

Jornadas de Automática

Nueva estrategia háptica para rehabilitación de miembros inferiores con CDPR

Riveiro, Enrique^{a,*}, Silva-Muñiz, Diego^{a,b}, Pérez-García, Uxía^a, Garrido, Julio^{a,b}

^aGrupo en Ingeniería Eficiente y Digital (EN.EDI), Dpto. de Ingeniería de Sistemas y Automática, Universidade de Vigo, C/Maxwell, n° 9, 36310, Vigo, España

^bInstituto de Investigación Sanitaria Galicia Sur (IIS Galicia Sur), SERGAS-UVIGO, 36312 Vigo, Spain

To cite this article: Riveiro, E., Silva-Muñiz, D., Pérez-García, J., Garrido, J. 2026. A new haptic control strategy for CDPR-based lower-limb rehabilitation. *Jornadas de Automática*, 47.
<https://doi.org/10.17979/ja-cea.2026.47.13734>

Resumen

Este trabajo presenta una estrategia de control háptico para un robot paralelo accionado por cables con gran espacio de trabajo, diseñado para asistir la rehabilitación de la marcha en miembros inferiores. La propuesta utiliza un arnés como interfaz de entrada, estimando la intención locomotora a partir de las fuerzas medidas en cuatro células de carga de las que cuelgan las correspondientes correas y de la orientación corporal obtenida con un encoder absoluto. Con esta información, el controlador genera consignas de velocidad en el plano horizontal y ajusta la posición vertical del efector final (del que cuelga el arnés) para regular la descarga parcial de peso. La validación técnica se realiza con participantes sanos durante un recorrido en lemniscata, con tramos rectilíneos, zonas curvas y cambios de dirección. Los resultados muestran que el sistema genera asistencia horizontal continua a partir de la interacción usuario-arnés y la combina con el control vertical de la carga soportada.

Palabras clave: Automatización centrada en el ser humano, Mecatrónica para sistemas robóticos, Robótica médica y de rehabilitación, Interacción entre humanos y robots, Percepción y detección robótica.

A new haptic control strategy for CDPR-based lower-limb rehabilitation

Abstract

This work presents a haptic control strategy for a cable-driven parallel robot designed to assist lower-limb rehabilitation. The proposed approach uses a harness as an input interface, estimating locomotor intention from the forces measured by four load cells attached to the corresponding suspension straps, together with body orientation obtained from an absolute encoder. Based on this information, the controller generates velocity commands in the horizontal plane and adjusts the vertical position of the end-effector, from which the harness is suspended, to regulate partial body-weight support. The technical validation is carried out with healthy participants during a lemniscate trajectory, including straight segments, curved sections, and changes of direction. The results show that the system provides continuous horizontal assistance based on user-harness interaction and combines it with vertical control of the supported load.

Keywords: Human centered automation, Mechatronics for robotic systems, Medical and rehabilitation robotics, Human-robot interaction, Robot perception and sensing.

1. Introducción

La rehabilitación médica tiene como objetivo favorecer la recuperación de las capacidades motoras de los pacientes tras lesiones, accidentes cerebrovasculares o enfermedades crónicas y degenerativas. La magnitud de esta necesidad es creciente y no se limita a una única patología. La OMS estima

que alrededor de 2.400 millones de personas viven con condiciones que limitan su calidad de vida y capacidad funcional, que podrían beneficiarse de rehabilitación (World Health Organization, 2022).

En este contexto, los sistemas robóticos de rehabilitación pueden reducir la carga física del terapeuta, proporcionando asistencia ajustable y registrando variables objetivas durante

*Autor para correspondencia: enrveiro@uvigo.gal
Attribution-NonCommercial-ShareAlike 4.0 International (CC BY-NC-SA 4.0)

las sesiones (Zuccon et al., 2024). Sin embargo, no estos robots no deben limitarse solo a generar soporte. En rehabilitación de la marcha, el robot debe ayudar al paciente sin sustituir su iniciativa de movimiento, permitiendo cambios naturales de dirección, velocidad y descarga corporal. Esta necesidad condiciona la elección del sistema robótico a usar, y especialmente en aplicaciones de miembro inferior.

1.1. Robots cableados para rehabilitación

Los sistemas robóticos para rehabilitación de miembros inferiores suelen clasificarse en robots basados en exoesqueletos y robots de efector final. Los exoesqueletos ofrecen asistencia localizada y control articular preciso, pero sus estructuras rígidas pueden generar restricciones cinemáticas, problemas de alineación e incomodidad (Rodríguez-Fernández et al., 2021). Por su parte, los robots de efector final preservan mayor libertad articular al interactuar con el usuario a través de un punto o segmento corporal, aunque deben proporcionar asistencia global sin imponer trayectorias rígidas (Al-Rahmani et al., 2026).

