

Control basado en modelo de exoesqueleto pediátrico para la marcha. Model-based control of pediatric exoskeleton for walking.

Adriana Cruz-Cortes ^a, Mariana Felisa Ballesteros-Escamilla ^a, David Cruz-Ortiz ^{b,*}

^aLaboratorio de Robótica Médica y Bioseñales, CIDETEC, Instituto Politécnico Nacional, Gustavo A. Madero, Ciudad de México, México.

^bLaboratorio de Robótica Médica y Bioseñales, UPIBI, Instituto Politécnico Nacional, Av. Acueducto S/N, La Laguna Ticoman, Gustavo A. Madero, 07340, Ciudad de México, México.

Resumen

Se presenta el desarrollo y el control de un exoesqueleto de miembro inferior (EMI) para la movilización de usuarios pediátricos durante el ciclo de la marcha. El diseño mecánico del EMI es ajustable, diseñado para usuarios de 7 a 10 años (edad escolar), y contempla las dimensiones antropométricas y seis rangos angulares: flexión/extensión de cadera, rodilla y tobillo en ambas extremidades. La manufactura del dispositivo comprende principalmente estructuras fabricadas mediante impresión tridimensional con filamento de ácido poliláctico, perfiles ranurados de aluminio, dos sistemas de guía lineal, rodamientos y un soporte de aluminio para sostener el peso del exoesqueleto. Como parte del control del dispositivo, se implementó un control proporcional, integral y derivativo con compensación de la dinámica del sistema a partir del modelo dinámico simplificado del EMI. Los resultados se evaluaron con el error cuadrático medio, mostrando que el control propuesto es capaz de realizar el seguimiento de la trayectoria del ciclo de la marcha estándar de un usuario en edad escolar.

Palabras Clave: Exoesqueleto pediátrico, Ciclo de la marcha, Rehabilitación robótica.

Abstract

The development and control of a lower-limb exoskeleton (LLE) for the mobilization of pediatric users during gait are presented. The mechanical design of the LLE is adjustable and designed for users aged 7 to 10 years old (school-age), taking into account anthropometric dimensions and six angular ranges: hip, knee, and ankle flexion/extension in both extremities. The manufacturing of the device primarily comprises 3D-printed structures made from polylactic acid filament, slotted aluminum profiles, two linear guide systems, bearings, and an aluminum bracket to support the weight of the exoskeleton. As part of the device control, a proportional integral derivative control with compensation for the system dynamics was implemented based on the simplified dynamic model of the LLE. The results were evaluated using the mean square error, showing that the proposed control is capable of tracking the standard gait cycle trajectory of a school-age user.

Keywords: Pediatric exoskeleton, Gait cycle, Robotic rehabilitation

1. Introducción

Los trastornos neuromotores afectan la marcha, el control postural y el tono muscular, siendo el más frecuente la parálisis cerebral (PC). La PC engloba un grupo de trastornos permanentes del movimiento, de la postura y del tono muscular, que causan limitación de la actividad y se atribuyen a alteraciones no progresivas ocurridas en el cerebro fetal o inmaduro en desarrollo (Patel *et al.*, 2020). Para mejorar la calidad de vida de estos pacientes, se ha demostrado que la rehabilitación temprana mejora el control motor, la fuerza y la resistencia musculares,

el rango de movimiento articular y la movilidad de patrones de movimiento, así como la prevención de deformidades musculoesqueléticas y, con ello, promueve la independencia funcional (Cantero *et al.*, 2021; Moll *et al.*, 2022; Patel *et al.*, 2020).

Entre las técnicas de rehabilitación más comunes se encuentra la rehabilitación convencional realizada por un fisioterapeuta, pero también se han incorporado sistemas de rehabilitación de la marcha asistida por robots, como los exoesqueletos de miembros inferiores (EMI). Ya que han mostrado ser dispositivos prometedores en la rehabilitación debido a que permiten

*Autor para correspondencia: dcruzo@ipn.mx (David Cruz-Ortiz)

Correo electrónico: dcruzo@ipn.mx (David Cruz-Ortiz), mballesterose@ipn.mx (Mariana Felisa Ballesteros-Escamilla), acruze1602@alumno.ipn.mx (Adriana Cruz-Cortes)

Historial del manuscrito: recibido el 18/07/2025, última versión-revisada recibida el 05/02/2026, aceptado el 02/02/2026, publicado el 25/03/2026. **DOI:** <https://doi.org/10.29057/icbi.v14iEspecial.15479>



asistir o recuperar las funciones del ciclo de la marcha de usuarios que tienen algún trastorno neuromotor como lo es la PC (Yu *et al.*, 2023; Sarajchi y Sirlantzis, 2023b). El dispositivo se ajusta al cuerpo del usuario para asegurar su estabilidad y el soporte, mientras controla los movimientos de cada articulación de sus extremidades para lograr el reentrenamiento de la marcha y la actividad muscular. Donde su objetivo en la rehabilitación es mejorar su equilibrio, fuerza y velocidad (Rakhmatillaev *et al.*, 2024).

