

Jornadas de Automática

Modelo dinámico de un sistema de actuación por cables para control de pelvis en rehabilitación de la marcha

Muñoz, J.^{a,*}, Romero, P.^a, Rocón, E.^a

^aCentro de Automática y Robótica, Consejo Superior de Investigaciones Científicas (CSIC), 28049 Madrid, España.

To cite this article: Muñoz, J., Romero, P., Rocón, E. 2024. Dynamic Model of a Cable Actuation System for Pelvis Control in Gait Rehabilitation.

Jornadas de Automática, 45. <https://doi.org/10.17979/ja-cea.2024.45.10961>

Resumen

En las últimas décadas, el desarrollo de plataformas robóticas para la asistencia y rehabilitación ha cobrado gran relevancia debido a su capacidad para proporcionar entrenamiento controlado y generar datos precisos sobre el desempeño del paciente. A pesar de la abundancia de robots de rehabilitación para adultos, aún son escasos los dispositivos diseñados específicamente para niños y prácticamente inexistentes para bebés. Este artículo presenta el modelo dinámico del módulo de la pelvis del sistema Discover2Walk (D2W), una innovadora plataforma modular de rehabilitación de la marcha para niños con parálisis cerebral que emplea actuadores accionados por cables. El análisis considera un sólido rígido suspendido por cuatro cables y sometido a la acción de la gravedad, abordando el cálculo de las tensiones instantáneas en los cables y su impacto en la dinámica del sólido. Esta versión inicial del modelo permitirá entender el comportamiento del sistema, además de sentar las bases para un modelado más detallado y preciso, imprescindible para diseñar estrategias de rehabilitación y asistencia a la marcha, realizar simulaciones o diseñar controladores.

Palabras clave: Modelado, Métodos de identificación y control, Mecatrónica humana, Robótica, Tecnología robótica.

Dynamic model of a cable actuation system for pelvis control in gait rehabilitation

Abstract

In recent decades, the development of robotic platforms for assistance and rehabilitation has gained great relevance due to their ability to provide controlled training and generate accurate data on patient performance. Despite the abundance of rehabilitation robots for adults, devices designed specifically for children are still scarce and practically nonexistent for infants. This paper presents the dynamic model of the pelvis module of the Discover2Walk (D2W) system, an innovative modular gait rehabilitation platform for children with cerebral palsy that employs cable-driven actuators. The analysis considers a rigid body suspended by four cables under the action of gravity, addressing the instantaneous cable tension calculation and its impact on the body dynamics. This initial model version provides a better insight into the system's behavior, as well as the groundwork for more detailed and accurate modeling, essential for rehabilitation and gait assistance strategies, simulations, and controller design.

Keywords: Modeling, Identification and control methods, Human mechatronics, Robotics, Robotics technology.

1. Introducción

En las últimas décadas, ha habido un creciente interés en el desarrollo de plataformas robóticas diseñadas para asisten-

cia y rehabilitación. Como se explica en (Gassert and Dietz, 2018), los beneficios de estos dispositivos provienen de su capacidad para proporcionar asistencia controlada durante las terapias y generar datos cuantitativos precisos sobre la evolución

del paciente. Numerosos sistemas han surgido específicamente para la rehabilitación de la marcha, incluyendo ejemplos bien conocidos como Lokomat (Jezernik et al., 2003), LOPES (Veneman et al., 2007), o CPWalker (Bayón et al., 2017), este último desarrollado en el centro de automatización y robótica. Aunque existe un considerable número de dispositivos para la rehabilitación de adultos, la aplicación de estas terapias sigue siendo escasa en niños, principalmente debido a las peculiaridades de esta población (ver (Bayón et al., 2016; Kang et al., 2017; Lerner et al., 2017)).

En el caso de bebés o niños pequeños ("toddlers"), los dispositivos disponibles en la bibliografía son prácticamente inexistentes. Actualmente, los robots móviles que estudian esta terapia se reducen al sistema descrito en (Chen et al., 2011) y a la ayuda para gateo mostrada en (Miller et al., 2015). Estos enfoques, aunque potencialmente brindan al niño una sensación de movilidad independiente, no fomentan el desarrollo de habilidades motoras, por lo que tienen beneficios limitados y ofrecen un entrenamiento restringido. Promover el movimiento activo temprano es esencial en el caso de niños con parálisis cerebral, ya que si no realizan la acción de intentar caminar pueden perder su limitado número de conexiones corticoespinales, lo cual parece ser una causa mayor de discapacidad según (Martin et al., 2011).