Dentro de los robots de efector final, los robots paralelos accionados por cables, o *Cable-Driven Parallel Robots* (CDPRs), han surgido como una alternativa prometedora para rehabilitación por su capacidad para cubrir grandes espacios de trabajo mediante estructuras ligeras y reconfigurables, con una elevada relación entre carga útil y peso propio (Zhang et al., 2022). En el ámbito médico, se han aplicado a rehabilitación de miembro superior e inferior como muñeca, cuello, talón, cadera o tobillo (Abarca and Elias, 2023). No obstante, muchas soluciones se centran en posiciones específicas, articulaciones concretas o trayectorias predefinidas (Zhang et al., 2025), (Bizhanov et al., 2025), lo que limita su uso en tareas funcionales más variadas, como trayectorias curvas, giros, transiciones posturales o desplazamientos tridimensionales. En este trabajo, el carácter multipropósito se entiende precisamente en este sentido funcional, como la capacidad de asistir distintas tareas desde un mismo efector final, una versatilidad todavía escasa en plataformas CDPR de rehabilitación (Xiong and Diao, 2020), (Sanjuan De Caro et al., 2025).

En miembros inferiores, muchas propuestas emplean arneses para proporcionar soporte parcial del peso corporal, en ocasiones combinados con cintas de marcha (Blanco-Díaz et al., 2025). Esta interfaz permite descargar parcialmente el peso corporal y mantener libres las articulaciones durante el movimiento (Plooi et al., 2018), pero también hace que la interacción entre el usuario y el robot se transmita de forma indirecta, mediante fuerzas distribuidas que dependen de la postura, la orientación del cuerpo, etc. En CDPRs, donde los cables solo trabajan a tracción y el movimiento depende de la coordinación de varios ejes, estas fuerzas deben interpretarse y convertirse en consignas de asistencia seguras y progresivas, evitando respuestas bruscas o inestables (Garrido et al., 2024).

1.2. Problemática

El problema abordado en este trabajo se sitúa en esa conversión entre interacción física e intención de movimiento. El control debe interpretar las fuerzas transmitidas por el arnés y responder de forma segura, progresiva y estable, permitiendo acompañar, impulsar o frenar el desplazamiento del usuario

sin imponer trayectorias rígidas ni generar cambios bruscos de velocidad o de carga.

Al tener el arnés, la interacción entre el paciente y el robot se transmite mediante fuerzas distribuidas en la interfaz de soporte, en lugar de medirse directamente en las articulaciones. Esta aproximación puede reducir la sensoria sobre el usuario (p.ej., unidades inerciales), pero desplaza parte de la complejidad al control, que debe interpretar esas fuerzas y responder con suficiente rapidez y estabilidad.

El tipo y nivel de asistencia requerido depende de la fase de rehabilitación, del estado funcional del paciente y del objetivo terapéutico (Sanjuan De Caro et al., 2025) y los dispositivos pueden ajustarse a estos requisitos proporcionando asistencia pasiva, activa, activa-asistida, resistiva o interactiva (Oyman et al., 2021). En sistemas robóticos activos, los enfoques de impedancia y admitancia se emplean habitualmente para modular la interacción física entre el usuario y el robot (Shoaib et al., 2021). Sin embargo, ajustar esta asistencia en tiempo real a la capacidad funcional del paciente sigue siendo un problema abierto en CDPRs aplicados a rehabilitación (Sanjuan De Caro et al., 2025).

En el control por admitancia, la fuerza ejercida por el usuario sobre el robot se transforma en una consigna de movimiento, normalmente en posición o velocidad. La formulación lineal clásica representa esta relación mediante una dinámica virtual masa-muelle-amortiguador, que vincula la fuerza de interacción con la posición, velocidad o aceleración deseadas del robot (Sun et al., 2023), (Tam et al., 2020). Existen propuestas de formulaciones con parámetros variables, que modifican el amortiguamiento o la inercia virtual en función de la interacción medida o del estado del movimiento para mejorar la adaptabilidad y la estabilidad (Lecours et al., 2012). También se han propuesto estrategias con ganancias asimétricas, en las que la respuesta del controlador depende del sentido de la fuerza o del movimiento, facilitando el desplazamiento cuando el usuario acompaña la acción y favoreciendo una reducción más rápida de la velocidad cuando se detecta una intención contraria (Nakagawa et al., 2016), (Liu and Sun, 2025). Finalmente, las formulaciones basadas en lógica de estados combinan la relación fuerza-movimiento con estados discretos del controlador, lo que permite introducir umbrales de activación, fases diferenciadas de asistencia y respuestas específicas ante cambios de intención del usuario (Tsongo Vughuma and Verlinden, 2022), (Patriarca et al., 2025).