Sin embargo, el desarrollo de exoesqueletos pediátricos es escaso, sabiendo que los exoesqueletos dirigidos a pacientes pediátricos deben ser dispositivos ajustables y personalizados para esta población debido a su crecimiento y sus capacidades biomecánicas que difieren de las de un adulto. Se han desarrollado EMIs pediátricos; sin embargo, suelen ser voluminosos, costosos y pesados (Pacheco-Chérrez *et al.*, 2025; Moll *et al.*, 2022).

Entre los desafíos en el desarrollo de este tipo de dispositivos se encuentran principalmente los algoritmos de control, ya que deben adaptarse a diferentes entornos según la intención motora del usuario. Existen varios estudios que han revisado y comparado las estrategias de control para EMI, como (Baud *et al.*, 2021; Tucker *et al.*, 2015; Yan *et al.*, 2015), donde se pueden encontrar principalmente el control por posición a partir de una trayectoria previamente definida y el control basado en modelos. Donde el primer método, si bien resulta sencillo de implementar y robusto, brinda al usuario la capacidad de moverse siguiendo una trayectoria predefinida, sin considerar las intenciones propias del usuario.

Por otro lado, el uso de controles basados en modelos permite realizar compensaciones principalmente del vector de gravedad, además de proporcionar asistencia para controlar el equilibrio y generar una reducción de los torques articulares necesarios para el movimiento del usuario (Yan *et al.*, 2015). Donde la compensación de la gravedad resulta primordial en exoesqueletos de múltiples articulaciones para que el usuario no perciba la inercia y el peso del dispositivo. Este tipo de control suele aplicarse a usuarios con paraplejía o debilidad muscular que son capaces de participar en el proceso de caminar. Sin embargo, es necesario el cálculo preciso del sistema dinámico/cinemático acoplado usuario/exoesqueleto, por lo que se han utilizado modelos estáticos simplificados debido a la complejidad que conlleva el modelado (Sarajchi y Sirlantzis, 2023a).

En este contexto, entre los controles más implementados se encuentra el control proporcional integral derivativo (PID) debido a su simplicidad y facilidad de ajuste. Sin embargo, su desempeño puede verse comprometido si no se incorpora una compensación explícita de la dinámica del sistema (Yu, 2018; Touati *et al.*, 2024). En este sentido, el enfoque de control PID compensado se basa en modelar las ecuaciones dinámicas completas del exoesqueleto, incluyendo la inercia, los términos de Coriolis, la gravedad y la fricción. Esta estrategia mejora considerablemente la precisión del seguimiento de trayectorias, reduce el esfuerzo de interacción física con el usuario y mantiene la estabilidad del sistema incluso ante perturbaciones o incertidumbre en los parámetros.

En este sentido, en el presente trabajo se desarrolla el modelo dinámico simplificado de un EMI pediátrico para generar el seguimiento de la trayectoria del ciclo de marcha de usuarios en edad escolar a partir de un control PID con compensación

completa de la dinámica del sistema o del par calculado.

2. Descripción del exoesqueleto

En la presente sección se desglosan los criterios de diseño considerados para el desarrollo del EMI denominado Exrria-Buddy. Posteriormente, las características del diseño estructural y el proceso de manufactura del dispositivo.

2.1. Criterios de diseño

Exrria-Buddy se desarrolló para la población en edad escolar, que abarca de 7 a 10 años. Las principales consideraciones para el diseño de este exoesqueleto contemplan las medidas antropométricas de la población de América Latina y los rangos de movimiento angular (RMA) para la flexión-extensión (F-E) de la cadera, la rodilla y el tobillo.

En la Tabla 1 se muestran las principales medidas antropométricas consideradas para el diseño, y en la Tabla 2 se presentan los RMA para cada grado de libertad (GDL).

Tabla 1: Medidas antropométricas de usuarios en edad escolar (Prado-Leon *et al.*, 2001; Chaurand *et al.*, 2001).

Segmentos	Rango de longitud [cm]
Planta de pie – cadera	65–76.1
Planta de pie – rodilla	33.5–39.7
Planta de pie – tobillo	5.7–6.3
Diámetro bitrocantéreo	21.3–30.3
Altura	121–151

Tabla 2: Rango de movimiento angular (RMA) de usuarios pediátricos (Sankar *et al.*, 2012; Soucie *et al.*, 2011).