Ante esta situación, el proyecto Discover2Walk (D2W, (Palomino-Díaz et al., 2021; Delgado-Oleas et al., 2023b,a; Romero Sorozabal et al., 2023)) toma la iniciativa en el desarrollo de plataformas para la rehabilitación de pacientes en el momento más crítico para desarrollo motor del niño: El periodo de aprendizaje de la caminata. El sistema propuesto es una plataforma modular de rehabilitación pediátrica de la marcha que emplea actuadores accionados por cables para asistir a la marcha durante las etapas iniciales del desarrollo motor de niños con parálisis cerebral.

La Figura 1 muestra el estado actual del dispositivo.



Figura 1: Plataforma Discover2Walk (D2W) en su estado actual.

El dispositivo está diseñado para ayudar a un niño pequeño, con limitaciones motoras, a desarrollar una caminata correcta mediante la corrección de las posiciones del centro de masas y los apoyos en el suelo de ambos pies.

El robot consta de dos subsistemas de ayuda a la caminata:

- Arnés (centro de masas): Soporta al paciente erguido de manera que la distancia desde la pelvis al suelo sea correcta. Además, actuado por cuatro cables, permite ejercer fuerzas sobre el paciente que corrigen la trayectoria del centro de masas.
- Zapatillas (apoyos de los pies): Actuados por tres cables para cada pie, permiten mejorar los patrones de caminata del paciente usando trayectorias de rehabilitación, y permiten corregir las posiciones de apoyo que impidan una caminata correcta.

Ayudar a la caminata de un paciente sin interferir en cuestiones críticas como restricciones de movimiento, equilibrio, o los límites articulares, requiere una amplia flexibilidad en la actuación del sistema sobre el paciente. En concreto, es necesario aplicar fuerzas en los dos sistemas sin forzar las posiciones en el robot, de modo que se requiere un sistema de control que no sea rígido (compliant). Además, conviene que esta rigidez sea variable para aplicar distintos niveles de terapia según el paciente, de manera que la técnica más adecuada en este caso es el control por impedancia. El primer paso para diseñar la estrategia de control y ajustar el regulador a las especificaciones es obtener un modelo del sistema a controlar.

Este artículo presenta un modelo dinámico inicial del subsistema que actúa sobre la pelvis del paciente, y que se usará en futuras implementaciones de controladores enfocados a conseguir el comportamiento deseado del dispositivo. El estudio ofrece un examen detallado del modelo dinámico basado en la mecánica del sólido rígido que permitirá desarrollar estrategias de control que cumplan con las especificaciones descritas.

2. Modelo teórico

En nuestro caso, un paciente sujeto por el arnés y sometido a la acción de la gravedad, se puede modelar como un sólido suspendido mediante cuatro cables unidos en diferentes puntos conocidos del objeto. Cada cable está bajo tensión debido al peso del cuerpo y a la reacción de las otras tres suspensiones. Cuando el sólido permanece en reposo, todas las fuerzas que actúan sobre él deben estar en equilibrio mecánico.

Para analizar este sistema, es necesario conocer las longitudes y posiciones instantáneas de los cables, así como las dimensiones y masa del sólido. Se asume que el único efecto exterior relevante proviene de la gravedad, cuya magnitud depende de la masa del objeto y la aceleración gravitacional. Podemos expresar la fuerza neta $\mathbf{F} = (F_x, F_y, F_z)^T$ sobre el sólido en términos del sumatorio vectorial de todos los vectores de fuerza presentes, incluyendo tanto las tensiones de los cables como el peso del sólido:

$$\sum \vec{F} = \mathbf{F} = \sum \vec{T}_i + m\vec{g}, \quad (1)$$

donde $\vec{T}_i = [T_{ix}, T_{iy}, T_{iz}]^T$ representa la fuerza aplicada por el i -ésimo cable, m es la masa total del sólido y $\vec{g} = -g\vec{u}_z$ es el vector de aceleración gravitacional. Por otro lado, el torque neto sobre el centro de masas será:

$$\sum \vec{\tau} = \boldsymbol{\tau} = \sum \vec{T}_i \times \vec{b}_i, \quad (2)$$

donde $\boldsymbol{\tau} = (\tau_x, \tau_y, \tau_z)^T$ es el vector columna del torque resultante, \vec{b}_i son los vectores de distancia desde el centro de gravedad a los puntos de anclaje de los cables, tal como se muestra en la Figura 2.

