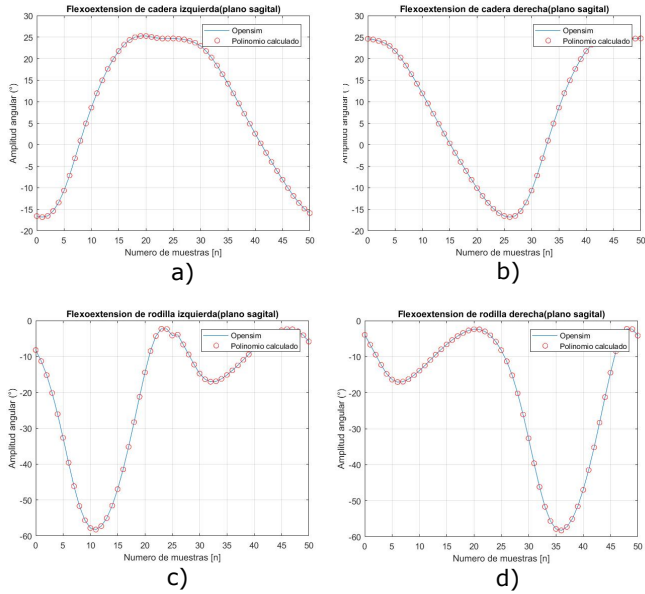


Figura 9: Polinomios de aproximación de las articulaciones de las extremidades inferiores. a) Flexoextensión de cadera Izquierda (plano sagital), b) Flexoextensión de cadera Derecha (plano sagital), c) Flexoextensión de rodilla Izquierda (plano sagital), d) Flexoextensión de rodilla Derecha (plano sagital) Delp et al. (2007).

3. Resultados

La representación de la dinámica del robot se presenta en la ecuación 1, el cual consta de un robot de 2 grados de libertad (2GDL), uno que representa la articulación de la cadera y el otro grado de libertad para la rodilla, que son representados por q_1 y q_2 respectivamente en la Figura 10 se muestra las restricciones articulares de cadera y rodilla y el acoplamiento del robot, donde los parámetros del robot se muestran en la tabla 1

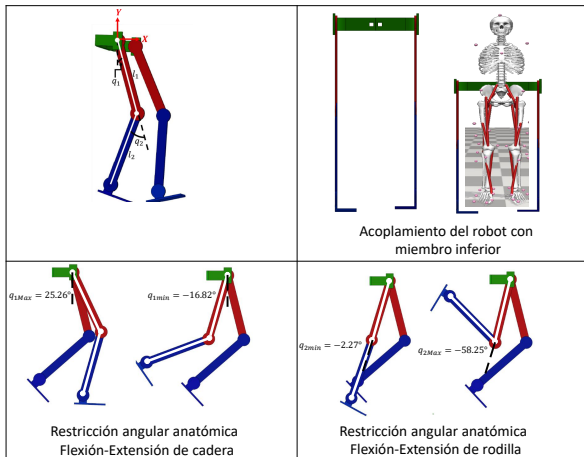


Figura 10: Restricciones articulares y acoplamiento del robot en cadera y rodilla.

El control para el seguimiento de la marcha humana se basa en un control Proporcional-Derivativo con compensación de gravedad (PD+G), la ecuación que representa el control está dada por la ecuación 2.2, donde las ganancias K_p y K_d para cadera y rodilla se determinan considerando un torque máximo de $327Nm$ para cadera y $206Nm$ para rodilla se muestran en la tabla 2.

Tabla 1: Parámetros de robot de 2GDL para cadera y rodilla.

m_1	0,7Kg
m_2	0,325Kg
l_1	0,421m
l_2	0,423m

Consideramos la función $S = \dot{\tilde{q}} + \tilde{q}$, donde $\dot{\tilde{q}} = \dot{q} - \dot{q}_d$ y $\tilde{q} = q - q_d$ se tiene que

$$\lim_{t \rightarrow \infty} S = \lim_{t \rightarrow \infty} (\dot{\tilde{q}} + \tilde{q}) = 0$$

Implica que $\dot{\tilde{q}} + \tilde{q} = 0$ por lo que se define que $\tilde{q} = \tilde{q}_{max}$ en el instante $t = 0$

Se tiene que $K_p = \omega_n^2 = \frac{\tau_{max}}{\tilde{q}_{max}}$ y $K_d = 2\zeta\omega_n$ con una constante de amortiguamiento $\zeta = 1$, en la tabla 2 se muestran las ganancias del control PD con compensación de gravedad.

Tabla 2: Ganancias del control PD con compensación de gravedad.

	Cadera	Rodilla
K_p	27	27
K_d	11.5	1.7

donde el error de seguimiento y el error de velocidad de seguimiento se define con en las ecuaciones 3 y 4, para el resultado presentado en este artículo se considera la extremidad inferior derecha considerando como señal de referencia los polinomios 12 y 14 para cadera y rodilla respectivamente, en las Figuras 11 y 12 se muestra la salida del robot en cadera y rodilla respectivamente, donde se observa que la consigna de referencia es dar 3 zancadas en 6 segundos, lo que implica una zancada por cada dos segundos.