GDL	Cadera	Rodilla	Tobillo
F-E [deg]	126.4-23	154-6.9	27-69.4

2.2. Diseño estructural

Exrria-Buddy cuenta con un diseño ajustable que permite acoplarse a diferentes medidas en el ancho de la cadera, en la altura de las extremidades, así como en la longitud de las plantas de los pies. Cuenta con dos extremidades, cada una con tres articulaciones, alineadas con la cadera, la rodilla y el tobillo del usuario. En la Figura 1 se muestran las dimensiones máximas en las que el dispositivo puede configurarse, donde 47 cm × 30 cm × 96 cm corresponden a altura, profundidad y ancho, respectivamente. Además, se muestra la longitud máxima a la que el dispositivo permite ajustarse en la planta de pie de un usuario en edad escolar.

Asimismo, el dispositivo cuenta con la capacidad de desplazarse en cada uno de sus GDL, con los valores necesarios de RMA, para generar un ciclo de la marcha estándar. Adicionalmente, incorpora restricciones mecánicas diseñadas internamente en las articulaciones, que limitan el desplazamiento angular conforme a los valores establecidos en la Tabla 3. Estas restricciones contribuyen a prevenir movimientos anómalos, garantizando la seguridad del usuario pediátrico y la integridad del dispositivo.

Tabla 3: RMA considerados en el EMI.

GDL	Cadera	Rodilla	Tobillo
F-E [deg]	102-19	124-6	22-56

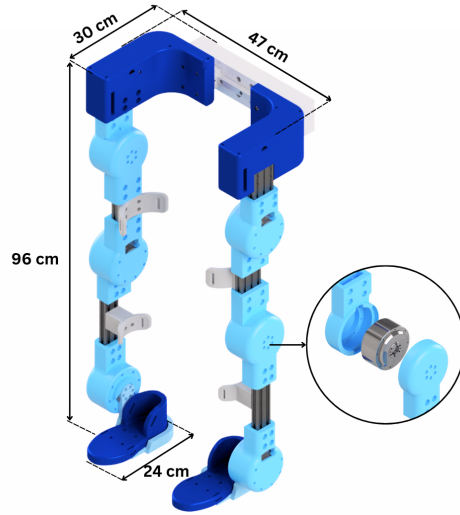


Figura 1: Vista isométrica del EMI Exria-Buddy.

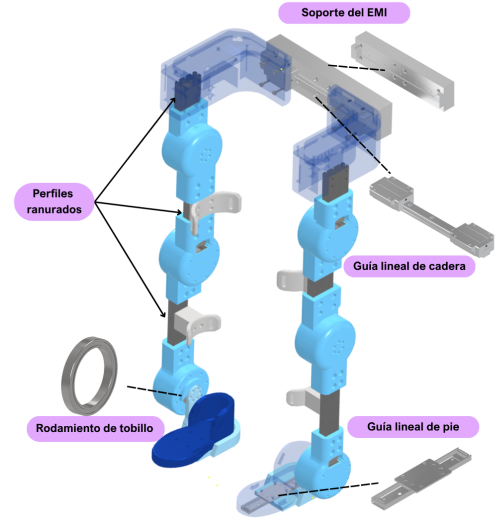


Figura 2: Principales componentes del EMI.

2.3. Características mecánicas del diseño

El diseño del EMI consta principalmente de piezas de ácido poliláctico (PLA) debido a su versatilidad y amplia aplicación en órtesis. En la Figura 1 se observan las piezas manufacturadas de PLA que corresponden principalmente a las articulaciones del dispositivo, mostradas en azul claro, además de los soportes de cadera y pie mostrados en azul marino, y las abrazaderas para sujetar al usuario, mostradas en gris, ubicadas entre las articulaciones. En la Figura 2 se observan las estructuras que aportan mayor rigidez al diseño, que son principalmente de aluminio y acero. Se muestran los perfiles ranurados de aluminio que permiten la unión de las articulaciones, el soporte completo del EMI ubicado en la parte posterior del EMI, los rodamientos ubicados en las articulaciones del tobillo y el soporte del tobillo al eje del motor. Por otra parte, los segmentos que permiten ajustar el diseño son los sistemas de guía lineal ubicados en el soporte del pie y en la cadera. Los materiales de cada componente del EMI se muestran en la Tabla 4.

Tabla 4: Material de los componentes del EMI.

Componente	Material
Perfiles ranurados	6061-T6 Aluminio (MOASA Perfiles, 2023)
Rodamiento de tobillo	440C Acero (The Timken Company, 2020)
Guía lineal de pie y cadera	304 Acero inoxidable (THK Co., Ltd., 2023)
Soporte del EMI	6061 Aluminio

3. Modelo dinámico del sistema

Cada extremidad del EMI se puede representar como un péndulo de 3 GDL, como se observa en la Figura 3. Se introduce la variable α_{1i} que representa el vector de posiciones angulares de cada articulación. Los subíndices $i = [r, z]$, donde r y z representan la extremidad derecha e izquierda del EMI. El vector α_{1i} está definido por $\alpha_{1i} = [\alpha_{1i,1} \ \alpha_{1i,2} \ \alpha_{1i,3}]^T$ donde cada elemento $\alpha_{1i,c}$ corresponde a una articulación del EMI que puede tomar valores de $c = [1, 2, 3]$, donde 1, 2 y 3 representan la articulación de cadera, rodilla y tobillo de cada extremidad, respectivamente. Por lo tanto, el vector que define las posiciones de la extremidad derecha es $\alpha_{1r} = [\alpha_{1r,1} \ \alpha_{1r,2} \ \alpha_{1r,3}]^T$. Asimismo, $D_{i,c}$ representa la longitud de cada eslabón del EMI; es decir, la dimensión del eslabón de la cadera a la rodilla se denota como $D_{r,1}$.