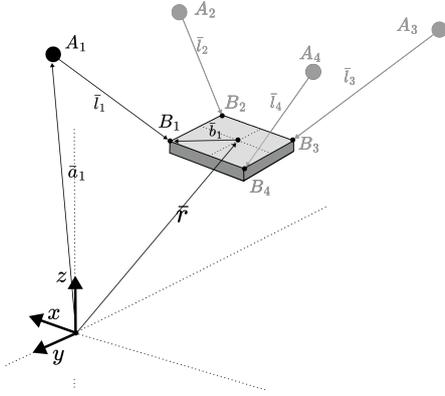


Figura 2: Esquemático de un sólido rígido colgado por 4 cables.

Debido a la geometría del robot, la tensión de los cables ejerce una fuerza resultante, \vec{T}_i , en cada anclaje que varía con la posición y orientación del efector final (pose), que se define como:

$$\mathbf{x} = \begin{bmatrix} \vec{r} \\ \vec{\alpha} \end{bmatrix} = [x, y, z, \alpha_x, \alpha_y, \alpha_z]^T, \quad (3)$$

donde $\vec{r} = [x, y, z]^T$ es la posición del sólido en el espacio de trabajo y $\vec{\alpha} = [\alpha_x, \alpha_y, \alpha_z]^T$ son los ángulos de rotación en cada eje respecto de la posición horizontal de reposo.

Analizando la cinemática del robot para una posición arbitraria como la mostrada en la Figura 2, se observa que las tensiones \vec{T}_i se pueden descomponer en escalar (T_i) y vector unitario (\vec{u}_i), definido como $\vec{l}_i / \|\vec{l}_i\|$, de forma que $\vec{T}_i = T_i \vec{u}_i$. Los vectores de los cables \vec{l}_i dependen de la pose actual, la cual se puede calcular en todo momento a través de la cinemática directa descrita en (Pott, 2018) mediante solución numérica de las ecuaciones (4) y (5):

$$\phi(\vec{l}) = \min \sum_{i=0}^{N-1} \psi_i, \quad (4)$$

$$\psi_i(\vec{l}, \vec{r}, \vec{\alpha}) = \|\vec{a}_i - \vec{r} - R(\vec{\alpha})\vec{b}_i\|^2 - \|\vec{l}_i\|^2 = 0, \quad (5)$$

donde $R(\vec{\alpha})$ es la matriz de rotación calculada para el estado actual de la pelvis. En cualquier caso, siempre que posición y rotación sean conocidas, se pueden calcular los vectores \vec{u}_i , de manera que las únicas incógnitas en las ecuaciones dinámicas sean los módulos de las tensiones T_i .

En base a esta información, se pueden reescribir las ecuaciones (1) y (2) la siguiente manera:

$$\mathbf{F} = \sum T_i \vec{u}_i + m \vec{g}, \quad (6)$$

$$\boldsymbol{\tau} = \sum T_i \vec{u}_i \times \vec{b}_i. \quad (7)$$

Lo que facilita el cálculo agrupado en forma matricial de las fuerzas y torques resultantes ($[\mathbf{F}, \boldsymbol{\tau}]^T$) como:

$$\begin{bmatrix} \mathbf{F} \\ \boldsymbol{\tau} \end{bmatrix} = \mathbf{A}_x \begin{bmatrix} T_1 \\ \vdots \\ T_n \end{bmatrix} - mg \begin{bmatrix} \vec{u}_z \\ \vec{0} \end{bmatrix}, \quad (8)$$

siempre que definamos la matriz \mathbf{A}_x como:

$$\mathbf{A}_x = \begin{bmatrix} \vec{u}_1^T & \dots & \vec{u}_n^T \\ (\vec{u}_1 \times \vec{b}_1)^T & \dots & (\vec{u}_n \times \vec{b}_n)^T \end{bmatrix}. \quad (9)$$

Por otro lado, el sólido debe cumplir la segunda ley de Newton en todo momento:

$$\sum \vec{F} = \mathbf{F} = m \cdot \frac{d^2 \vec{r}}{dt^2}, \quad (10)$$

$$\sum \vec{\tau} = \boldsymbol{\tau} = I_m \cdot \frac{d^2 \vec{\alpha}}{dt^2}, \quad (11)$$

lo que se puede escribir también de forma matricial si consideramos la matriz diagonal de masa-inercia $MI = \text{diag}(m, m, m, I_x, I_y, I_z)$ como:

$$\begin{bmatrix} \mathbf{F} \\ \boldsymbol{\tau} \end{bmatrix} = MI \cdot \left[\frac{d^2 \vec{r}}{dt^2}, \frac{d^2 \vec{\alpha}}{dt^2} \right]^T = MI \cdot \ddot{\mathbf{x}}. \quad (12)$$

