

# DISEÑO DE UNA ÓRTESIS ACTIVA DE RODILLA PARA LA EVALUACIÓN DE ALGORITMOS DE ASISTENCIA ROBÓTICA EN SUJETOS HEMIPARÉTICOS

Julio Salvador Lora Millán<sup>1</sup>, Andrés F. Hidalgo Romero<sup>1</sup>, Eduardo Rocon de Lima<sup>1</sup>  
<sup>1</sup>Centro de Automática y Robótica (CAR-CSIC), Crta. Campo Real Km 0.200 Arganda del Rey (Madrid),  
julio.lora@csic.es

## Resumen

*Una de las principales consecuencias del Ictus es la hemiparesia, enfermedad en la cual los pacientes pierden movilidad en las extremidades de un lado del cuerpo. A pesar de que existen multitud de sistemas de rehabilitación para estos pacientes, muchos de ellos siguen necesitando de dispositivos asistenciales para realizar distintas tareas en su vida diaria. En este documento presentamos el diseño de una órtesis activa de rodilla para el desarrollo y evaluación de algoritmos de asistencia robótica en estos pacientes. Concretamente, el prototipo presentado está completamente definido en cuanto a sensores y actuadores, así como los controladores de bajo nivel. Los controladores que se han implementado varían en el nivel de asistencia que aportan al usuario y han sido testeados en una prueba de concepto con un sujeto sano. Los resultados obtenidos con los distintos controles señalan que el prototipo aquí presentado puede ser utilizado como base para el desarrollo y evaluación de algoritmos más complejos de coordinación y asistencia.*

**Palabras Clave:** Órtesis activa de rodilla, exoesqueleto robótico monoarticular, controladores de bajo nivel, control de impedancia, hemiparesia.

## 1 INTRODUCCIÓN

Cerca de 16 millones de personas al año sufren Ictus por primera vez, siendo la marcha hemiparética una de sus principales consecuencias [1]. Esta marcha se caracteriza por ser más lenta e ineficiente que la marcha de una persona sana [2], y a pesar de la rehabilitación, la mayoría de los supervivientes de Ictus mantienen déficits neuromotores que les impiden andar con normalidad [3].

Ejemplos típicos de trastornos neuromotores en pacientes hemiparéticos son debilidad muscular y espasticidad [4], coordinación motora deteriorada [5], y rangos de movimiento de dorso-flexión en tobillo y flexión en rodilla reducidos. Estos trastornos conllevan una disminución de la velocidad de la marcha y la aparición de mecanismos de compensación [6], así como el aumento del riesgo de caídas y un aumento del consumo metabólico [7]. Incluso aquellos pacientes capaces de alcanzar velocidades cercanas a la normalidad continúan

manifestando ciertas secuelas que les suponen una disminución de su calidad de vida [8], [9].

Como respuesta a la demanda de equipos de rehabilitación que surge para paliar los hándicaps sufridos por estos pacientes, la rehabilitación robótica se postula como una alternativa a tener en cuenta frente a las terapias convencionales [10]. Es por ello que en los últimos años han surgido exoesqueletos y sistemas robóticos que pretenden rehabilitar a pacientes con marcha hemiparética. Debido a la naturaleza de esta patología, podemos encontrar tanto dispositivos bilaterales para terapia sobre suelo [11], como por ejemplo *Ekso* [12], *Exo-H2* [13] o *Hal-3* [14], o dispositivos montados sobre cinta rodante tales como *Lokomat* [15] o *Lopes* [16]; así como sistemas unilaterales [17] o monoarticulares [18], [19].

Si bien estos dispositivos han demostrado grandes beneficios para sus correspondientes usuarios, muchos pacientes siguen mostrando déficits neuromotores que les obligan a necesitar dispositivos asistenciales como órtesis, bastones o andadores [20]. Posibles alternativas a estos dispositivos tradicionales que se han ido desarrollando en los últimos años son los exoesqueletos robóticos u órtesis activas con propósito asistencial, tanto monoarticulares o unilaterales como bilaterales [21].