El modelo dinámico de una extremidad del EMI se puede representar como,

$$M(\alpha_{1i})\ddot{\alpha}_{1i} + C(\alpha_{1i}, \dot{\alpha}_{1i})\dot{\alpha}_{1i} + P(\alpha_{1i}) = \tau_i \quad (1)$$

Donde M representa la matriz de inercia, la matriz C corresponde a los efectos de Coriolis y los efectos centrífugos asociados al movimiento, y P son las fuerzas o movimientos derivados de energías externas, como lo son los efectos gravitacionales, y τ_i representa el vector de las entradas del control.

Con el fin de presentar de manera compacta las expresiones de cada una de las matrices, se realiza un cambio de variables, definiendo el vector de coordenadas generalizadas α_{1i} como $\alpha = [\alpha_1 \ \alpha_2 \ \alpha_3]^T$ y $D_{i,c}$ y el vector de longitudes de los eslabones $D = [D_1 \ D_2 \ D_3]^T$. Asimismo, se introduce el conjunto de variables auxiliares $\sigma = [\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3, \dots, \sigma_n]$ para simplificar la formulación del modelo.

Adicionalmente, se define $d = [d_1 \ d_2 \ d_3]^T$ como el vector que contiene las posiciones del centro de masa de cada eslabón, $m = [m_1 \ m_2 \ m_3]^T$ como el vector de masas, $I = [I_1 \ I_2 \ I_3]^T$ como los momentos de inercia correspondientes, y g como la aceleración debida a la gravedad. Bajo estas consideraciones, las matrices del modelo dinámico están dadas por:

$$M(\alpha) = \begin{bmatrix} \sigma_1 & \sigma_2 & \sigma_3 \\ \sigma_2 & \sigma_4 & \sigma_5 \\ \sigma_3 & \sigma_5 & \sigma_6 \end{bmatrix} \quad (2)$$

donde,

$$\begin{aligned} \sigma_1 &= -\dot{\alpha}_2 (\sigma_1 + 2 D_1 D_2 m_3 \sin(\alpha_2) + 2 D_1 d_2 m_2 \sin(\alpha_2)) \\ &\quad - \dot{\alpha}_3 (\sigma_1 + 2 D_2 d_3 m_3 \sin(\alpha_3)) \\ \sigma_2 &= -\dot{\alpha}_2 (\sigma_5 + D_1 D_2 m_3 \sin(\alpha_2) + D_1 d_2 m_2 \sin(\alpha_2)) \\ &\quad - \dot{\alpha}_3 (\sigma_5 + 2 D_2 d_3 m_3 \sin(\alpha_3)) \\ \sigma_3 &= 2 D_1 d_3 m_3 \sin(\alpha_2 + \alpha_3) \\ \sigma_4 &= -2 D_2 \dot{\alpha}_3 d_3 m_3 \sin(\alpha_3) \\ \sigma_5 &= -D_2 \dot{\alpha}_3 d_3 m_3 \sin(\alpha_3) \\ \sigma_6 &= m_3 d_3^2 + I_3 \end{aligned}$$

$$P(\alpha) = \begin{bmatrix} gm_3(\sigma_7 + D_1 \sin(\alpha_1) + \sigma_8) + gm_2(d_2 \sin(\alpha_1 + \alpha_2) \\ + D_1 \sin(\alpha_1) + gd_1 m_1 \sin(\alpha_1)) \\ gm_3(\sigma_7 + \sigma_8) + gd_2 m_2 \sin(\alpha_1 + \alpha_2) \\ gd_3 m_3 \sin(\alpha_1 + \alpha_2 + \alpha_3) \end{bmatrix} \quad (3)$$

donde,

$$\begin{aligned} \sigma_7 &= D_2 \sin(\alpha_1 + \alpha_2) \\ \sigma_8 &= d_3 \sin(\alpha_1 + \alpha_2 + \alpha_3) \\ C(\alpha, \dot{\alpha}) &= \begin{bmatrix} C_1 & C_2 & C_3 \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (4)$$