1.3. Contribuciones

En respuesta a esta problemática, este trabajo aporta:

- Una estrategia de control háptico que utiliza el arnés como interfaz para estimar la intención de movimiento del usuario y generar asistencia horizontal en un CDPR de rehabilitación de la marcha.
- La combinación de dicha asistencia con la regulación vertical de la descarga parcial de peso, evaluada a través de un experimento con participantes sanos.

2. Materiales

El CDPR utilizado en esta investigación (Figura 1(a)) corresponde a una configuración completamente restringida. El

sistema está diseñado para la asistencia a la rehabilitación funcional de la marcha y presenta un volumen de trabajo de 6×4 metros en el plano horizontal y 2,5 metros en dirección vertical. Su capacidad de carga máxima es de 300 kg, incluyendo el peso combinado del usuario y de la estructura de soporte. El movimiento del efector final se genera mediante servomotores industriales AM8552-0FH1 con reductoras AG2300-+SP180S-MF2-50-1G1-F5, controlados desde un PC industrial Beckhoff C6030. El arnés utilizado es un RgoSling Ambulating Vest-L para un máximo de 300 kg.

A diferencia de los sistemas cableados planares, la configuración con ocho cables permite que el efector final tenga seis grados de libertad de movimiento, lo que posibilita generar trayectorias tridimensionales complejas y adaptar la asistencia a distintos ejercicios de marcha.

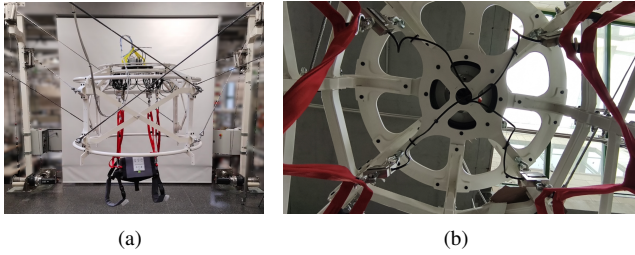


Figura 1: Prototipo de CDPR desarrollado. (a) Vista frontal (b) Vista de la sujeción de células de carga al efector final.

2.1. Estructura del elemento terminal

En el efector final del CDPR se emplea un arnés con cuatro puntos de sujeción y doble función: soportar parcialmente al paciente durante el ejercicio, actuando como primer elemento de seguridad ante posibles caídas, y servir como interfaz para el control háptico. Para ello, en el efector final se ensambla una estructura metálica en forma de aspa, con cuatro puntos de conexión situados en los vértices de un cuadrado de 400×400 mm. En cada punto de conexión se instala una célula de carga, y cada célula se une a uno de los cuatro extremos del arnés (Figura 1(b)). Esta disposición permite mantener al paciente alineado con el eje central de la estructura de montaje del arnés.

La unión entre el sistema de sujeción del arnés y el efector final se realiza mediante un rodamiento axial de rodillos, que permite la rotación libre del paciente respecto al efector final. La orientación del conjunto arnés-paciente se mide mediante un encoder absoluto de una vuelta. Solidaria con la rotación de la estructura de sujeción del arnés, se sitúa la periferia distribuida encargada de adquirir las señales de las células de carga y del encoder.

2.2. Modelo cinemático

La cinemática inversa se basa en una formulación de cierre vectorial en la que la longitud del cable i viene dada por

$$l_i = \|\vec{L}_i\| = \|\vec{a}_i - R\vec{b}_i - \vec{r}\|, \quad i = 1, \dots, 8 \quad (1)$$

donde $\vec{r}$ es la posición del efector final, $\vec{a}_i$ y $\vec{b}_i$ son los vectores asociados a los puntos de anclaje proximal y distal del cable, respectivamente, y R es la matriz de rotación del efector final. En (Riveiro et al., 2026) se detalla el modelo y la implementación de la cinemática directa e inversa y arquitectura

de control industrial. La relación diferencial entre la velocidad del efector final y las velocidades de cable se obtiene derivando la ecuación anterior. Definiendo el vector unitario del cable como $\hat{u}_i = \vec{L}_i/l_i$, la velocidad del cable puede escribirse como

$$\dot{l}_i = -\hat{u}_i^T \dot{\vec{r}} - (R\vec{b}_i \times \hat{u}_i)^T \vec{\omega}, \quad (2)$$

donde $\dot{\vec{r}}$ es la velocidad lineal del efector final y $\vec{\omega}$ su velocidad angular. En este trabajo, la orientación del efector final se mantiene fija, por lo que el controlador háptico genera únicamente la consigna traslacional $v_{ref} = \dot{\vec{r}} = [v_x \ v_y \ v_z]^T$.