De manera que la relación entre las fuerzas aplicadas en el paciente y tensiones de los cables del sistema queda descrita en (8), lo que permite agrupar términos y, junto con (12) calcular las tensiones de los cables como:

$$\begin{bmatrix} T_1 \\ \vdots \\ T_n \end{bmatrix} = \mathbf{A}_x^+ \left(MI \cdot \ddot{\mathbf{x}} + mg \begin{bmatrix} \vec{u}_z \\ \vec{0} \end{bmatrix} \right), \quad (13)$$

siendo \mathbf{A}_x^+ la matriz pseudoinversa de \mathbf{A}_x .

Esta ecuación (13) permite calcular el comportamiento dinámico del sólido en el espacio de trabajo en función de las tensiones en cada cable y las características mecánicas del sólido. De esta manera, el problema queda reducido a encontrar un conjunto de valores para las tensiones que cumplan las condiciones de movimiento, o por el contrario, calcular la trayectoria del sólido para un conjunto de tensiones conocidas. Es importante aclarar que los momentos de inercia del sólido sólo coinciden con los valores iniciales para rotaciones nulas. Distintas orientaciones del efector final llevarán un cambio en los momentos axiales, que se desprecian en este primer modelo. En cualquier caso, dada la aplicación orientada a la caminata erguida, se espera que los ángulos de la pelvis sean pequeños de forma que las desviaciones del modelo sean mínimas.

Como se ha descrito anteriormente, el subsistema de la pelvis está actuado por cuatro cables, cada uno de ellos gestionado por un motor situado en la parte superior del marco exterior. Los actuadores disponen de control a bajo nivel de corriente, lo que permite regular el torque, y por lo tanto la fuerza que ejerce cada cable.

El modelo dinámico de un motor de corriente continua se puede representar mediante dos ecuaciones diferenciales:

$$V_{in}(t) - R \cdot i(t) - L \cdot \frac{di(t)}{dt} = K_e \cdot \dot{\theta}(t), \quad (14)$$

donde V_{in} es el voltaje de entrada, R la resistencia eléctrica del bobinado, L la inductancia del bobinado, $i(t)$ la corriente, K_e es la constante eléctrica y $\dot{\theta}(t)$ la velocidad angular del eje, y:

$$J \cdot \ddot{\theta}(t) = K_t \cdot i(t) - B \cdot \dot{\theta}(t) - \tau_L, \quad (15)$$

donde J es el momento de inercia del eje, K_t es la constante de torque, B el coeficiente de rozamiento, τ_L el torque resistivo (externo) ejercido sobre el eje y $\ddot{\theta}(t)$ la aceleración angular del eje.

La primera ecuación describe el comportamiento de la parte eléctrica del motor, mientras que la segunda ecuación describe la parte mecánica. Podemos considerar $i(t)$ como variable de entrada (u), ya que los actuadores permiten el control de corriente. Además, como la respuesta del sistema eléctrico es mucho más rápida, se puede despreciar su efecto sobre la dinámica del sistema completo, de manera que únicamente se considera la ecuación mecánica (15).

Las ecuaciones (13) y (15) permiten obtener el modelo que estamos buscando, ya que describen todos los sistemas implicados en el movimiento de la pelvis. La primera describe el comportamiento de los motores y la segunda el comportamiento del efector final. El punto de conexión entre ambas es la cinemática del sistema, ampliamente estudiada en trabajos como (Pott, 2010). Para conectar las ecuaciones anteriores se requiere la solución cinemática (inversa o directa), ya que la ecuación (13) está descrita en el espacio de trabajo, y la ecuación (15) se describe en el espacio de configuraciones. La solución más sencilla es modelar la dinámica desde el punto de vista del espacio de configuraciones, y es la que usaremos en este artículo. Por lo tanto, si definimos el vector $\mathbf{q} = [\theta_1, \theta_2, \theta_3, \theta_4]^T$ como la configuración del robot, y la función de cinemática directa como DK, tendremos que:

$$\mathbf{x} = \text{DK}(\mathbf{q}) \quad (16)$$

$$\dot{\mathbf{x}} = \text{DK}(\dot{\mathbf{q}}) \quad (17)$$

$$\ddot{\mathbf{x}} = \text{DK}(\ddot{\mathbf{q}}) \quad (18)$$

Entonces, las ecuaciones dinámicas del sistema final, particularizando para el caso de cuatro cables, y considerando la corriente de los motores como entrada (\mathbf{y}) y sus posiciones como variable medible de salida (\mathbf{q}) resultan:

$$\begin{bmatrix} T_1 \\ T_2 \\ T_3 \\ T_4 \end{bmatrix} = \mathbf{A}_x^+ \left(MI \cdot \text{DK}(\ddot{\mathbf{q}}) + mg \begin{bmatrix} \vec{u}_z \\ \vec{0} \end{bmatrix} \right), \quad (19)$$

$$J \cdot \ddot{\mathbf{q}} = K_t \cdot \mathbf{y} - B \cdot \dot{\mathbf{q}} - r_w \begin{bmatrix} T_1 \\ T_2 \\ T_3 \\ T_4 \end{bmatrix}, \quad (20)$$

donde r_w es el radio de los tambores acoplados en el eje del motor, que sería un escalador ya que son todos iguales. Los valores de J , B y K_t también se pueden considerar escalares por la misma razón.

El factor dependiente de la gravedad ya hace que el sistema sea no lineal, pero el principal problema de este modelo es la cinemática directa, ya que requiere de una solución por

optimización. A pesar de dichas limitaciones, se pueden realizar simulaciones ante distintas entradas que se discutirán en el apartado de experimentos. Para completar el modelo, se requieren los valores de cada uno de los parámetros, para lo cual se llevaron a cabo varios ensayos con el propósito de medir las distintas magnitudes de los mismos, como se describe a continuación.

3. Obtención de parámetros

Para aproximar el modelo lo máximo posible al comportamiento del sistema real, es fundamental obtener los parámetros físicos mediante mediciones experimentales. Las constantes que han surgido durante la etapa de modelado incluyen las constantes de torque (K_t), los momentos de inercia en el eje de los motores (J), y el coeficiente de fricción (B). También son necesarias las características mecánicas de masa e inercia (MI) de la carga que se encuentre situada en el efector final.

La constante de torque K_t se define como la relación entre el torque generado (τ_m) y la corriente ($i(t)$) que pasa por el motor: $K_t = \tau_m/i(t)$. Experimentalmente, K_t se obtiene fijando el motor en una posición estática y acoplado un dinamómetro para medir el torque. Se aplica una corriente conocida al motor y se mide el torque generado, repitiendo el proceso para diferentes valores de corriente. La constante K_t se calcula como el promedio de los valores de torque dividido por la corriente para cada medición. En nuestro caso, el resultado obtenido en los experimentos fue $K_t = 1,152 \text{ Nm/A}$.

Además, se calcularon las inercias del conjunto motor y tambor utilizando el diseño CAD del conjunto. Las propiedades inerciales del tambor incluyen una masa de 0.023 kg, un volumen de 18157.971 mm³, y las inercias principales $I1 = 4,283 \text{ kg}\cdot\text{mm}^2$, $I2 = 4,265 \text{ kg}\cdot\text{mm}^2$ y $I3 = 5,228 \text{ kg}\cdot\text{mm}^2$. El centro de gravedad se encuentra en $X = -8,675 \text{ mm}$, $Y = 9,375 \text{ mm}$, y $Z = 221,232 \text{ mm}$. Las propiedades inerciales del motor Dynamixel XH540-W150 incluyen $I1 = 7,247 \times 10^4 \text{ kg}\cdot\text{mm}^2$, $I2 = 3,866 \times 10^4 \text{ kg}\cdot\text{mm}^2$, y $I3 = 6,071 \times 10^4 \text{ kg}\cdot\text{mm}^2$. Ante la dificultad para medir el coeficiente de fricción en los motores se adopta un valor aproximado de $B = 0,10 \text{ Nms}$, similar al de otros actuadores conocidos.

Estos parámetros se aplicarán al modelo dinámico para simular el comportamiento de la pelvis de manera más realista, permitiendo ajustar tanto el modelo como los futuros controladores al sistema físico real.

4. Experimentos

Para validar el modelo dinámico desarrollado, se realizaron experimentos aplicando entradas de control en corriente en lazo abierto sobre los cuatro motores de la plataforma y comparando la evolución de la distribución de las tensiones de los cables, así como la posición y orientación del efector final con el modelo simulado. Estos experimentos se llevaron a cabo sobre dos efectores finales: un "dummy" diseñado para simular los miembros inferiores de un niño de un metro de altura, ver Figura 3 a), y una órtesis de pelvis, utilizada como acople entre el módulo de control de pelvis y el usuario ver Figura 3 b), a la cual se le incorporó una masa de 5 kg simulando el peso del usuario.

