



Desarrollo de un Exotraje Adaptativo Monoarticular Basado en Simulación

Francisco Romero-Sánchez¹, Rafael Agujetas¹, Joaquín Ojeda², Rubén Jiménez Muñoz², Ezequiel Martín-Sosa³, Javier Bermejo-García¹, Francisco Javier Alonso Sánchez¹

¹ Departamento de Ingeniería Mecánica, Energética y de los Materiales, Universidad de Extremadura

² Departamento de Ingeniería Mecánica y Fabricación, Universidad de Sevilla

³ Departamento de Ingeniería Minera, Mecánica, Energética y de la Construcción, Universidad de Huelva

El diseño y desarrollo de exotrajes adaptativos para extremidades inferiores presenta oportunidades significativas para el avance de las tecnologías de rehabilitación y asistencia a la marcha. A diferencia de los exoesqueletos tradicionales, los exotrajes se caracterizan por su estructura flexible y ligera que utiliza el propio cuerpo como soporte estructural, transmitiendo fuerzas y movimientos a través de cables y materiales adaptables al sujeto en lugar de componentes rígidos.

Este estudio se centra en la creación de un prototipo de exotraje monoarticular como primera aproximación a un exotraje multiarticular que permita la asistencia a la marcha en pacientes con patología neurológica (mielomeningocele o síndrome Charcot-Marie-Tooth). El dimensionado del actuador se basa en los requisitos de potencia y par obtenidos de los datos de simulación, obtenidos previamente mediante modelos musculoesqueléticos, de manera que los actuadores garanticen una transmisión de fuerza óptimas de los cables tipo Bowden durante el movimiento. Una polea en el eje del motor junto con un alimentador garantiza el guiado correcto del cable, evitando desenrollamientos y destensados del cable en la polea en la polea. El extremo que asiste el movimiento del segmento corporal se puede acoplar en diferentes puntos de anclaje tejidos sobre una musculera deportiva para evaluar diferentes contribuciones de la actuación a la marcha del sujeto.

En cuanto a la sensorización, se emplean unidades de medición inercial (IMUs) y células de carga, para identificar la combinación más efectiva en la detección de intención de movimiento y monitorización en tiempo real de la fase de la marcha. Esta configuración de sensores, junto con un enfoque de control adaptativo, se empleó para compensar el destensado de los cables, mejorando la precisión general de la actuación. El modelo de rigidez de la interfaz cable-sujeto se ajusta experimentalmente, considerando la relación entre los cambios en la longitud del cable y la fuerza resultante en varias pruebas.

Una vez obtenido el prototipo funcional, el siguiente paso será la implementación de un proceso de optimización bayesiana en el prototipo para identificar los parámetros de actuación y variables de diseño óptimas para minimizar eficientemente funciones objetivo específicas, como el coste metabólico, la trayectoria del centro de masas o la asimetría de la marcha. La optimización bayesiana posibilitará que el exotraje se adapte al comportamiento dinámico real del sistema sujeto-exotraje, considerando factores como destensado de cables, contacto con la piel, patología del sujeto y adaptación al uso del exoesqueleto y particularidades biomecánicas difícilmente cuantificables o medibles durante el funcionamiento.

1. Información general del artículo

La investigación en exoesqueletos se divide tradicionalmente en dos grandes áreas: exoesqueletos de aumento de capacidades (utilizados en aplicaciones industriales [1] y militares [2]) y exoesqueletos diseñados para apoyar y asistir la marcha en personas con discapacidades relacionadas con la movilidad (como pacientes con lesiones en la médula espinal o que han sufrido un accidente cerebrovascular, entre otros). Este último campo es especialmente desafiante, ya que, según la Organización Mundial de la Salud (OMS), más de mil millones de personas padecen problemas de marcha y equilibrio debido a enfermedades neurológicas que condicionan su independencia y calidad de vida [3]. Además, esta cifra aumentará en la próxima década debido al envejecimiento de la población. En Europa Occidental, según las Perspectivas de la Población Mundial de las Naciones Unidas (2019), el número de personas mayores de 65 años crecerá de 55 a 65 millones, y se espera que la esperanza de vida aumente cuatro años (de 81 a 86 años). Los desafíos para promover la independencia en las actividades de la vida diaria están contemplados en las metas de la OMS para la próxima década y la estrategia Europa 2030 para un crecimiento inteligente y sostenible.

Estudios recientes sugieren que los pacientes con enfermedades neurológicas han mejorado su capacidad de caminar [4, 5], velocidad de marcha, coste metabólico [6], longitud de paso y simetría de la marcha [7] mediante la rehabilitación con exoesqueletos robóticos u órtesis activas. Los exotrajes, también conocidos como exoesqueletos portátiles o blandos, han surgido en los últimos años como la evolución natural de los exoesqueletos tradicionales [8]. En lugar de utilizar partes estructurales rígidas, como tutores, los exotrajes emplean los huesos como elementos estructurales y cables que funcionan como unidades músculo-tendón capaces de aplicar fuerzas a puntos concretos de las piernas. La restricción para sostener el peso del paciente durante la fase de apoyo ha limitado su aplicación en patologías severas; sin embargo, tienen un amplio rango de aplicaciones en diversas enfermedades que afectan la movilidad reducida de las extremidades inferiores, como el accidente cerebrovascular y/o en personas mayores al asistir en la fase de oscilación [9].