3. Sistema de control háptico

A partir del modelo cinemático anterior, la estrategia propuesta genera las consignas cartesianas enviadas al sistema de movimiento del CDPR. La velocidad de referencia se calcula mediante dos componentes complementarias: una asociada a la asistencia horizontal y otra a la regulación vertical de la descarga de peso. La primera estima la intención de movimiento del usuario a partir de las tensiones medidas en las cuatro células de carga, la geometría de las correas y la orientación del conjunto arnés-paciente, obteniendo la velocidad longitudinal v_b en el sistema de referencia del usuario. A partir de la orientación medida por el encoder, esta velocidad se expresa en el sistema de referencia global del robot como las componentes v_x y v_y . La segunda componente regula la descarga parcial de peso comparando la carga vertical soportada con la consigna establecida, generando la velocidad vertical de corrección v_z . El controlador se evalúa en tiempo discreto con un periodo de muestreo $T_s = 10$ ms. En las ecuaciones siguientes, el índice k representa el ciclo de control actual.

Para estimar el esfuerzo ejercido por el paciente, se consideran los vectores unitarios asociados a cada una de las cuatro correas de sujeción. Cada vector relaciona el punto de conexión de la correa en el arnés con el punto correspondiente de la estructura de sujeción situada en el efector final. Estos vectores se representan como $\hat{u}_i = (u_{ix}, u_{iy}, u_{iz})$ con $i = 0, \dots, 3$. La magnitud de la tensión leída por cada célula de carga será F_i . Con esta información, la fuerza transmitida por cada correa se expresa como $\vec{F}_i = F_i \hat{u}_i$.

El valor absoluto de las componentes x de estos vectores indican la fuerza ejercida por el paciente en la dirección de avance, mientras la suma de las componentes z informa sobre el peso soportado por el robot. Comparando las fuerzas asociadas a las correas situadas delante del paciente con las correspondientes a las correas situadas detrás, se puede estimar la intención de avanzar o retroceder. Esta diferencia se representa mediante Δf_b , según se muestra en (3) y (4).

$$F_{front} = F_{0x} + F_{2x}, \quad F_{back} = F_{1x} + F_{3x} \quad (3)$$

$$\Delta f_b = F_{front} - F_{back} \quad (4)$$

El procedimiento de calibración, una vez que el paciente está colocado en el arnés y este se encuentra conectado a las células de carga, es el siguiente:

- Se realiza la elevación inicial del paciente, utilizando las células de carga para medir el peso soportado por el efector final. Cuando la carga soportada alcanza el porcentaje del peso corporal indicado por el personal sanitario, el robot mantiene la posición vertical alcanzada.

- Con el porcentaje de descarga alcanzado se inicia un procedimiento de calibración para identificar la capacidad de fuerza que el paciente puede ejercer cuando desea iniciar un movimiento. Se toman varias medidas en las que el robot permanece estático y el paciente intenta iniciar el movimiento de avance, que queda restringido por la inmovilidad del robot. La media de estas medidas se utiliza como valor de referencia para ajustar c_a .
- A continuación, el paciente vuelve a la posición de reposo y se realiza el tarado de las células de carga. Con ello se inicia el procedimiento de rehabilitación.

Para el control longitudinal se emplea una ley de admitancia por tramos basada en una lógica de estados y una ganancia asimétrica. El objetivo es que el robot mantenga la continuidad del movimiento, pero que dicha evolución se modifique cuando se detecta una fuerza ejercida por el paciente. La lógica de estados se emplea para incluir un umbral mínimo de activación del movimiento, mientras que la ganancia asimétrica permite incrementar la velocidad de forma progresiva y reducirla de manera más rápida cuando el paciente muestra intención de detenerse. Con ello se evita que el robot arrastre al paciente cuando este deja de acompañar el movimiento.

En (5) se muestra la actualización de la velocidad longitudinal v_b del efector final en función de la intención de movimiento del paciente, representada por Δf_b , y del umbral de activación T_m . Si la fuerza detectada no supera dicho umbral y el robot se encuentra detenido, es decir, si su velocidad es inferior a una velocidad mínima v_m , la velocidad aplicada es nula. En cuanto el umbral es superado, la velocidad se calcula mediante una constante inicial de admitancia c_a , hasta que el robot alcanza la velocidad mínima para considerarse en movimiento. A partir de ese instante, la velocidad se actualiza en función de Δf_b y de una constante de movimiento modificada, c'_{mov} , definida en (6). Cuando la intención de movimiento del paciente y la velocidad actual del robot tienen sentidos opuestos, se aplica un coeficiente c_{freno} que aumenta la reducción de velocidad, favoreciendo una detención más rápida y evitando que el robot empuje al paciente.

$$v_b(k+1) = \begin{cases} 0, & |\Delta f_b(k)| \leq T_m, |v_b(k)| < v_m, \\ c_a \Delta f_b(k), & |\Delta f_b(k)| > T_m, |v_b(k)| < v_m, \\ v_b(k) + c'_{mov}(k) \Delta f_b(k), & |v_b(k)| \geq v_m \end{cases} \quad (5)$$

$$c'_{mov}(k) = \begin{cases} c_{freno} c_{mov}, & \text{si } \Delta f_b(k) v_b(k) \leq 0, \\ c_{mov}, & \text{en caso contrario} \end{cases} \quad (6)$$