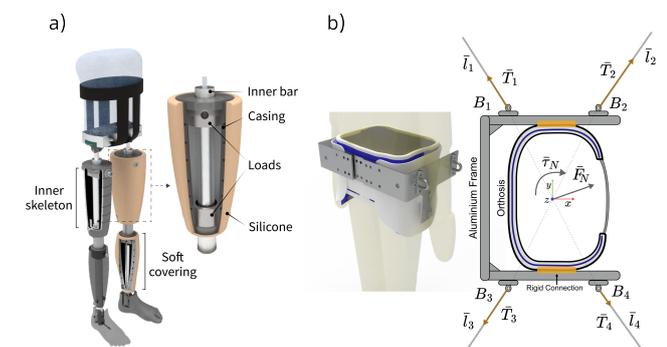


Figura 3: Solidos rígidos utilizados como efectores finales durante los experimentos. a) Diseño de la órtesis de la pelvis. b) Diseño mecánico del "dummy" utilizado durante los experimentos.

Configuración del Dummy:

- Masa: 4.5 kg
- Dimensiones de los anclajes de la pelvis: 0.10x0.10 m

Configuración de la Órtesis de Pelvis con Carga:

- Masa total: 6 kg (5 kg de una pesa añadida + 1 kg de la órtesis)
- Dimensiones de los anclajes de la pelvis: 0.10x0.30 m

Durante los ensayos, se aplicaron entradas en escalón de corriente tanto sobre los cuatro cables simultáneamente como sobre cada uno de los cables de manera independiente para comparar el comportamiento del modelo bajo varios escenarios. El procedimiento fue el siguiente:

1. Entrada de escalón para todos los cables:

- Se aplicó una corriente para mantener el sistema en equilibrio de 0.260 A.
- Se incrementó la corriente a 0.3497 A para todos los cables al mismo tiempo.

2. Entrada de escalón individual por cable:

- Se aplicó una corriente para mantener el sistema en equilibrio de 0.260 A.
- Se incrementó la corriente a 0.3497 A en cada cable por separado.

Estas pruebas permitieron observar la respuesta del sistema en términos de distribución de tensiones en los cables y cambios en la posición y orientación del efector final. Los datos recolectados incluyeron las tensiones de los cables (en N), las corrientes (en A), y las posiciones y orientaciones (en metros y radianes, respectivamente).

Durante todos los experimentos se observó una diferencia entre el resultado predicho por la simulación y la respuesta del sistema real, lo que era de esperar debido a las simplificaciones consideradas y a la falta de información en varios parámetros del sistema. A pesar de estas diferencias, el comportamiento se logra modelar con una precisión suficiente como se muestra a continuación.

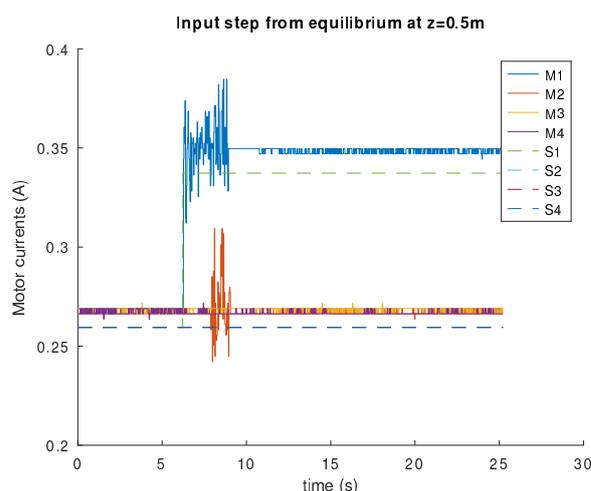


Figura 4: Comparación de las corrientes en los motores en el punto de equilibrio inicial para modelo y sistema real. También se muestra la entrada en escalón en un motor.