Si bien estos exoesqueletos han demostrado buenos resultados en cuanto a la asistencia que aportan a los usuarios, la mayoría de estos dispositivos imponen el movimiento en lugar de coordinarse con el movimiento de la extremidad sana del usuario [19], [21]. Así mismo, existen estudios sobre aprendizaje motor que analizan como los usuarios se ven afectados por las perturbaciones introducidas por las órtesis activas [22], [23]. Sin embargo, queda por analizar este proceso de adaptación cuando la pierna sana del paciente es la encargada de coordinar la asistencia proporcionada por el exoesqueleto.

Para desarrollar estos algoritmos de coordinación y llevar a cabo los citados estudios sobre aprendizaje motor, nuestro grupo de investigación ha desarrollado una órtesis activa de rodilla siguiendo el paradigma biomimético planteado por Tucker et al. [24]. En este documento se presenta el diseño de dicho exoesqueleto robótico monoarticular. Primero se detallarán los componentes del sistema (sensores,

actuadores y arquitectura de control) y posteriormente se describirán los algoritmos de control de bajo nivel, los cuales servirán como base al futuro desarrollo de algoritmos jerárquicamente superiores.

## 2 COMPONENTES DEL SISTEMA

El exoesqueleto robótico diseñado consta de una articulación activa en la rodilla y una articulación sin actuación en el tobillo (Figura 1). El diseño se ha realizado imitando la configuración cinemática del sistema rodilla-tobillo presente en los humanos. De esta manera se ha conseguido permitir el movimiento libre en el plano sagital para el tobillo, así como guiar y/o permitir el movimiento de la rodilla en el plano sagital. Para evitar que el exoesqueleto lleve la extremidad del usuario a posiciones indeseadas que pudieran resultar lesivas, se han implementado sistemas de seguridad en el software y hardware del dispositivo. Puesto que en esta fase de diseño se han considerado marchas normales, el rango máximo de movimiento permitido es de  $90^\circ$  para la flexión de la rodilla y de  $0^\circ$  para su extensión.

Con el objetivo de hacer ajustable el dispositivo a las antropometrías de diferentes usuarios, el sistema cuenta con secciones telescópicas que permiten ajustar la distancia entre articulaciones. De esta manera, se puede asegurar un correcto alineamiento entre los ejes de las articulaciones del robot y del usuario. Así mismo, al tener articulado el tobillo, el dispositivo permite, durante la fase de apoyo de la marcha, descargar sobre el suelo el peso del exoesqueleto que soporta el usuario.

En cuanto a la actuación de la articulación, ésta recae sobre un motor *EC-60 flat 408057* de corriente continua sin escobillas (Maxon ag, Suiza) acoplado a un *harmonic drive CSD-20-160-2AGR* (Harmonic Drive LLC, EE.UU.). Este sistema reductor con una relación de transmisión de 1:160 logra una gran precisión en el movimiento a pesar de su pequeño tamaño. Un torque medio de 35Nm es el proporcionado por este conjunto actuador, el cual está en consonancia con los requerimiento fisiológicos para el movimiento de la extremidad [25].

El exoesqueleto cuenta con cuatro tipos diferentes de sensores, los cuales se identifican en la Figura 1:

1. Potenciómetro: El exoesqueleto dispone de un potenciómetro al cual se le transmite, a través de un sistema de ruedas dentadas y correa de transmisión, la rotación del eje de la articulación. La variación de voltaje obtenido en este sensor está linealmente relacionada con el ángulo de flexo/extensión de la articulación.
2. Galgas extensiométricas: El dispositivo cuenta con cuatro galgas extensiométricas montadas en puente completo de



Figura 1: Exoesqueleto monoarticular de rodilla diseñado para la evaluación de algoritmos de asistencia en pacientes hemiparéticos. En la figura se han destacado los sensores y el actuador con los que cuenta el dispositivo. Su sistema electrónico de control y alimentación se encuentra en la mochila que el usuario porta a la espalda.

Wheatstone. Estas permiten conocer el torque de interacción entre robot y usuario.