Asbeck et al. [8] propusieron un nuevo concepto de exotraje inspirado biológicamente, en el que los actuadores neumáticos fueron reemplazados por cables Bowden que actúan en pares agonista-antagonista, siendo accionados por actuadores electromecánicos. Este grupo desarrolló también la idea de un exotraje multiarticular para asistencia de la marcha para el aumento de capacidades [2]. Panizzolo et al. [10], utilizando un exotraje de cadera, demostraron que solo se necesitan dos sesiones de entrenamiento de 20 minutos para maximizar la reducción en el coste metabólico durante la marcha asistida. De Rosi et al. (2015) estudiaron la viabilidad del exotraje para pacientes con accidente cerebrovascular, concluyendo que un exotraje podría mejorar la simetría de la marcha del paciente y la progresión del miembro parético. Posteriormente se demostró que el uso de actuadores basados en cables Bowden para una marcha parética mejora la propulsión hacia adelante del miembro parético y la cinemática del tobillo afectado durante la fase de oscilación [9, 12].

El diseño de estos dispositivos debe considerar varios factores clave. Entre ellos, la caracterización de la transferencia de fuerzas de los textiles que componen el exotraje y la interacción física entre el exotraje y el usuario, ya que en los puntos de contacto pueden surgir fuerzas y presiones que provoquen abrasiones o lesiones en los tejidos blandos. También es fundamental abordar la compensación de las holguras, deformaciones y deslizamientos, es decir, el retraso en el actuador debido a la elasticidad del material [13]. Además, el controlador del dispositivo debe ser adecuado, pudiendo emplear sensorización basada en señales de electromiografía de superficie (sEMG) [14], en unidades de medición inercial (IMU) [15] o en células de carga [16].

La dificultad de diseñar estos dispositivos de manera que no interfieran con la actuación músculo-esquelética radica en determinar cómo asistir al usuario y cómo este se adapta al dispositivo [17]. Estudios recientes subrayan que uno de los aspectos fundamentales a considerar en el diseño de exotrajes es la influencia del diseño en la variación del coste metabólico [18]. Por lo tanto, al diseñar un exotraje accionado por cables, entre todas las variables, uno de los aspectos más importantes es identificar cuál es el mejor punto de anclaje para el sistema de actuación por cable que no interfiera con la cinemática y dinámica de la locomoción. Por otra parte, mediante simulaciones biomecánicas que incluyan la contribución musculoesquelética, es posible evaluar variables que son complejas de medir experimentalmente, como las fuerzas musculares o el coste metabólico [19,20]. Además, este enfoque elimina la necesidad de construir un prototipo físico, lo que resulta en resultados más rápidos y repetibles [17].

La plataforma de código abierto OpenSim [21] permite a los investigadores implementar simulaciones musculoesqueléticas. Las simulaciones computacionales y la modelización, en combinación con datos experimentales, contribuyen a comprender diversos factores e interacciones relacionados con la marcha [22]. Este recurso proporciona un marco robusto para investigar y optimizar el diseño de exotrajes, mejorando tanto su funcionalidad como su adaptabilidad a las necesidades individuales de los usuarios.

En este trabajo, se implementará un enfoque de desarrollo de un exotraje de cadera basado en modelos, utilizando simulaciones de un modelo biomecánico del sistema humano-exotraje. Este enfoque busca guiar el proceso de generación de una solución de movilidad adecuada reduciendo el tiempo necesario para alcanzar soluciones

óptimas. La integración de simulaciones en el proceso de diseño y desarrollo proporciona una ventaja clave al ofrecer un marco estructurado que permite explorar eficientemente el espacio de diseño y parametrización del dispositivo, mientras se aborda la personalización necesaria para adaptarse a las necesidades específicas de cada usuario.

2. Metodología y resultados

2.1. Diseño basado en simulación

En el proceso de desarrollo del exotraje se emplearon varias fases (figura 1 izquierda para la simulación y derecha para el prototipo). En la primera de ellas se realiza un análisis dinámico inverso (ID) en OpenSim para examinar el impacto de la asistencia a la extensión de cadera durante la marcha, esto es, se analiza la evolución de las activaciones musculares y el coste metabólico al modificar la posición del punto de anclaje del sistema de actuación por cables. Esto permite fijar una posición óptima del punto de anclaje del cable al muslo para realizar la asistencia a la extensión de cadera. Se asume que la actuación del cable proporciona un mínimo del 30% del par articular biológico total para cada posición de punto de anclaje correspondiente. Este valor está en línea con lo establecido por [8], quienes fijaron el porcentaje máximo de actuación del exotraje en un 30% del par resultante de la cadera. Como la dirección de actuación del cable es conocida para cada punto de anclaje, el cálculo de la fuerza proporcionada por este componente es directo. Posteriormente, se resolvió el problema de distribución de fuerzas para calcular los esfuerzos musculares, considerando conocida la fuerza del cable. Las fuerzas musculares se utilizaron luego para obtener las activaciones y evaluar el coste metabólico. Se realizó un análisis estadístico para determinar variaciones significativas entre cada configuración del exotraje y la marcha sin asistencia.