$$C_1 = \begin{bmatrix} -\dot{\alpha}_2 \sigma_{12} - \dot{\alpha}_3 \sigma_{13} \\ \dot{\alpha}_1 \sigma_{12} - \sigma_{11} \\ \dot{\alpha}_1 \sigma_{13} + D_2 \dot{\alpha}_2 d_3 m_3 \sin(\alpha_3) \end{bmatrix}$$

$$C_2 = \begin{bmatrix} -D_1 \dot{\alpha}_1 \sigma_9 - D_1 \dot{\alpha}_2 \sigma_9 - \dot{\alpha}_3 d_3 m_3 \sigma_{10} \\ -\sigma_{11} \\ D_2 d_3 m_3 \sin(\alpha_3) (\dot{\alpha}_1 + \dot{\alpha}_2) \end{bmatrix}$$

$$C_3 = \begin{bmatrix} -d_3 m_3 \sigma_{10} (\dot{\alpha}_1 + \dot{\alpha}_2 + \dot{\alpha}_3) \\ -D_2 d_3 m_3 \sin(\alpha_3) (\dot{\alpha}_1 + \dot{\alpha}_2 + \dot{\alpha}_3) \\ 0 \end{bmatrix}$$

que representa,

$$\begin{aligned} \sigma_9 &= d_2 m_2 \sin(\alpha_2) + d_3 m_3 \sin(\alpha_2 + \alpha_3) + D_2 m_3 \sin(\alpha_2) \\ \sigma_{10} &= D_1 \sin(\alpha_2 + \alpha_3) + D_2 \sin(\alpha_3) \\ \sigma_{11} &= D_2 \dot{\alpha}_3 d_3 m_3 \sin(\alpha_3) \\ \sigma_{12} &= \sigma_{14} + D_1 D_2 m_3 \sin(\alpha_2) + D_1 d_2 m_2 \sin(\alpha_2) \\ \sigma_{13} &= \sigma_{14} + D_2 d_3 m_3 \sin(\alpha_3) \\ \sigma_{14} &= D_1 d_3 m_3 \sin(\alpha_2 + \alpha_3) \end{aligned}$$

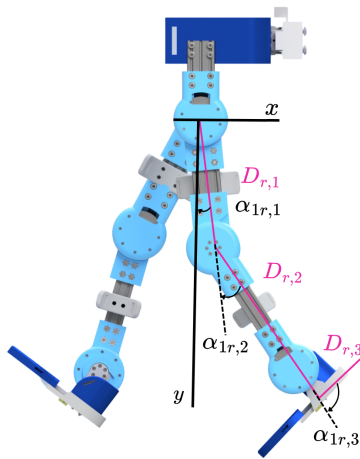


Figura 3: Configuración de las articulaciones del EMI.

4. Estrategia de control

En la siguiente sección se presenta el planteamiento del problema del objetivo de control, así como el diseño del algoritmo de control considerando el modelo dinámico del sistema.

4.1. Planteamiento del problema

El objetivo del control es garantizar que cada articulación del EMI siga una trayectoria de referencia predefinida $\alpha_{1i,c}^*$. Para ello, el algoritmo de control propuesto calcula la señal de control necesaria para regular la posición angular de cada articulación del EMI. Bajo este planteamiento, el problema de seguimiento de trayectoria puede formularse como

$$\lim_{t \rightarrow \infty} |e_{i,c}(t)| = 0, \quad (5)$$

donde $e_{i,c} = \alpha_{1i,c} - \alpha_{1i,c}^*$ define el error de seguimiento de trayectoria de la articulación c de la extremidad i , y $e_i = [e_{i,1} \ e_{i,2} \ e_{i,3}]^T$ es el vector de errores de seguimiento.

4.2. Diseño del control

En este trabajo se implementa un esquema de control PID con compensación total de la dinámica del sistema (PID+C), también conocido como control por par calculado, con el fin de resolver el problema de seguimiento planteado. A partir del modelo dinámico del sistema, dado por la ecuación (1), se despeja la aceleración angular $\ddot{\alpha}_{1i}$, obteniendo

$$\ddot{\alpha}_{1i} = M(\alpha_{1i})^{-1} (\tau_i - C(\alpha_{1i}, \dot{\alpha}_{1i}) \dot{\alpha}_{1i} - P(\alpha_{1i})) \quad (6)$$

Con el objetivo de compensar completamente la dinámica no lineal del sistema y eliminar los acoplamientos entre articulaciones, se propone la siguiente ley de control por par calculado

$$\tau_i = C(\alpha_{1i}, \dot{\alpha}_{1i}) \dot{\alpha}_{1i} + P(\alpha_{1i}) + M(\alpha_{1i}) (\ddot{\alpha}_{1i}^* + \tau_{2,i}), \quad (7)$$

donde $\ddot{\alpha}_{1i}^*$ es la aceleración angular y $\tau_{2,i}$ corresponde a una señal de control auxiliar definida a partir de un esquema PID independiente por articulación y se define como $\tau_{2,i} = [\tau_{2,i,1} \ \tau_{2,i,2} \ \tau_{2,i,3}]^T$. El control PID para cada articulación se define como, El control PID para cada articulación se define como

$$\tau_{2,i,c}(t) = -k_{p,i,c} e_{i,c}(t) - k_{i,i,c} \int_0^t e_{i,c}(\tau) d\tau - k_{d,i,c} \dot{e}_{i,c}(t) \quad (8)$$

donde $k_{p,i,c}$, $k_{i,i,c}$ y $k_{d,i,c}$ son ganancias escalares positivas ajustadas de manera independiente para cada articulación c y para cada extremidad i .