3. FSR (*Force sensing resistor*): el exoesqueleto cuenta en cada pie con plantillas en las que se han colocado cuatro FSRs en las zonas de talón, interna, externa y punta. Con estos sensores es posible detectar los eventos de inicio y fin de contacto con el suelo, útiles para poder realizar la segmentación de la marcha.
4. IMUs (*Inertial Measurement Units*): cuatro sensores inerciales (*TechMCS*, Technaid, España) son utilizados para registrar la cinemática tanto de la pierna actuada como de la pierna sana del usuario. Estos sensores se colocan en ambos muslos y pantorrillas y se utilizarán para el desarrollo de los

controladores de alto y medio nivel del exoesqueleto.

Tanto los sensores como el actuador son gobernados por un sistema electrónico embebido que el usuario carga en el interior de una mochila, como indica la Figura 1. Esta electrónica de control está compuesta por dos sistemas independientes pero complementarios: el núcleo de procesamiento y la capa de interfaz. El núcleo de procesamiento está basado en la placa de desarrollo *LauchXL-F28377S* (Texas Instruments, EE.UU.) mientras que la capa interfaz se basa en la tarjeta Nucleo F446-RE (STMicroelectronics, Suiza).

Esta división dentro de la electrónica de control se ha realizado siguiendo un planteamiento modular del sistema, en el que ambos sistemas pueden ser desarrollados y actualizados en paralelo. De esta manera, el núcleo de procesamiento se encarga de los algoritmos de control mientras que la capa interfaz se encarga de la gestión de todos los sensores y del actuador.

Por último, para garantizar la portabilidad del sistema, el dispositivo es alimentado a través de una batería LiPo 6S 5000mah 30C *BrutePower* (SLS-Spain, España). Esta batería, al igual que el sistema de control

es portado por el usuario en el interior de la mochila. El sistema al completo tiene un peso de 7kg, de los cuales 3kg se corresponden a la electrónica de control y la batería, y los 4kg restantes al exoesqueleto robótico.

### 3 ESTRATEGIAS DE COTROL

Para el diseño del control del exoesqueleto se ha seguido el paradigma planteado por Tucker et al. [24], en el cual se introduce una aproximación biomimética, según la cual, los algoritmos de control de un exoesqueleto se organizan jerárquicamente en tres niveles que se corresponden a los propios del Sistema Nervioso Central. De esta manera, conceptualmente se definen controladores de alto, medio y bajo nivel, que se corresponden con la detección de intenciones, generación de patrones de marcha y control del movimiento respectivamente.

En la fase actual de trabajo, solamente se han desarrollado los controladores de bajo nivel, quedando para desarrollos futuros los controladores de medio y alto nivel. Concretamente se han definido tres controladores complementarios: control de posición, control transparente y control de impedancia (Figura 2).