Con esta estrategia de control se obtiene la velocidad longitudinal que debe aplicar el robot. La dirección de movimiento se obtiene a partir de la medida del encoder, $\theta \in [0, 360^\circ)$. Aplicando la matriz de rotación $R_z(\theta)$, definida en (7), al vector de velocidad en la dirección de avance del paciente, se obtienen las componentes de velocidad que debe aplicar el robot en las direcciones globales X e Y , v_x y v_y , según (8).

$$R_z(\theta) = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta & 0 \\ \sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (7)$$

$$\begin{bmatrix} v_x(k+1) \\ v_y(k+1) \\ 0 \end{bmatrix} = R_z(\theta(k)) \begin{bmatrix} v_b(k+1) \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} v_b(k+1) \cos \theta(k) \\ v_b(k+1) \sin \theta(k) \\ 0 \end{bmatrix} \quad (8)$$

La estimación de la carga vertical soportada por el CDPR se muestra en (9), donde F_i es la tensión medida por la célula de carga (i) y u_{iz} es la componente vertical del vector unitario asociado a la correa correspondiente. La consigna de descarga F_{ref} se define a partir del porcentaje de peso corporal que se desea compensar.

$$F_z(k) = \sum_{i=0}^3 F_i(k) u_{iz}(k) \quad (9)$$

El control vertical se plantea como una ley proporcional sobre el error de descarga, de forma que la velocidad vertical de corrección se obtiene mediante (10), donde K_z es la ganancia de ajuste vertical y el error se define como $e_z(k) = F_{ref} - F_z(k)$. Cuando la carga soportada es inferior a la consigna, el efector final asciende para incrementar la tensión en el arnés. Cuando la carga soportada supera la consigna, desciende para disminuir el soporte aplicado al usuario.

$$v_z(k+1) = K_z e_z(k) \quad (10)$$

A partir de las componentes obtenidas en (8) y (10), se define la consigna de velocidad cartesiana aplicada al efector final del robot como

$$v_{ref}(k+1) = [v_x(k+1) \ v_y(k+1) \ v_z(k+1)]^T \quad (11)$$

Esta consigna se envía a bloques de motion control MC_MoveVelocity. A partir de dichas consignas cartesianas, la cinemática inversa del CDPR genera las referencias en las coordenadas articulares de los motores. Finalmente, los servoamplificadores industriales aplican sus lazos internos de control en cascada de posición, velocidad y corriente para seguir la velocidad comandada.

4. Experimento

La verificación técnica del método se realiza con participantes sanos para evaluar el comportamiento del sistema durante una tarea de desplazamiento con cambios de dirección y descarga parcial de peso corporal.

En el experimento, los participantes realizan un recorrido en lemniscata, combinando tramos rectos y curvos. Esta trayectoria permite analizar el comportamiento ante desplazamientos con cambios de dirección. La trayectoria realizada se obtiene del cálculo de la cinemática directa del CDPR.

De forma simultánea, se registran las fuerzas ejercidas por el usuario sobre el sistema de células de carga, así como la evolución de las velocidades consigna generadas por el controlador en respuesta a dichas fuerzas. Este registro permite analizar la relación entre la intención de movimiento estimada, la asistencia aplicada y el movimiento resultante del robot.

Finalmente, se registra la evolución del peso soportado por el CDPR y de la posición vertical del efector final, con el objetivo de evaluar el comportamiento del control de descarga parcial de peso durante el ejercicio.

5. Resultados

La trayectoria realizada por el efector final durante el ensayo en lemniscata se muestra en la Fig. 2. El recorrido obtenido es cerrado y combina tramos aproximadamente rectilíneos con zonas curvas y cambios progresivos de dirección.

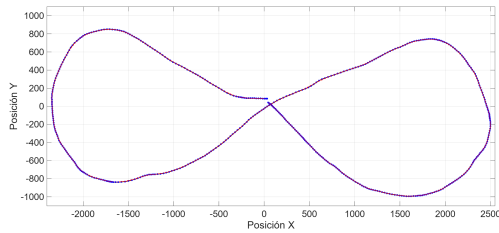


Figura 2: Trayectoria realizada, inicio en (0,0) y en la dirección +X, -Y.

En la Fig. 3 se muestra un detalle de la consigna de velocidad generada a partir de la intención de movimiento detectada mediante las células de carga. Esta consigna se representa mediante vectores sobre la trayectoria e incluye tanto la dirección como la magnitud de la velocidad aplicada al robot. En cada ciclo del controlador, con un periodo de 10 ms, la señal se recalcula y se envía al control de consignas del robot.