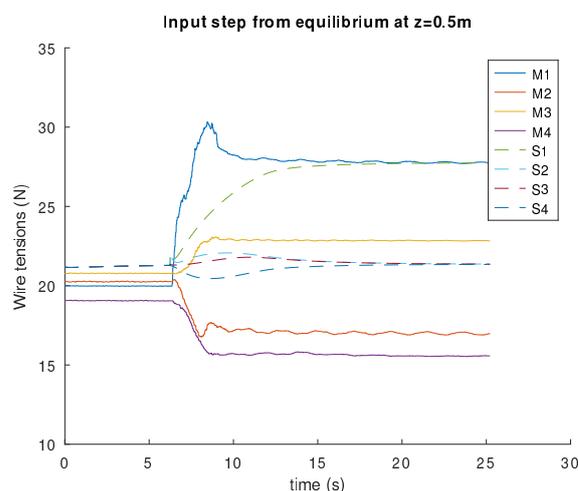


Figura 5: Comparación de las tensiones de los cables a lo largo de todo el experimento.

En la Figura 4 se puede observar que los valores de corriente son similares para la posición de equilibrio. En ambos casos, el motor número 1 (en la parte frontal derecha) recibe un incremento repentino de 1.3 veces su valor actual, lo que supone una entrada en escalón para una de las cuatro entradas del sistema.

El cambio en la entrada repercute en las tensiones de los cables, tal y como se muestra en la Figura 5.

Es llamativa la gran coincidencia entre simulación y realidad en estado estacionario para el motor que recibe la entrada escalón aunque las dinámicas son diferentes. Contrasta con la diferencia mucho mayor en la evolución de las otras tensiones.

La nueva configuración de tensiones se traslada al efector final, donde está sujeta la masa de prueba, haciendo que todo el sistema cambie de posición y orientación. La trayectoria que recorre el sistema ante la entrada escalón recibida se muestra a continuación en la Figura 6.

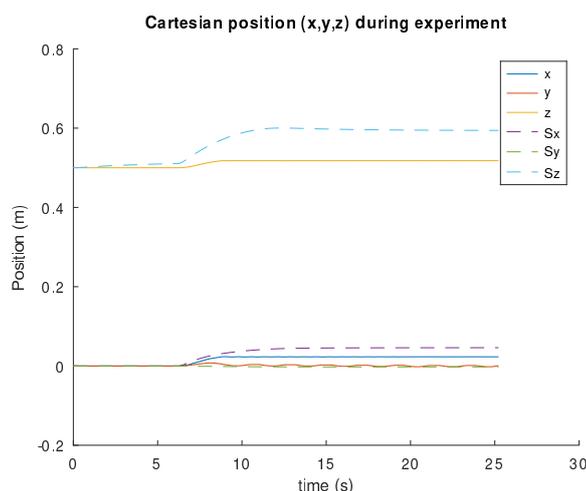


Figura 6: Evolución de la posición del "dummy" durante el experimento.

En este resultado se observa que todas las coordenadas del modelo y el sistema real tienen un comportamiento similar, pero hay diferencias en cuanto a la magnitud final en estado estacionario.

Aunque hay una diferencia apreciable entre los resultados de simulación y la respuesta real, se observa que la evolución de las variables es coherente, por lo que se puede decir que el modelo está bien planteado aunque los parámetros considerados deben ser incorrectos.

5. Conclusiones

Este estudio presenta un modelo dinámico del módulo de pelvis para el sistema Discover2Walk (D2W), orientado al diseño de controladores avanzados capaces de ofrecer intervenciones de rehabilitación precisas, personalizadas y eficaces. Aunque nuestro modelo ha tenido en cuenta elementos esenciales como la geometría, la masa y la tensión del cable, sigue teniendo ciertas deficiencias. Por ejemplo, hemos aproximado la pelvis como un cuerpo rígido, sin tener en cuenta otros aspectos como la movilidad del paciente. Además, asumimos unas condiciones de trabajo ideales para los cables y las poleas, sin tener datos precisos de fricción, el desgaste y otros factores no ideales. Las futuras revisiones deben crecer en complejidad e incorporar los parámetros desconocidos, permitiendo mejorar y validar este modelo mediante más pruebas experimentales. Abordar estos retos facilitará la realización de sistemas de control personalizados, fiables y eficaces dentro del marco D2W, avanzando en el campo de la tecnología de rehabilitación de la marcha pediátrica, mejorando así la calidad de vida de innumerables niños afectados por parálisis cerebral.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado por el Ministerio de Ciencia e Innovación gracias al proyecto Discover2Walk «Desarrollo de una plataforma robótica para ayudar a niños con Parálisis Cerebral a descubrir cómo caminar» (Ref. PID2019-105110RB-C31), y por del programa Juan de la Cierva, con

referencia FJC2021-046692-I, concedida por el Ministerio de Ciencia e Innovación.