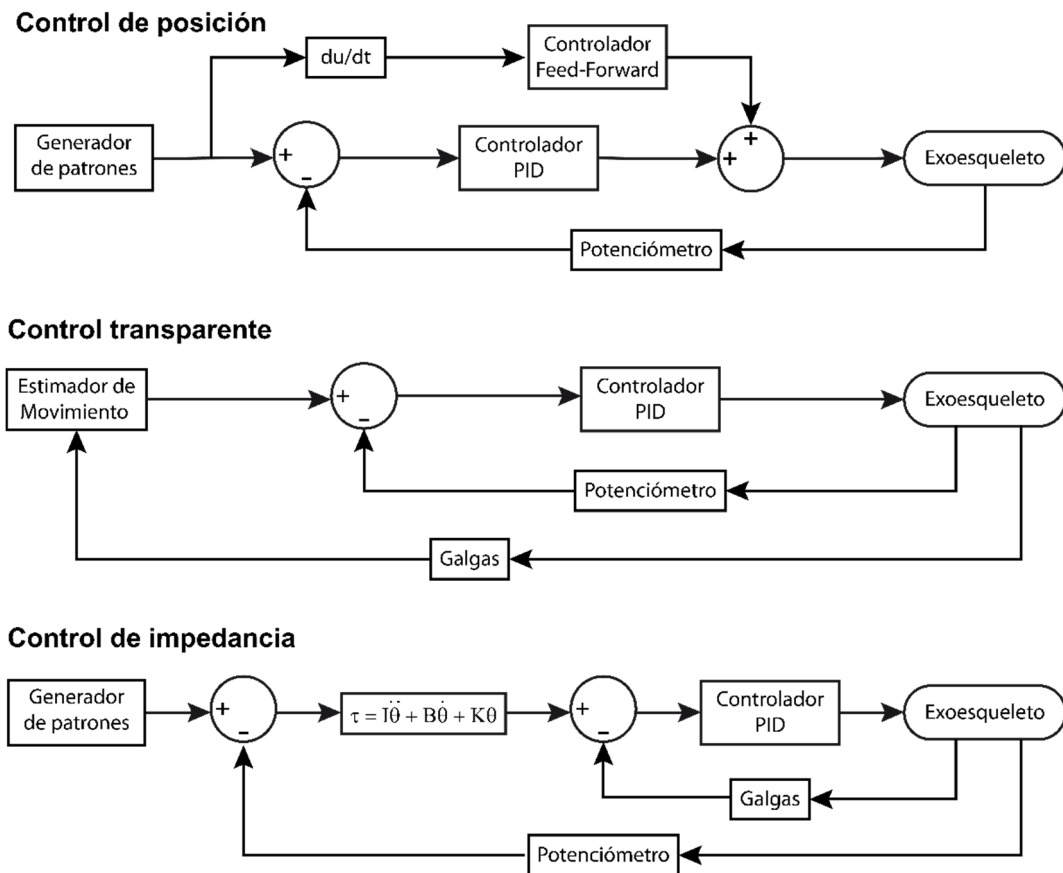


Figura 2: Estrategias de control de bajo nivel implementados en el exoesqueleto.

### 3.1 CONTROL DE POSICIÓN

Este control busca el seguimiento de trayectorias por parte de la articulación del exoesqueleto. Para ello se utiliza un controlador PID en lazo cerrado, usando como señal de realimentación el ángulo de flexión de la rodilla medido por el potenciómetro.

La trayectoria creada por parte del generador de patrones se basa en el trabajo de Koopman et al. [26]. Partiendo de sus resultados, nosotros generamos, mediante splines cúbicos, trayectorias continuas adaptables en duración y rango de movimiento, de manera que pueda ajustarse a las necesidades concretas del usuario.

Por otro lado, al conseguir trayectorias continuas, es posible obtener una señal continua de velocidad angular para el *Set Point* que es utilizada en un lazo de control *Feed-Forward*. Este lazo adicional permite al robot adelantarse al lazo cerrado de realimentación y obtener un menor retraso en el seguimiento de trayectorias.

### 3.2 CONTROL TRANSPARENTE

Este controlador se ha diseñado para permitir el movimiento libre del usuario, sin que éste se vea restringido por la estructura rígida del exoesqueleto. Partiendo de la medición de las galgas sobre los torques de interacción entre usuario y robot, el exoesqueleto genera un movimiento que busca reducir dicha interacción.

Una vez que se ha calculado la trayectoria instantánea que ha de seguir la articulación, el seguimiento de la misma se consigue gracias a un controlador PID con realimentación en lazo cerrado del ángulo de flexión de la articulación.

### 3.3 CONTROL DE IMPEDANCIA

Utilizando el concepto de impedancia definido por Hogan et al. [27], se busca un controlador que tenga un efecto intermedio a los dos anteriores. Puesto que la impedancia hace referencia a las fuerzas de oposición que un sistema ejerce contra el movimiento (Ecuación (1) y (2)), se consigue que el exoesqueleto tenga en cuenta los torques de interacción del usuario para adaptar la trayectoria que se impone a la persona.

$$Z(s) = \frac{F(s)}{\theta(s)} = I \cdot s^2 + B \cdot s + k \quad (1)$$

$$F = I \cdot \ddot{\theta} + B \cdot \dot{\theta} + k \cdot \theta \quad (2)$$

En las ecuaciones (1) y (2)  $F$  es fuerza,  $I$  inercia,  $B$  amortiguamiento y  $k$  rigidez del sistema;  $\theta$ ,  $\dot{\theta}$  y  $\ddot{\theta}$  son posición, velocidad y aceleración de la articulación respectivamente.