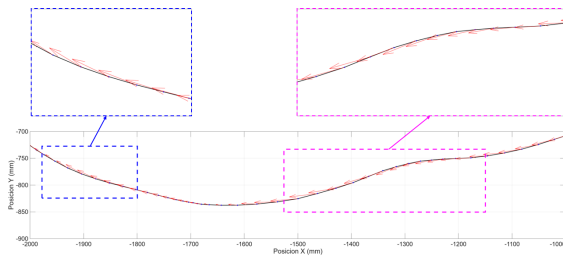


Figura 3: Consigna de velocidad en los distintos puntos de la trayectoria.

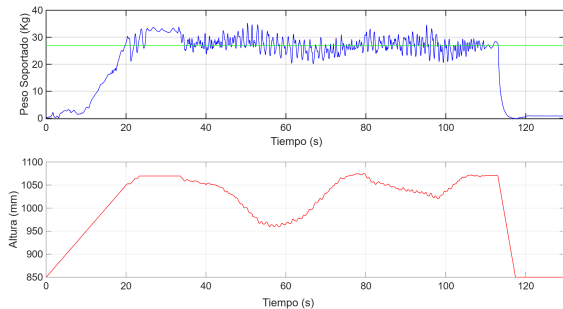


Figura 4: Ajuste continuo del peso soportado. En la imagen superior la consigna de peso (verde) y la evolución del peso soportado (azul). En la imagen inferior variación de altura del CDPR.

En la Fig. 4 se muestra la evolución de la carga soportada por el CDPR y de la posición vertical del efector final. Para este ensayo se establece una descarga equivalente al 30 % del peso corporal de un usuario de 90 kg, es decir, 27 kg. Durante la fase inicial, el robot eleva al usuario hasta alcanzar dicha carga objetivo. Una vez iniciado el ejercicio, el sistema modifica la posición vertical del efector final en función de las variaciones de carga detectadas durante el movimiento.

En la Fig. 5 se muestra el error absoluto entre la carga soportada por el CDPR y la consigna de descarga. Los datos corresponden a la fase posterior al izado inicial, una vez el usuario se desplaza. El error medio absoluto de 1,94 kg equivale al 7,19 % de la consigna de 27 kg aplicada. La duración del desplazamiento fue de 78,44 s, de los cuales durante

31,63 s el error absoluto superó su valor medio. El RMSE fue de 2,44 kg, valor superado durante 23,91 s.

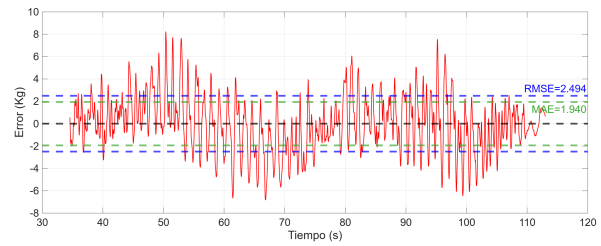


Figura 5: Desviación de la carga real en Z respecto a la consigna.

6. Discusión

La trayectoria mostrada en la Fig. 2 confirma que el controlador puede generar un desplazamiento continuo en el plano horizontal durante una tarea con cambios de dirección. La forma cerrada del recorrido y la presencia de zonas curvas muestran que la asistencia no se limita a comandos de avance y parada, sino que permite modificar progresivamente la dirección del movimiento dentro del espacio de trabajo.

El detalle de la Fig. 3 muestra cómo el vector de velocidad de consigna, generado a partir de la intención de movimiento estimada en el arnés, precede y dirige el desplazamiento del robot. La combinación entre las fuerzas medidas en el arnés y la orientación del conjunto arnés-paciente permite obtener una consigna bidimensional de movimiento sin sensorizar directamente las articulaciones de los miembros inferiores. De este modo, el arnés puede utilizarse como interfaz háptica activa para guiar la asistencia del CDPR.

En la Fig. 4 se observa que el control vertical ajusta la altura del efector final para compensar las variaciones de carga durante el ejercicio. Este resultado indica que la asistencia horizontal puede combinarse con la regulación de la descarga parcial de peso.

La Fig. 5 muestra un error medio absoluto próximo al 7 % de la consigna, razonable para una validación técnica preliminar. No obstante, la presencia de picos cercanos al 30 % y un RMSE superior al error medio absoluto indican que la descarga de peso no fue completamente uniforme, lo que podría afectar al confort en tareas con mayor exigencia vertical.

En comparación con plataformas de soporte corporal tridimensional orientadas a marcha, como (Ettema et al., 2025; Bannwart et al., 2020), la aportación principal de este trabajo se sitúa en el uso del arnés como entrada de control para estimar la intención de movimiento y generar asistencia en tiempo real. Además, al basarse en un CDPR de ocho cables, la plataforma dispone de capacidad de actuación sobre el efector final en seis grados de libertad, aunque en este trabajo dicha capacidad se evalúa principalmente en la asistencia horizontal y en la regulación vertical de la descarga de peso. Como limitación de este estudio, será necesario evaluar el sistema con pacientes reales y en tareas funcionales más exigentes.