5. Modelo del sistema dinámico experimental

Para la implementación de las estrategias de control propuestas, se desarrolló un modelo dinámico del sistema en *Matlab*[®], siguiendo la metodología presentada en la Figura 4. En primer lugar, se importó a *Simulink* una base de datos que contiene las trayectorias de referencia de cada articulación. Obtenida de una base de datos abierta reportada en (Senden *et al.*, 2023), correspondiente a un estudio biomecánico de la marcha en población pediátrica. La duración de un ciclo de marcha se estableció en cinco segundos. Adicionalmente, se implementaron distintos esquemas de control, incluyendo un control PD, un control PID y un control PID con compensación de la dinámica del sistema, conforme a la ley de control definida en la ecuación 7. A partir del modelo dinámico obtenido previamente en la ecuación 1, se incorporaron las matrices que describen la dinámica del sistema en un bloque *Matlab Function* del entorno *Simulink*. Asimismo, se integraron las trayectorias de referencia y los algoritmos de control correspondientes, para obtener el modelo completo del sistema dinámico experimental.

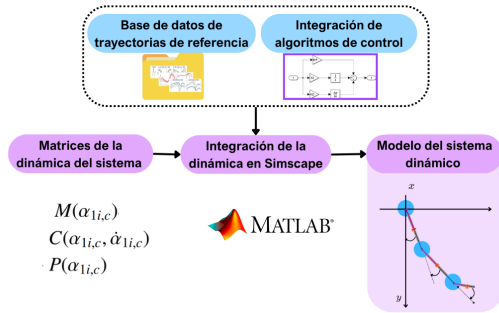


Figura 4: Metodología experimental.

6. Resultados experimentales

Con el fin de evaluar la efectividad del controlador propuesto, se realizaron comparaciones con controladores PID y PD, cuyas ganancias fueron ajustadas de manera empírica con base en la reducción de la norma del error de seguimiento. Para ambos controladores, las ganancias K_p , K_i y K_d se mantuvieron constantes entre extremidades; sin embargo, en el caso del controlador PD se excluyó la ganancia integral K_i . Para la extremidad derecha, los valores utilizados fueron $K_p = 200$, $K_i = 5$ y $K_d = 25$.

Posteriormente, el desempeño de cada esquema de control se evaluó considerando el seguimiento de trayectoria, la norma del error de seguimiento e integral de la norma del control.

Para la evaluación de la norma del error de seguimiento de trayectoria y la integral de la norma del control de todos los GDL se realizó a partir de la siguiente expresión:

$$\|R\| = \sqrt{\sum_{n=1}^6 (R_{i,c})^2}. \quad (9)$$

Donde $R_{i,c}$ puede tomar los valores de $e_{i,c}$ o de $\tau_{i,c}$, i es la lateralidad del EMI y c el GDL correspondiente. De esta forma, la norma del error de seguimiento $\|e\|$ proporciona una medida global del desempeño del LLE respecto a la trayectoria

de referencia, mientras que la integral de la norma del control $\int_0^t \|\tau(x)\| dx$ es una estimación del gasto energético asociado al seguimiento de dicha trayectoria.

Como parte de los resultados obtenidos, se presentan las Figuras 5, 6 y 7, que muestran el desempeño de los controles PD, PID y PID+C, donde la línea de color magenta punteada, la línea de color azul marino punteada y la línea de color morado continua, respectivamente.

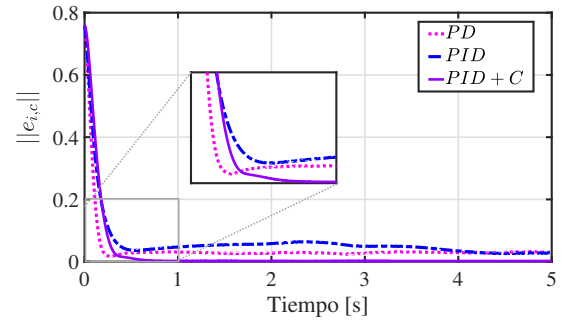


Figura 5: Norma del error de seguimiento de trayectoria de la extremidad derecha del EMI.