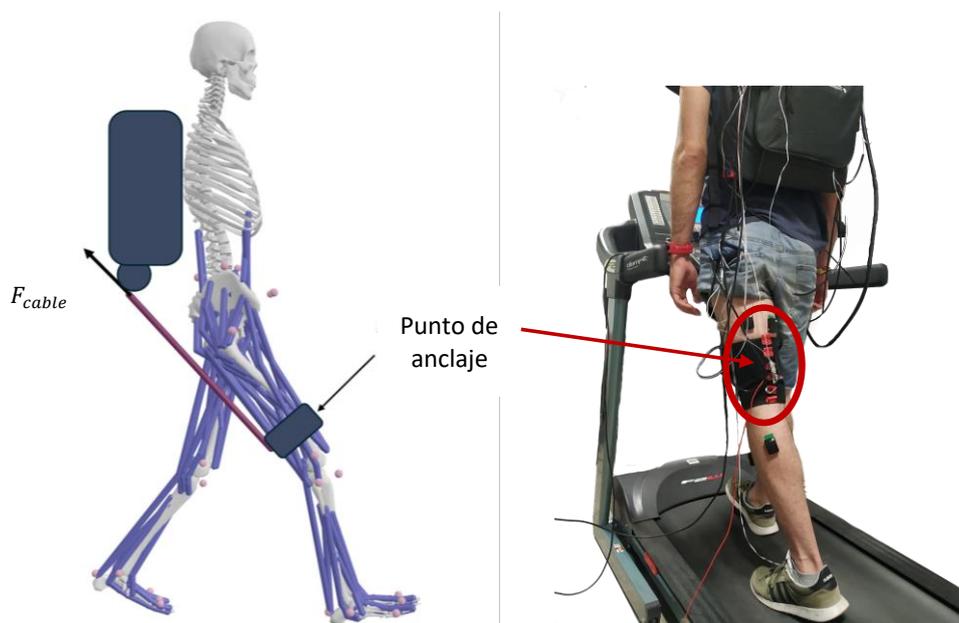


Figura 1. Modelo en Opensim del exotraje con el actuador definido en rojo y prototipo del exotraje con variación del punto de anclaje del cable Bowden.

Para estas simulaciones se utilizó un conjunto de datos compuesto por 10 sujetos del estudio de Fukuchi y Duarte [23] para realizar una simulación de marcha asistida impulsada por músculos en OpenSim. De la base de datos, se extrajeron las posiciones de los marcadores y los datos de las fuerzas de reacción del suelo (GRF) para los participantes mayores durante una velocidad de marcha cómoda, que se refiere a la velocidad de marcha auto-seleccionada por cada sujeto. Se siguió el protocolo propuesto por Leardini *et al.* (2007) para colocar 26 marcadores que permitieran la identificación de los segmentos.

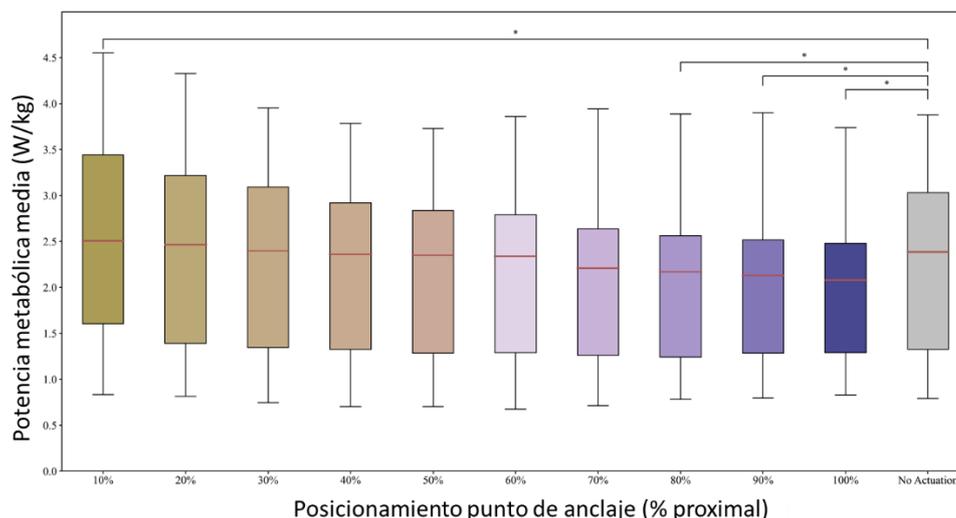


Figura 2. Evaluación de la potencia metabólica media (W/kg) para distintas simulaciones modificando la posición del punto de anclaje, representada como % de la longitud proximal del segmento corporal asociado al muslo

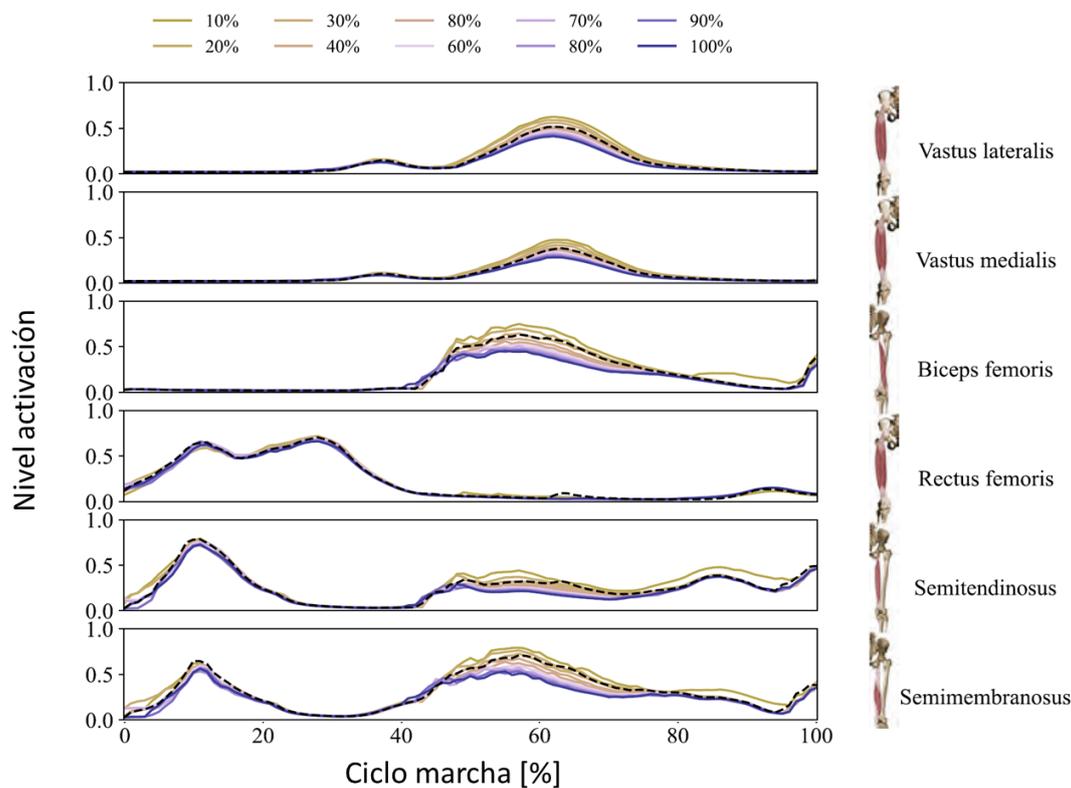


Figura 3. Niveles de activación muscular promediados para las simulaciones para los principales grupos participantes en la flexoextensión de cadera con posibilidad de medición de señal de EMG superficial.