7. Conclusiones

Este trabajo presenta una nueva estrategia de control háptico para un CDPR de gran espacio de trabajo aplicado a la asistencia de la marcha. El sistema utiliza el arnés como interfaz

de entrada, estimando la intención de movimiento mediante cuatro células de carga y un encoder para la orientación corporal del usuario.

Los ensayos realizados muestran la viabilidad técnica del enfoque para generar asistencia horizontal en función de la interacción del usuario y para ajustar la posición vertical del efector final con el objetivo de mantener la descarga de peso especificada. La trayectoria en lemniscata permite comprobar el comportamiento del sistema ante desplazamientos con cambios de dirección y zonas curvas.

Los resultados de las Fig. 4 y Fig. 5 muestran que el controlador proporcional consigue corregir las variaciones de carga durante el desplazamiento, aunque la descarga de peso presenta oscilaciones y no permanece completamente uniforme. Esta respuesta puede ser suficiente para una validación técnica en marcha horizontal, pero deberá analizarse con mayor detalle en tareas con variaciones verticales más pronunciadas, como subir escaleras, agacharse o sentarse.

Como trabajo futuro se propone el diseño y evaluación de un controlador más adecuado para la gestión de la descarga de peso. Este controlador debería mantener una descarga estable y, al mismo tiempo, permitir que el personal no experto en control (sanitarios) pueda ajustar el comportamiento del sistema a las condiciones del paciente y del ejercicio propuesto.

Agradecimientos

Este trabajo ha contado con el apoyo de la Xunta de Galicia a través del proyecto GPC-ED431B 2025/41 (Grupos de Potencial Crecimiento), y por la Unión Europea a través del proyecto EMIL/VirtualR3 (2024-2025), convocatoria HORIZON-CL4-2021-HUMAN-01-06.