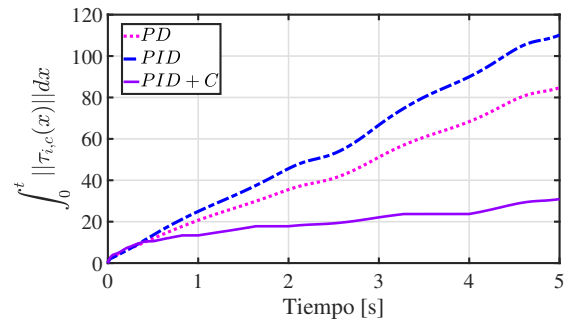


Figura 6: Integral de la norma de control.

En la Figura 7 se observa el seguimiento de la trayectoria de cada GDL que integra la extremidad derecha del EMI de la cadera, la rodilla y el tobillo en las gráficas A, B y C, respectivamente. Observe que el seguimiento de trayectoria en todos los controles se reproduce de acuerdo a la trayectoria de referencia que se muestra en la línea negra continua. En los casos B y C se puede observar cómo convergen el seguimiento de trayectoria y en el caso A se observa en la vista aumentada cómo el control PID+C tiene un mejor rendimiento respecto al seguimiento de trayectoria.

Como resultado del seguimiento de trayectoria, se muestra la norma del seguimiento de trayectoria en la Figura 5. La convergencia de los tres controles es antes de 0.5 segundos. Note que el control PD responde más rápido en comparación con los otros controles, pero el control PID+C tiene un mejor rendimiento en cuanto a precisión del seguimiento, ya que se encuentra por debajo de la norma del error del control PID y del control PD. Finalmente, el RMSE obtenido del seguimiento de trayectoria con el PID+C fue de 0.0842 rad para la F-E de cadera, 0.0236 rad en F-E de rodilla y 0.0034 rad en F-E del tobillo.

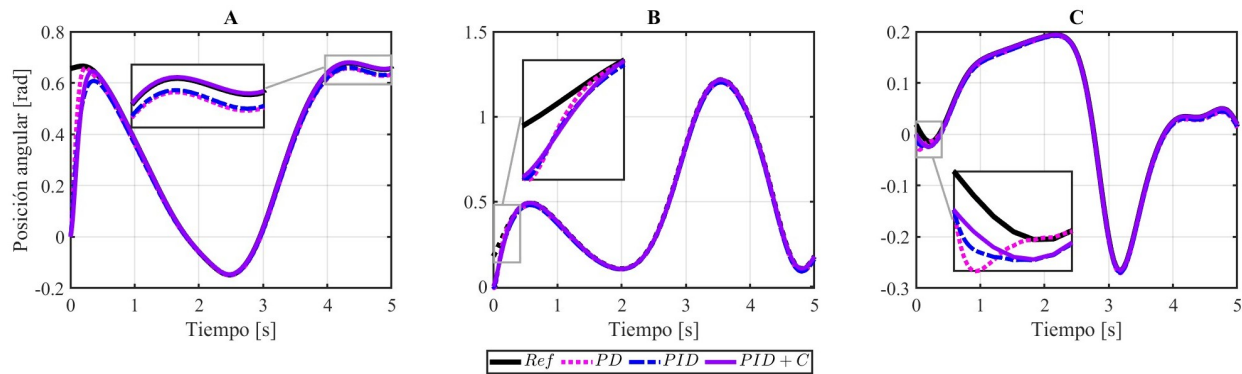


Figura 7: Seguimiento de trayectoria de la extremidad derecha del EMI. (A) $\alpha_{1r,1}$, (B) $\alpha_{1r,2}$, (C) $\alpha_{1r,3}$

En la Figura 6 se muestra el gasto de energía de los controles, donde el control PID tiene un mayor gasto con 110 Nm, seguido por el PD con 84 Nm y con menor gasto el control PID+C con 31 Nm. Este último muestra ser el control con menor gasto energético, por mucho menor que el propio control PID sin compensación.

7. Conclusiones

Este artículo presentó el diseño mecánico en CAD de un EMI ajustable para usuarios en edad escolar, considerando su antropometría. Adicionalmente, se diseñó el modelo dinámico simple del EMI, considerando el sistema de un péndulo invertido simple y las variables mecánicas del diseño propuesto. Para evaluar el modelo dinámico, se implementó un control PID con compensación debido a sus ventajas para EMIs con múltiples articulaciones. El control PID con compensación de la dinámica mostró un mejor desempeño respecto al error de seguimiento; asimismo, muestra un menor gasto energético de 31 Nm respecto a los controles clásicos sin compensación (PD y PID) y con un RMSE de 0.0842 rad, 0.0236 rad y 0.0034 rad para cadera, rodilla y tobillo, respectivamente.