Una vez identificado el valor óptimo, que corresponde en este caso a un 80% de la longitud femoral desde el extremo proximal (Figuras 3 y 4), el siguiente paso es realizar un análisis dinámico inverso considerando la actuación por cable para obtener el perfil de actuación que permitiría llevar una marcha normativa, entendida esta como dentro de las curvas de media más menos desviación típica de las marchas analizadas. Para ello se llevó a cabo un análisis dinámico inverso en Opensim. El flujo de trabajo comienza con una fase de escalado entre el modelo y los datos de la captura de movimiento. El siguiente paso fue utilizar la herramienta de Cinemática Inversa (Inverse Kinematics - IK Tool) para calcular el histórico de ángulos articulares. Este procedimiento minimiza la suma de los errores cuadrados ponderados de los marcadores para ajustar el modelo a una postura que mejor

represente los datos experimentales. Para obtener resultados precisos en los siguientes pasos, se asignaron mayores pesos de seguimiento a los marcadores anatómicos en comparación con los marcadores de seguimiento:

$$\min_{\mathbf{q}} \left[\sum_{i \in \text{marcadores}} \omega_i \|x_i^{exp} - x_i(\mathbf{q})\|^2 + \sum_{j \in \text{coord}} \omega_j (q_j^{exp} - q_j)^2 \right] \quad (1)$$

donde \mathbf{q} es el vector de coordenadas que se está resolviendo, x_i^{exp} corresponde a la posición del i -ésimo marcador experimental, $x_i(\mathbf{q})$ es la posición del i -ésimo marcador en el modelo, y q_j^{exp} es el valor experimental para la coordenada j . Los pesos ω_i y ω_j corresponden a los marcadores y coordenadas, respectivamente. Para reducir la fuerza residual aplicada a la pelvis, derivada de las inconsistencias entre las fuerzas de reacción del suelo calculadas y medidas, las trayectorias de los marcadores y el modelo, se utilizó la herramienta Residual Reduction Algorithm (RRA). En este paso, el RRA se ejecutó dos veces para cada ensayo: la primera vez para crear un modelo ajustado y, posteriormente, para generar una cinemática ajustada. Finalmente, para generar simulaciones basadas en activación muscular, se empleó la herramienta Computed Muscle Control (CMC) para resolver el problema de reparto muscular compatible con la cinemática obtenida del RRA para cada sujeto. El objetivo del CMC es calcular las excitaciones musculares que pueden reproducir el patrón experimental de la marcha, minimizando la siguiente expresión:

$$J(\alpha, \tau) = \sum_{i=1}^m \alpha_i^2 + \sum_{j=1}^n \left(\frac{\tau_j}{\omega_j} \right)^2 \quad (2)$$

donde n y m representan el número de actuadores de reserva y el número total de músculos, respectivamente ($n = 16$, $m = 92$). La variable α_i denota la activación instantánea del músculo i , restringida dentro del rango $0 \leq \alpha_i \leq 1$, mientras que τ_j corresponde al momento instantáneo generado por el j -ésimo actuador de reserva. Además, ω_j es un factor de ponderación constante, definido en OpenSim como la propiedad de "Fuerza Óptima", que regula la penalización asociada al uso de los actuadores de reserva [27].

En situaciones donde el modelo muscular no es capaz de generar la fuerza suficiente para ejecutar el movimiento de manera autónoma, los actuadores de reserva aportan pares adicionales en las articulaciones, complementando así la acción de los músculos y garantizando la correcta ejecución de la simulación. Con el objetivo de evaluar la precisión de la simulación y minimizar posibles desviaciones, tras cada ejecución se analizaron los errores residuales siguiendo las recomendaciones establecidas por Hicks et al. [25].

Se incorporó un cable como un nuevo actuador dentro del modelo musculoesquelético para replicar la actuación del exotraje. Las fuerzas del cable necesarias para la marcha asistida fueron calculadas con el objetivo de alcanzar el 30% del par articular resultante máximo durante la fase de actuación [8]. Una vez determinado el par de flexión/extensión deseada en un instante dado a partir del análisis de dinámica inversa, la relación existente entre dicho par y la fuerza del cable necesaria para generarlo se describe mediante la siguiente ecuación:

$$\tau_{m,z} = \begin{cases} -\mathbf{r}_{AP} \times \mathbf{f}_z & \text{si } \tau_{m,z} > 0 \\ 0 & \text{si } \tau_{m,z} \leq 0 \end{cases} \quad (3)$$

donde $\tau_{m,z}$ representa el par aplicado por la unidad de actuación a la articulación de la cadera en la componente z ; \mathbf{r}_{AP} es el vector desde el centro de la articulación de la cadera hasta el punto de anclaje, y \mathbf{f}_z denota la fuerza del cable. El subíndice z indica la componente en el eje z del vector resultante. Cabe destacar que, si el cable está sometido a compresión, el valor asignado a la fuerza es cero. A partir de esta expresión, el par se obtiene como un porcentaje del par estándar de la cadera durante la marcha.