Referencias

- Abarca, V. E., Elias, D. A., Sep. 2023. A Review of Parallel Robots: Rehabilitation, Assistance, and Humanoid Applications for Neck, Shoulder, Wrist, Hip, and Ankle Joints. *Robotics* 12 (5), 131.
DOI: 10.3390/robotics12050131
- Al-Rahmani, N., Awad, M. I., Agrawal, S., El-Rich, M., Khalaf, K., Apr. 2026. The past, present and future of control architectures in lower-limb cable-driven robots for gait rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*.
DOI: 10.1186/s12984-026-01982-z
- Bannwart, M., Bayer, S. L., König Ignasiak, N., Bolliger, M., Rauter, G., Easthope, C. A., Dec. 2020. Mediolateral damping of an overhead body weight support system assists stability during treadmill walking. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 17 (1), 108.
DOI: 10.1186/s12984-020-00735-w
- Bizhanov, D., Zhetenbayev, N., Sergazin, G., Nussibaliyeva, A., Yussupova, S., Maksut, A., May 2025. Design and simulation of a cable-driven elbow rehabilitation device. *Vibroengineering Procedia* 58, 139–146.
DOI: 10.21595/vp.2025.24971
- Blanco-Díaz, C. F., Serafini, E. R. D. S., Bastos-Filho, T., Dantas, A. F. O. D. A., Santo, C. C. D. E., Delisle-Rodríguez, D., Jan. 2025. A Gait Imagery-Based Brain-Computer Interface With Visual Feedback for Spinal Cord Injury Rehabilitation on Lokomat. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 72 (1), 102–111.
DOI: 10.1109/TBME.2024.3440036
- Ettema, S., Buurke, T. J., David, S., Van Bennekom, C. A., Houdijk, H., Dec. 2025. Can RYSEN-induced supportive, propelling and impeding forces enhance gait stability, speed and propulsion in individuals with incomplete spinal cord injury? *Clinical Biomechanics* 130, 106681.
DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2025.106681
- Garrido, J., Silva-Muñoz, D., Riveiro, E., Rivera-Andrade, J., Sáez, J., Jan. 2024. Collaborative Behavior for Non-Conventional Custom-Made Robotics: A Cable-Driven Parallel Robot Application. *Machines* 12 (2), 91.
DOI: 10.3390/machines12020091
- Lecours, A., Mayer-St-Onge, B., Gosselin, C., May 2012. Variable admittance control of a four-degree-of-freedom intelligent assist device. In: 2012 IEEE International Conference on Robotics and Automation. IEEE, St Paul, MN, USA, pp. 3903–3908.
DOI: 10.1109/ICRA.2012.6224586
- Liu, X., Sun, R., Oct. 2025. Asymmetric Admittance Control for Compliance to Time-Varying Interaction Force in Dual-Manipulator Rehabilitation System. *IEEE Robotics and Automation Letters* 10 (10), 10410–10417.
DOI: 10.1109/LRA.2025.3600137
- Nakagawa, S., Hasegawa, Y., Fukuda, T., Kondo, I., Tanimoto, M., Di, P., Huang, J., Huang, Q., May 2016. Tandem Stance Avoidance Using Adaptive and Asymmetric Admittance Control for Fall Prevention. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 24 (5), 542–550.
DOI: 10.1109/TNSRE.2015.2429315
- Oyman, E. L., Korkut, M. Y., Yilmaz, C., Bayraktaroglu, Z. Y., Arslan, M. S., Apr. 2021. Design and control of a cable-driven rehabilitation robot for upper and lower limbs. *Robotica*, 1–37.
DOI: 10.1017/S0263574721000357
- Patriarca, F., Di Lillo, P., Arrichiello, F., Jul. 2025. EMG-Driven Shared Control Architecture for Human-Robot Co-Manipulation Tasks. *Machines* 13 (8), 669.
DOI: 10.3390/machines13080669
- Plooi, M., Keller, U., Sterke, B., Komi, S., Vallery, H., Von Zitzewitz, J., Jul. 2018. Design of RYSEN: An Intrinsically Safe and Low-Power Three-Dimensional Overground Body Weight Support. *IEEE Robotics and Automation Letters* 3 (3), 2253–2260.
DOI: 10.1109/LRA.2018.2812913
- Riveiro, E., Silva-Muñoz, D., Pérez-García, U., Garrido, J., Jun. 2026. Implementing kinematics in a rehabilitation CDPR: Patient-following mode. In: Simposio CEA de robótica, bioingeniería, visión por computador y automática marina. Bilbao, Spain.
DOI: 10.64117/simposioscea.v2i2.178
- Rodríguez-Fernández, A., Lobo-Prat, J., Font-Llagunes, J. M., Dec. 2021. Systematic review on wearable lower-limb exoskeletons for gait training in neuromuscular impairments. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 18 (1), 22.
DOI: 10.1186/s12984-021-00815-5
- Sanjuan De Caro, J. D., Castillo-Blanco, J. D., Charris, D., Romero Martínez, D. J., Rahman, M. H., Nohra, C., Nov. 2025. Cable-Driven End-Effector Robots for Gait Rehabilitation: A Review and Future Research Directions. *Robotics* 14 (11), 169.
DOI: 10.3390/robotics14110169
- Shoaib, M., Asadi, E., Cheong, J., Bab-Hadiashar, A., 2021. Cable Driven Rehabilitation Robots: Comparison of Applications and Control Strategies. *IEEE Access* 9, 110396–110420.
DOI: 10.1109/ACCESS.2021.3102107
- Sun, Y., Van, M., McIlvanna, S., Minh, N. N., McLoone, S., Ceglarek, D., 2023. Adaptive Admittance Control for Safety-Critical Physical Human Robot Collaboration. *IFAC-PapersOnLine* 56 (2), 1313–1318.
DOI: 10.1016/j.ifacol.2023.10.1772
- Tam, B., Talbot, F., Steindl, R., Elfes, A., Kottege, N., 2020. OpenSHC: A Versatile Multilegged Robot Controller. *IEEE Access* 8, 188908–188926.
DOI: 10.1109/ACCESS.2020.3031019
- Tsongo Vughuma, J., Verlinden, O., 2022. Finite-State Machine for Level-Ground Walking Control of an Ankle-Foot Orthosis. In: World Congress on Electrical Engineering and Computer Systems and Science. Avestia Publishing.
DOI: 10.11159/icbes22.117
- World Health Organization, 2022. Musculoskeletal conditions.
URL: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/musculoskeletal-conditions>
- Xiong, H., Diao, X., Nov. 2020. A review of cable-driven rehabilitation devices. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology* 15 (8), 885–897.
DOI: 10.1080/17483107.2019.1629110
- Zhang, Y., Bai, L., Kang, R., Dai, J. S., Song, Z., Dec. 2025. A cable-driven parallel rehabilitation robot for active training of supine patients' lower limbs. *Mechanism and Machine Theory* 218, 106300.
DOI: 10.1016/j.mechmachtheory.2025.106300
- Zhang, Z., Shao, Z., You, Z., Tang, X., Zi, B., Yang, G., Gosselin, C., Caro, S., Sep. 2022. State-of-the-art on theories and applications of cable-driven parallel robots. *Frontiers of Mechanical Engineering* 17 (3), 37.
DOI: 10.1007/s11465-022-0693-3
- Zuccon, G., Doria, A., Rosati, G., Johnson, C. A., McEligot, L., Hertz, K., Fernan, K., Khan, I., Reggie Edgerton, V., Reinkensmeyer, D. J., Nov. 2024. Design of a Cable-Suspended Robot for Early Stage Gait Rehabilitation. *IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics* 6 (4), 1616–1626.
DOI: 10.1109/TMRB.2024.3468381