Referencias

- Bayón, C., Raya, R., Lara, S. L., Ramírez, O., Serrano, I., Rocon, E., 2016. Robotic therapies for children with cerebral palsy: A systematic review. *Transl Biomed* 7 (1), 1–10. DOI: 10.21767/2172-0479.100044
- Bayón, C., Raya, R., Lerma-Lara, S., Ramírez, O., Serrano, I., Rocon, E., 2017. Development and evaluation of a novel robotic platform for gait rehabilitation in patients with cerebral palsy: Cpwalker. *Rob Auton Syst* 91, 101–114. DOI: 10.1016/j.robot.2016.12.015
- Chen, X., Ragonesi, C., Galloway, J. C., Agrawal, S. K., 2011. Training toddlers seated on mobile robots to drive indoors amidst obstacles. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 19 (3), 271–279. DOI: 10.1109/TNSRE.2011.2114370
- Delgado-Oleas, G., Romero-Sorozabal, P., Lora-Millan, J., Gutierrez, A., Rocon, E., 2023a. Bioinspired hierarchical electronic architecture for robotic locomotion assistance: Application in exoskeletons. *IEEE Access* 11, 131610–131622. DOI: 10.1109/ACCESS.2023.3336003
- Delgado-Oleas, G., Romero-Sorozabal, P., Lora-Millan, J., Gutierrez, A., Rocon, E., Apr. 2023b. Diseño y desarrollo de una arquitectura electrónica bioinspirada para el control de sistemas de asistencia a la locomoción. *Revista Iberoamericana de Automática e Informática industrial* 20 (3), 293–302. DOI: 10.4995/riai.2023.18748
- Gassert, R., Dietz, V., 2018. Rehabilitation robots for the treatment of sensorimotor deficits: a neurophysiological perspective. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 15 (1), 1–15. DOI: 10.1186/S12984-018-0383-X
- Jezernik, S., Colombo, G., Keller, T., Frueh, H., Morari, M., 2003. Robotic orthosis lokomat: A rehabilitation and research tool. *Neuromodulation: Technology at the Neural Interface* 6 (2), 108–115. DOI: 10.1046/j.1525-1403.2003.03017.x
- Kang, J., Martelli, D., Vashista, V., Martinez-Hernandez, I., Kim, H., Agrawal, S. K., 2017. Robot-driven downward pelvic pull to improve crouch gait in children with cerebral palsy. *Sci Robot* 2 (July), 1–12. DOI: 10.1126/scirobotics.aan2634
- Lerner, Z. F., Damiano, D. L., Bulea, T. C., 2017. A lower-extremity exoskeleton improves knee extension in children with crouch gait from cerebral palsy. *Sci Transl Med* 9 (404), 1–11. DOI: 10.1126/scitranslmed.aam9145
- Martin, J. H., Chakrabarty, S., Friel, K. M., 2011. Harnessing activity-dependent plasticity to repair the damaged corticospinal tract in an animal model of cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 53 (Suppl 4), 9–13. DOI: 10.1111/j.1469-8749.2011.04055.x
- Miller, D. P., Fagg, A. H., Ding, L., Kolobe, T. H. A., Ghazi, M. A., 2015. Robotic crawling assistance for infants with cerebral palsy. In: *Artificial Intelligence Applied to Assistive Technologies and Smart Environments: Papers from the 2015 Association for the Advancement of Artificial Intelligence Workshop*. pp. 36–38.
- Palomino-Díaz, V., Romero-Sorozabal, P., Delgado-Oleas, G., Martín, C., 2021. Diseño conceptual de una plataforma robótica para ayudar a que los niños con parálisis cerebral descubran cómo caminar. In: *XII Simposio CEA de Bioingeniería*. Vol. 83.
- Pott, A., 2010. *An Algorithm for Real-Time Forward Kinematics of Cable-Driven Parallel Robots*. Springer Netherlands, pp. 529–538.
- Pott, A., 2018. *Cable-driven parallel robots: Theory and application*. Vol. 120. Springer. DOI: 10.1007/978-3-319-76138-1
- Romero Sorozabal, P., Delgado-Oleas, G., Gutierrez, A., Rocon, E., 2023. Individualized three-dimensional gait pattern generator for lower limbs rehabilitation robots. In: *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*. Singapore.
- Veneman, J. F., Kruidhof, R., Hekman, E. E. G., Ekkelenkamp, R., Van Asseldonk, E. H. F., Van Der Kooij, H., 2007. Design and evaluation of the lopes exoskeleton robot for interactive gait rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 15 (3), 379–386. DOI: 10.1109/TNSRE.2007.903919