Para replicar la actuación del exotraje en OpenSim, el cable se ubicó a 0.32 m del centro de la articulación de la cadera (Fig. 1 Izq.), siguiendo el estudio previo de Asbeck et al. [8] y el modelo publicado por Rodríguez Jorge et al. [26]. Para simplificar los efectos de la actuación mediante cables, el cable se consideró como una línea recta desde la unidad de actuación hasta el punto de anclaje. En el modelo, esta actuación se implementó la clase PathActuator, de Opensim, la cual permite aplicar fuerza en los segmentos a los que están anclados. Esta clase no tiene estados y controla la tensión prescrita previamente calculada a lo largo de una trayectoria geométrica (Figura 1). A través de la Control Linear Class se reguló la señal hacia el actuador de trayectoria para generar la tensión deseada. Esta clase incorpora un conjunto de parámetros, incluyendo la fuerza del cable previamente calculada en cada instante de tiempo especificado. En los intervalos de tiempo donde el cable no actúa, el valor de la fuerza se anula.

Todo ello permitió obtener una comparativa entre el par neto a nivel articular sin actuación y empleando la actuación mediante un cable de Bowden. Estos resultados se muestran en la figura 4 y constituyen la actuación a proporcionar durante la marcha para asistir el 30% durante la extensión de cadera.

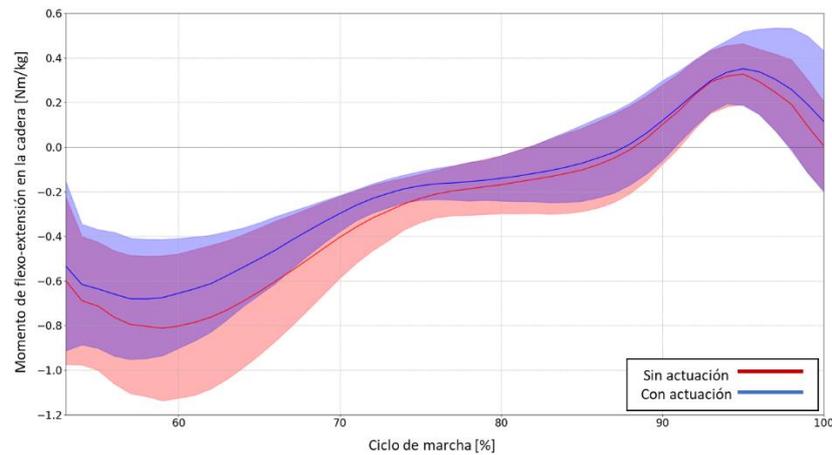


Figura 4. Momento de flexo-extensión en la cadera sin actuación (línea roja) y en marcha asistida (línea azul).

2.2. Desarrollo del exotraje

Los resultados de la fase anterior permiten dimensionar el motor a emplear para la actuación y a definir el perfil de actuación. El prototipo desarrollado cuenta con una unidad de actuación compuesta por un único motor, capaz de accionar la articulación de la cadera en una pierna, con la posibilidad de extenderse a la actuación de la rodilla y el tobillo si se emplearan sinergias [26]. El sistema de transmisión emplea cables Bowden y poleas diseñadas para dirigir y ajustar con precisión el desplazamiento del cable para un movimiento natural durante la marcha. Como sensorización se emplea una unidad de medición inercial (IMU) por pierna y sensores de presión en la planta del pie (FSRs) para la detección de las fases de la marcha. La unidad de actuación pesa aproximadamente 3 kg y se encuentra ubicada en una mochila. El sistema proporciona entre un 15% y un 30% del par articular total, centrándose en las fases más exigentes de la marcha sin interferir en la cinemática natural del usuario.

La estimación del ángulo relativo entre segmentos se realiza mediando un código programado en Python que recoge los datos de las IMUs involucradas y devuelve el ángulo relativo. Ambas IMUs están conectadas a un microcontrolador ESP32 a través del puerto I2C. Para conseguir que ambas IMUs tengan direcciones diferentes, la conexión Vcc se une al pin ADD que permite modificar la dirección de la IMU. En la figura 5 se muestra un ejemplo de ángulo relativo estimado a partir de dos IMUs.

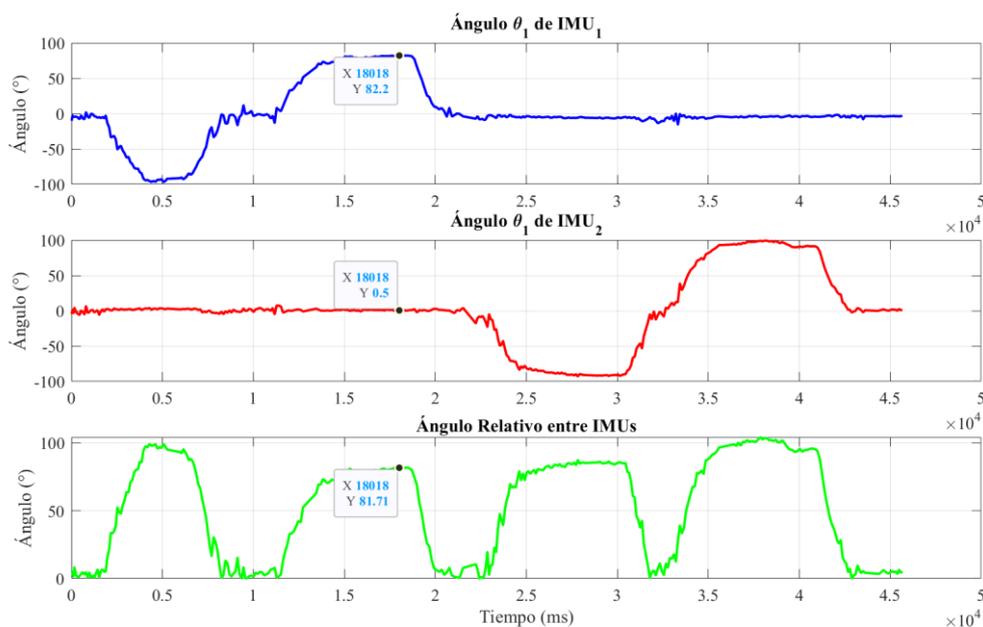


Figura 5. Ejemplo de estimación de ángulo relativo a partir de dos IMUs.