Agradecimientos

Los autores del presente trabajo agradecen el apoyo del Instituto Politécnico Nacional a través de los proyectos: SIP-20250223 y SIP-20250253. Adicionalmente, los autores agradecen el apoyo brindado por la Secretaría de Educación, Ciencia, Tecnología e Innovación de la Ciudad de México (SECTEI) a través del proyecto SECTEI/081/2024. A. Cruz-Cortes agradecen la beca otorgada por SECIHTI, CVU: 1323086.

Referencias

- Baud, R., Manzoori, A. R., Ijspeert, A., y Bouri, M. (2021). Review of control strategies for lower-limb exoskeletons to assist gait. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 18:1–34.
- Cantero, M. J. P., Medinilla, E. E. M., Martínez, A. C., y Gutiérrez, S. G. (2021). Abordaje integral del niño con parálisis cerebral. En *Anales de pediatría*, volumen 95, pp. 276–e1. Elsevier.
- Chaurand, R., León, L., Muñoz, E., y de Guadalajara. Centro de Investigaciones en Ergonomía, U. (2001). *Dimensiones antropométricas de población*

latinoamericana: México, Cuba, Colombia, Chile. Colección Modulo. Universidad de Guadalajara, Centro Universitario de Arte, Arquitectura y Diseño, División de Tecnología y Procesos, Departamento de Producción y Desarrollo, Centro de Investigaciones en Ergonomía.

- MOASA Perfiles (2023). *Perfiles IPS*. MOASA Perfiles, México. Catálogo técnico de perfiles IPS.
- Moll, F., Kessel, A., Bonetto, A., Stresow, J., Herten, M., Dudda, M., y Adermann, J. (2022). Use of robot-assisted gait training in pediatric patients with cerebral palsy in an inpatient setting—a randomized controlled trial. *Sensors*, 22(24):9946.
- Pacheco-Chérrez, J., Tudon-Martínez, J.-C., y Lozoya-Santos, J. d. J. (2025). Recent advances in pediatric wearable lower-limb exoskeletons for gait rehabilitation: A systematic review. *IEEE Access*.
- Patel, D. R., Neelakantan, M., Pandher, K., y Merrick, J. (2020). Cerebral palsy in children: a clinical overview. *Translational pediatrics*, 9(Suppl 1):S125.
- Prado-Leon, L. R., Avila-Chaurand, R., y Gonzalez-Munoz, E. L. (2001). Anthropometric study of mexican primary school children. *Applied ergonomics*, 32(4):339–345.
- Rakhmatillaev, J., Bucinskas, V., Juraev, Z., Kimsanboev, N., y Takabaev, U. (2024). A recent lower limb exoskeleton robot for gait rehabilitation: a review. *Robotic Systems and Applications*, 4(2):68–87.
- Sankar, W. N., Laird, C. T., y Baldwin, K. D. (2012). Hip range of motion in children: what is the norm? *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 32(4):399–405.
- Sarajchi, M. y Sirlantzis, K. (2023a). Design and control of a single-leg exoskeleton with gravity compensation for children with unilateral cerebral palsy. *Sensors*, 23(13):6103.
- Sarajchi, M. y Sirlantzis, K. (2023b). Pediatric robotic lower-limb exoskeleton: an innovative design and kinematic analysis. *IEEE access*, 11:115219–115230.
- Senden, R., Marcellis, R., Meijer, K., Willems, P., Lenssen, T., Staal, H., Janssen, Y., Groen, V., Vermeulen, R. J., y Witlox, M. (2023). Dataset of 3D gait analysis in typically developing children walking at three different speeds on an instrumented treadmill in virtual reality. *Data in brief*, 48:109142.
- Soucie, J., Wang, T. C. (2011). Range of motion measurements: reference values and a database for comparison studies. *Haemophilia*, 17(3):500–507.
- The Timken Company (2020). *Timken Miniature and Thin Section Bearing Catalog*. The Timken Company, North Canton, OH, USA. Catalog Number 10626.
- THK Co., Ltd. (2023). *Linear Motion System: Slide Pack*. THK, Tokyo, Japan. Catálogo técnico, versión 12.
- Touati, N., SAIDI, I., y Mbarek, H. B. H. (2024). Pid control of a lower limb rehabilitation exoskeleton. *rehabilitation*, 7(8).
- Tucker, M. R., Olivier, J., Pagel, A., Bleuler, H., Bouri, M., Lamercy, O., Millán, J. d. R., Riener, R., Vallery, H., y Gassert, R. (2015). Control strategies for active lower extremity prosthetics and orthotics: a review. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 12:1–30.
- Yan, T., Cempini, M., Oddo, C. M., y Vitiello, N. (2015). Review of assistive strategies in powered lower-limb orthoses and exoskeletons. *Robotics and Autonomous Systems*, 64:120–136.
- Yu, L., Leto, H., y Bai, S. (2023). Design and gait control of an active lower limb exoskeleton for walking assistance. *Machines*, 11(9):864.
- Yu, W. (2018). *PID control with intelligent compensation for exoskeleton robots*. Academic Press.