Modificando las constantes  $I$ ,  $B$  y  $k$  se consiguen distintas impedancias en la articulación, lo que

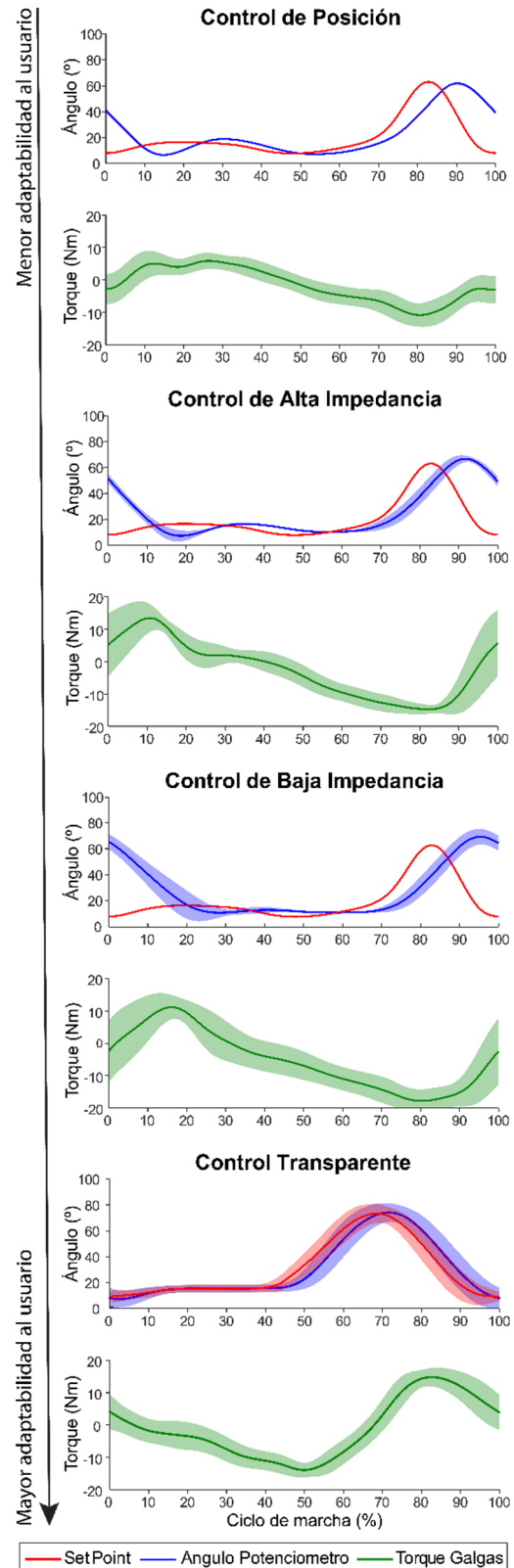


Figura 3: Resultados experimentales de los diferentes tipos de control cuando un individuo sano recorre 4 veces 15 metros. La línea sólida representa los valores medios en cada instante del ciclo de marcha. El área sombreada representa la desviación típica en torno a dicho valor medio.

significa distintos comportamientos ante las fuerzas de interacción del usuario. La implementación del controlador se basa en un PID con realimentación tanto de la señal de torque de interacción como del ángulo de flexión de la articulación.

## 4 RESULTADOS

Para analizar el funcionamiento de los controladores diseñados, se ha realizado un primer ensayo a modo de prueba de concepto. Durante este ensayo se han probado cuatro tipos de control, que ordenados de menor a mayor adaptabilidad (o dependencia de la interacción con el usuario) son: control de posición, control de alta impedancia, control de baja impedancia y control transparente.

Durante el ensayo se le pide a un usuario sano (varón, 27 años), que conoce el funcionamiento del robot y lo ha utilizado en ocasiones anteriores, recorrer cuatro veces una distancia de 15 metros mientras viste el exoesqueleto en la pierna derecha. Para los controles de posición e impedancia se fija la duración del paso a 2 segundos, mientras que para el control transparente se le indica que recorra la distancia a una velocidad confortable, aproximadamente igual a la adoptada en las tareas anteriores. Durante el ensayo se almacenan las lecturas de los sensores y la trayectoria generada con una frecuencia de muestreo de 100Hz.