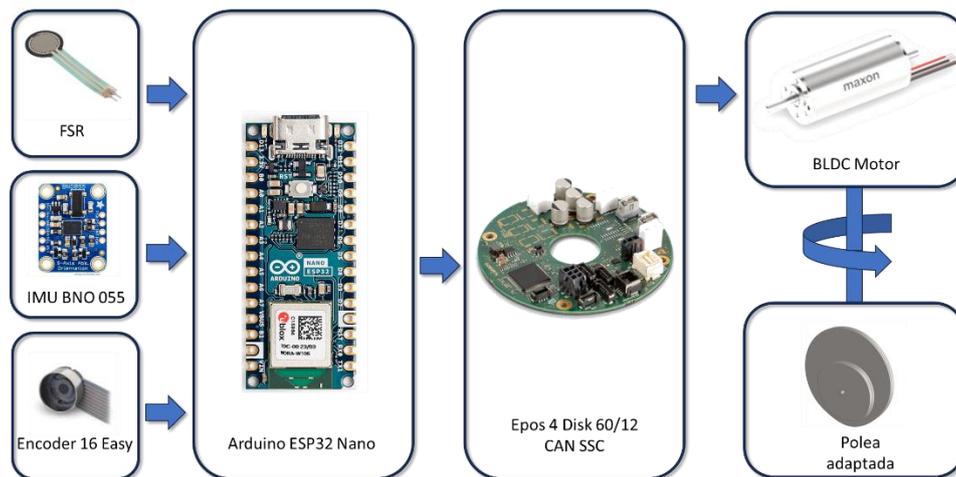


Figura 6. Componentes del exoesqueleto desarrollado e interacción entre elementos.

En este prototipo, la unidad de actuación está basada en un motor BLDC (Brushless DC Motor), específicamente un Maxon EC 4-Pole de 24 V y 200 W (Maxon Motor, Sachsein, Suiza). Los motores BLDC son generalmente más eficientes y potentes en comparación con los motores de corriente continua con escobillas de tamaño similar. Este motor en particular fue seleccionado por su alta relación potencia-peso, proporcionando mayor potencia en comparación con otros motores de su misma categoría de peso y tamaño.

Para generar el par necesario en la aplicación, se incorporó un reductor planetario de 156:1, con el fin de lograr un equilibrio entre velocidad y par, facilitando el diseño del sistema de transmisión. Como resultado, el sistema entrega un par nominal a la salida de 14.82 Nm, suficiente para esta aplicación. Para la retroalimentación en el control de velocidad del motor, se añadió un encoder absoluto 16 EASY, que cuenta con 3 canales y 1024 pulsos por vuelta.

Los cables utilizados son cables Bowden de 1.5 mm con sus respectivas cubiertas, diseñados para soportar y transmitir los esfuerzos dentro del exotraje. Se realizaron pruebas de resistencia que confirmaron su capacidad de soportar hasta 20 kg de peso. Estos cables son similares a los empleados en sistemas de frenos de bicicleta. En el sistema de transmisión, los cables Bowden están conectados a la polea del motor, donde se enrollan durante la fase de actuación y posteriormente son desenrollados por el usuario durante la fase no actuada. La figura 6 muestra un esquema de las relaciones de todos estos elementos.

El control del exotraje recibe la información de los IMUs y de los FSR para detectar la fase de la marcha en la que se encuentra y emitir la correspondiente señal de actuación al motor. El motor cuenta con un algoritmo de control de la posición a través del encoder basado en un control por PID clásico (figura 7).

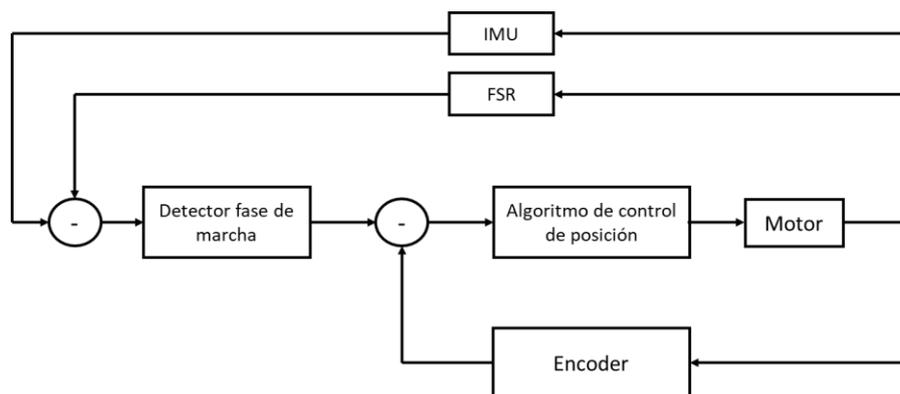


Figura 7. Esquema de control del exoesqueleto desarrollado.