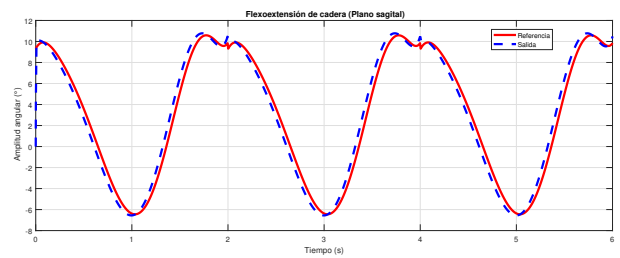


Figura 11: Ángulos articulares de la cadera durante un ciclo de marcha normal.

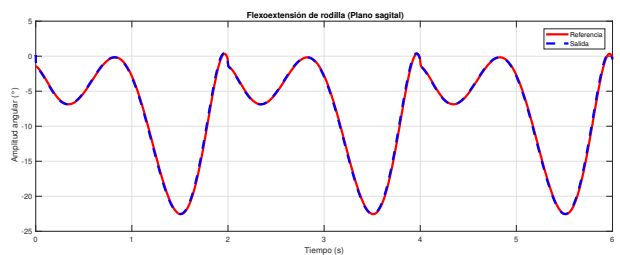


Figura 12: Ángulos articulares de la rodilla durante un ciclo de marcha normal.

Con estos resultados observamos que el lazo de control del robot controlado con el control PD+G y la referencia de la mar-

cha humana definida como una función polinómica se puede aplicar para las dos extremidades inferiores como una cadena abierta.

4. Conclusiones

En este artículo se presenta el control de un robot inspirado en el robot LOKOMAT como un sistema de 2GDL, la señal de referencia está basada en la marcha humana, las articulaciones de interés son la cadera y la rodilla las cuales los movimientos articulares son representados por polinomios de grado 7, con esto la marcha humana se puede representar como una función periódica en el tiempo y facilitar la implementación en sistemas asistenciales de rehabilitación de miembro inferior, el control para el seguimiento de las trayectorias de la marcha humana es un PD+G, el cual presenta un buen desempeño en el seguimiento de las trayectorias, con estos resultados podemos observar que el diseño de los polinomios asociados a la marcha humana nos facilita la implementación de técnicas de control en robots de rehabilitación.

Referencias

- Alcobendas-Maestro, M., Esclarín-Ruz, A., Casado-López, R. M., Muñoz-González, A., Pérez-Mateos, G., González-Valdizán, E., and Martín, J. L. R. (2012). Lokomat robotic-assisted versus overground training within 3 to 6 months of incomplete spinal cord lesion: randomized controlled trial. *Neurorehabilitation and neural repair*, 26(9):1058–1063.
- Barroso, F., Santos, C., and Moreno, J. C. (2013). Influence of the robotic exoskeleton lokomat on the control of human gait: an electromyographic and kinematic analysis. In *2013 IEEE 3rd Portuguese Meeting in Bioengineering (ENBENG)*, pages 1–6. IEEE.
- Benito-Penalva, J., Edwards, D. J., Opisso, E., Cortes, M., Lopez-Blazquez, R., Murillo, N., Costa, U., Tormos, J. M., Vidal-Samsó, J., Valls-Solé, J., et al. (2012). Gait training in human spinal cord injury using electromechanical systems: effect of device type and patient characteristics. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 93(3):404–412.
- Bernhardt, M., Frey, M., Colombo, G., and Riener, R. (2005). Hybrid force-position control yields cooperative behaviour of the rehabilitation robot lokomat. In *9th International Conference on Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005.*, pages 536–539.
- Cifuentes, C., Martínez, F., and Romero, E. (2010). Análisis teórico y computacional de la marcha normal y patológica: una revisión. *Revista Med*, 18(2):182–196.
- Correa Bautista, F. (2011). *Análisis de marcha en pacientes con hemiplejía desde un punto de vista Bio-robótico*. PhD thesis.
- Delp, S. L., Anderson, F. C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A., John, C. T., Guendelman, E., and Thelen, D. G. (2007). Opensim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 54(11):1940–1950.
- Duschau-Wicke, A., Brunsch, T., Lunenburger, L., and Riener, R. (2008). Adaptive support for patient-cooperative gait rehabilitation with the lokomat. In *2008 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 2357–2361.
- Maggioni, S., Stucki, S., Lünenburger, L., Riener, R., and Melendez-Calderon, A. (2016). A bio-inspired robotic test bench for repeatable and safe testing of rehabilitation robots. In *2016 6th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, pages 894–899.
- Munera, M., Marroquin, A., Jimenez, L., Lara Ramírez, J., Gomez, C., Rodriguez, S., Rodriguez Cheu, L., and Cifuentes G., C. (2017). Lokomat therapy in colombia: Current state and cognitive aspects. volume 2017, pages 394–399.