3. Discusión

Los resultados obtenidos en este estudio proporcionan una primera aproximación al diseño y validación de un exotraje adaptativo monoarticular basado en simulaciones biomecánicas. La principal ventaja de esta metodología

radica en la posibilidad de evaluar el impacto de la actuación del exotraje en la marcha antes de la construcción del prototipo, optimizando así el diseño y reduciendo los tiempos y costos asociados al desarrollo del dispositivo. Sin embargo, a pesar de los resultados positivos en la simulación, persiste la incertidumbre sobre la efectividad de esta aproximación en pacientes reales con patologías neurológicas como el mielomeningocele y el síndrome de Charcot-Marie-Tooth. La validación clínica en sujetos patológicos será necesaria para confirmar los hallazgos y determinar la viabilidad del exotraje en escenarios de rehabilitación real. La literatura existente respalda la utilidad de los exotrajés en la reducción del coste metabólico durante la marcha asistida. En el presente estudio, la simulación permitió identificar un punto de anclaje óptimo en el muslo (80% de la longitud femoral desde el extremo proximal), lo que concuerda con la literatura sobre ubicación de actuadores en dispositivos de asistencia a la marcha [8].

Sin embargo, una limitación clave de estos estudios previos es que la mayoría se han centrado en sujetos sanos o con patologías diferentes a las consideradas en este trabajo. No se dispone de suficiente información sobre la efectividad de exotrajés en pacientes con mielomeningocele o Charcot-Marie-Tooth, por lo que es esencial realizar pruebas clínicas para evaluar si los beneficios observados en simulación se traducen en mejoras funcionales en estos pacientes.

Uno de los principales desafíos del presente trabajo radica en la adaptabilidad de los modelos musculoesqueléticos utilizados en la simulación. Aunque herramientas como OpenSim permiten evaluar el impacto de diferentes configuraciones de actuación, estos modelos presentan limitaciones en la representación de sujetos con patologías neuromusculares. La variabilidad en la estructura muscular, la presencia de espasticidad y otros factores biomecánicos pueden influir significativamente en la respuesta del paciente al exotraje, lo que dificulta la extrapolación de los resultados de la simulación a la práctica clínica. Además, la calidad de los datos de entrada es crucial para la precisión del modelo, y la recolección de datos cinemáticos y dinámicos en sujetos patológicos presenta dificultades adicionales.

Otro aspecto limitante es la naturaleza monoarticular del exotraje en esta fase inicial. Estudios como el de De Rossi et al. [11] sugieren que la asistencia multiarticular puede proporcionar beneficios adicionales en la rehabilitación de la marcha, al distribuir la actuación en varias articulaciones de manera más natural y eficiente. En futuras iteraciones del diseño, se planea extender la actuación a la cadera y el tobillo, lo que podría mejorar la funcionalidad y la aceptación del dispositivo por parte de los pacientes.

La siguiente fase del estudio consistirá en la realización de ensayos con sujetos patológicos para evaluar la eficacia del exotraje en condiciones reales. Además, se analizará la asistencia en la cadera y el tobillo, comparando sus efectos en la reducción del coste metabólico y la mejora de la marcha. Aunque no se ha establecido una hipótesis específica sobre la eficiencia relativa de cada tipo de actuación, se espera que estas pruebas aporten información valiosa para la optimización del diseño del exotraje.

Un aspecto clave en esta optimización será el uso de técnicas de optimización bayesiana para la adaptación en tiempo real del perfil de actuación. Este enfoque permitirá ajustar dinámicamente la asistencia del exotraje en función de la evolución de la sesión de entrenamiento, considerando factores como la fatiga muscular y la adaptación del usuario a la actuación. Estudios previos, como el de Ding et al. [15], han demostrado que la optimización bayesiana puede reducir el coste metabólico sin necesidad de modelos predefinidos, lo que representa una ventaja significativa para la personalización de la asistencia.

4. Conclusiones

Este estudio muestra que las simulaciones biomecánicas pueden ser una herramienta útil para el diseño y validación preliminar de exotrajés adaptativos. La identificación de un punto de anclaje óptimo en la cadera y la evaluación del impacto en el coste metabólico proporcionan información clave para el desarrollo del prototipo. Sin embargo, la transición de la simulación a la aplicación clínica sigue siendo un reto, especialmente por las limitaciones de los modelos musculoesqueléticos y la falta de validación en pacientes. Los principales desafíos en este tipo de dispositivos están relacionados con la adaptación específica de la actuación a diferentes sujetos y patologías, el número de actuadores, y la complejidad inherente al sistema de actuación mediante cables. Este último presenta fenómenos no lineales como fricción, histéresis, deformación de cables y juego mecánico, lo que añade complicaciones al diseño y operación. Además, el número de señales que se deben monitorear para realizar un control en tiempo real incrementa la complejidad del sistema. Aunque el controlador puede implementarse de manera relativamente sencilla con solo un par de sensores, los perfiles de actuación no son adaptativos. Como líneas futuras de trabajo, el proyecto se enfocará en ampliar la asistencia a múltiples articulaciones, realizar pruebas con pacientes con mielomeningocele y Charcot-Marie-Tooth, y aplicar optimización bayesiana para personalizar el control del exotraje en tiempo real. Estos avances permitirán determinar si los beneficios observados en simulaciones pueden traducirse en mejoras funcionales en la rehabilitación de la marcha en personas con movilidad reducida.

5. Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado por el Ministerio de Ciencia e Innovación-Agencia Española de Investigación [MCIN/AEI/10.13039/501100011033] a través de los proyectos coordinados PID2022-137525OB-C21 y PID2022-137525OB-C22.

6. Referencias

- [1] Kim, Y.G., Xiloyannis, M., Accoto, D., Masia, L., (2018). In: *7th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics (Biorob)*. “Development of a soft exosuit for industrial applications”, 2018. IEEE.
- [2] Panizzolo, F.A., *et al.*, (2016) “A biologically-inspired multi-joint soft exosuit that can reduce the energy cost of loaded walking”, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 13, p.p. 43.
- [3] Organización Mundial de la Salud (2011). World Report on Disability. Ginebra: OMS. Disponible en: <https://www.who.int/teams/noncommunicable-diseases/sensory-functions-disability-and-rehabilitation/world-report-on-disability>.
- [4] Turner, D. L., Ramos-Murguialday, A., Birbaumer, N., & Hoffmann, U. (2013). Neurophysiology of robot-mediated training and therapy: A perspective for future use in clinical populations. *Frontiers in Neurology*, 4, 184.
- [5] Calabrò, R. S., Cacciola, A., Bertè, F., Manuli, A., Leo, A., Bramanti, A., & Bramanti, P. (2016). Robotic gait rehabilitation and substitution devices in neurological disorders: Where are we now? *Neurological Sciences*, 37(4), 503-514.
- [6] Beck, O.N., Punith, L.K., Nuckols, R.W., Sawicki, G.S., (2019). “Exoskeletons improve locomotion economy by reducing active muscle volume”. *Exercise and Sport Sciences Review*. 47(4), p.p. 237-245.
- [7] Talaty, M., Esquenazi, A., & Briceno, J. E. (2013, June). Differentiating ability in users of the ReWalk TM powered exoskeleton: An analysis of walking kinematics. In *2013 IEEE 13th international conference on rehabilitation robotics (ICORR)* (pp. 1-5). IEEE.
- [8] Asbeck, A. T., De Rossi, S. M., Holt, K. G., & Walsh, C. J. (2015). A biologically inspired soft exosuit for walking assistance. *The International Journal of Robotics Research*, 34(6), 744-762.
- [9] Bae, J., *et al.* (2018). in: *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*. “A lightweight and efficient portable soft exosuit for paretic ankle assistance in walking after stroke”, Brisbane, Australia, IEEE, p.p. 2820–2827.
- [10] Panizzolo, F. A., Freisinger, G. M., Karavas, N., Eckert-Erdheim, A. M., Siviyy, C., Long, A., ... & Walsh, C. J. (2019). Metabolic cost adaptations during training with a soft exosuit assisting the hip joint. *Scientific reports*, 9(1), 9779.
- [11] De Rossi, S., Bae, J., O'Donnell, K., Hendron, K., Holt, K., Ellis, T., & Walsh, C. (2015). Gait improvements in stroke patients with a soft exosuit. In *the proceedings of the Gait and Clinical Movement Analysis Society (GCMAS) Meeting. Portland, OR*.
- [12] Awad, Louis N., *et al.* A soft robotic exosuit improves walking in patients after stroke. *Science translational medicine*, 2017, vol. 9, no 400, p. eaai9084.
- [13] Dinh, B. K., Xiloyannis, M., Antuvan, C. W., Cappello, L., & Masia, L. (2017). Hierarchical cascade controller for assistance modulation in a soft wearable arm exoskeleton. *IEEE robotics and automation letters*, 2(3), 1786-1793.
- [14] Alibeji, N. A., Molazadeh, V., Moore-Clingenpeel, F., & Sharma, N. (2018). A muscle synergy-inspired control design to coordinate functional electrical stimulation and a powered exoskeleton: Artificial generation of synergies to reduce input dimensionality. *IEEE Control Systems Magazine*, 38(6), 35-60.
- [15] Ding, Y., Kim, M., Kuindersma, S., & Walsh, C. J. (2018). Human-in-the-loop optimization of hip assistance with a soft exosuit during walking. *Science robotics*, 3(15), eaar5438.
- [16] Ding, Y., *et al.* Biomechanical and physiological evaluation of multi-joint assistance with soft exosuits. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2016, vol. 25, no 2, p. 119-130.
- [17] Uchida, T. K., Seth, A., Pouya, S., Dembia, C. L., Hicks, J. L., & Delp, S. L. (2016). Simulating ideal assistive devices to reduce the metabolic cost of running. *PLoS one*, 11(9), e0163417.

- [18] Cseke, B., Uchida, T. K., & Doumit, M. (2022). Simulating ideal assistive strategies to reduce the metabolic cost of walking in the elderly. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 69(9), 2797-2805.
- [19] Aftabi, H., Nasiri, R., & Ahmadabadi, M. N. (2021). Simulation-based biomechanical assessment of unpowered exoskeletons for running. *Scientific Reports*, 11(1), 11846.
- [20] Falisse, A., Afschrift, M., & De Groote, F. (2022). Modeling toes contributes to realistic stance knee mechanics in three-dimensional predictive simulations of walking. *PLoS One*, 17(1), e0256311.
- [21] Seth, A., et al. OpenSim: Simulating musculoskeletal dynamics and neuromuscular control to study human and animal movement. *PLoS computational biology*, 2018, vol. 14, no 7, p. e1006223.
- [22] Boyer, K.A., et al. Age-related changes in gait biomechanics and their impact on the metabolic cost of walking: Report from a National Institute on Aging workshop. *Experimental gerontology*, 2023, vol. 173, p. 112102.
- [23] Fukuchi, C. A., R. K. Fukuchi, and M. Duarte. 2018. A public dataset of overground and treadmill walking kinematics and kinetics in healthy individuals. *PeerJ* 6:e4640.
- [24] Leardini, A., Z. Sawacha, G. Paolini, S. Ingrosso, R. Nativio, and M. G. Benedetti. 2007. A new anatomically based protocol for gait analysis in children. *Gait & Posture* 26 (4):560–71.
- [25] J.L. Hicks, T.K. Uchida, A. Seth, A. Rajagopal, S.L. Delp, Is my model good enough? Best practices for verification and validation of musculoskeletal models and simulations of movement, *J. Biomech. Eng.* 137 (2) (2015).
- [26] D. Rodríguez Jorge, J. Bermejo García, A. Jayakumar, R. Lorente Moreno, R. Agujetas Ortiz, F. Romero Sánchez, Force and torque characterization in the actuation of a walking-assistance, cable-driven exosuit, *Sensors* 22 (11) (2022)