Para el procesamiento de los datos, se han aislado cada uno de los pasos definiendo su inicio/fin en el momento en el que para el *Set Point* el talón hace contacto con el suelo. Una vez que los pasos han sido separados, y habiendo descartado el primer y el último paso de cada ejecución, se normalizan con respecto a su duración y son reconstruidos mediante el uso de splines cúbicos. En cada instante del ciclo de la marcha se calcula el valor medio y la desviación típica del *Set Point* seguido por los controladores, así como del ángulo de flexión de la rodilla y los torques de interacción con el robot.

Como se puede comprobar en la Figura 3, la desviación típica en el ángulo de flexión (área de color azul) aumenta conforme aumenta la adaptabilidad del controlador. Así mismo, los valores extremos medios del ángulo de flexión (línea azul) se comportan de igual manera, aumentando conforme aumenta la adaptabilidad del controlador.

Por otro lado, el usuario ha podido completar con éxito las tareas indicadas y no ha manifestado problemas de equilibrio ni coordinación.

## 5 DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Los controladores desarrollados permiten modificar el nivel de asistencia que el exoesqueleto aporta al usuario. Puesto que el movimiento del robot tiende al movimiento natural del usuario conforme aumenta la

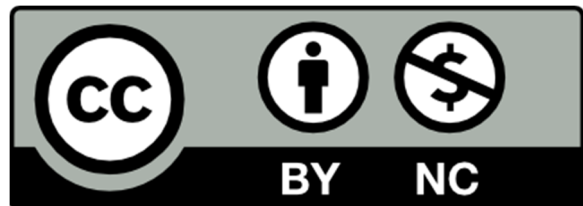
adaptabilidad del controlador, esto implica que el nivel de asistencia que aplica el exoesqueleto está disminuyendo de igual manera.

De esta manera, se considera que los controladores desarrollados, y por ende el prototipo, que se ha presentado en este documento ha pasado la prueba de concepto. Por tanto, estos controladores podrán utilizarse como base de controladores más complejos o superiores jerárquicamente.

Queda para trabajos futuros el desarrollo de controladores de alto y medio nivel para la asistencia de pacientes con hemiparesia. Centrándose en aspectos tales como la coordinación con la extremidad sana o el proceso de aprendizaje motor que supone el uso de este tipo de dispositivos asistenciales.

### Agradecimientos

Este trabajo fue desarrollado en el marco del proyecto XoSoft, *Grant agreement No. 688175*, financiado por la Unión Europea en el marco del programa de investigación e innovación *Horizon 2020*.



### English summary

#### DESIGN OF AN ACTIVE KNEE ORTHOSIS TO EVALUATE ROBOTIC ASSISTANCE ALGORITHMS FOR HEMIPARETIC SUBJECTS

#### Abstract

*Hemiparesis is one of the major consequences in stroke survivors; these patients have mobility impairments in one of their body sides. Despite there are a great deal of rehabilitation systems for these patients, some of them need gait assistant devices in their daily life. In this paper we present the design of an active knee orthosis to develop and evaluate robotic assistive algorithms for patients with hemiparesis. Actuators, sensors and low-level controllers of this exoskeleton are described in this paper. Low-level controllers vary in the assistive level that they provide to the user, and they have been tested in a proof-of-concept with a healthy user. Due to their*

good performance, we consider that our prototype can be used as the basis for developing and assessing more complex algorithm for coordination and assistance.

**Keywords:** Knee active orthosis, monojoint robotic exoskeleton, low-level controller, impedance control, hemiparesis.

## Referencias

- [1] L. N. Awad *et al.*, “A soft robotic exosuit improves walking in patients after stroke,” *Sci. Transl. Med.*, vol. 9, no. 400, p. eaai9084, 2017.
- [2] S. J. Olney and C. Richards, “Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics,” *Gait Posture*, vol. 4, no. 2, pp. 136–148, Apr. 1996.
- [3] P. W. Duncan *et al.*, “Body-Weight–Supported Treadmill Rehabilitation after Stroke,” *N. Engl. J. Med.*, vol. 364, no. 21, pp. 2026–2036, May 2011.
- [4] C. Moriello, L. Finch, and N. E. Mayo, “Relationship between muscle strength and functional walking capacity among people with stroke,” *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 48, no. 3, pp. 267–75, 2011.
- [5] T. H. Cruz, M. D. Lewek, and Y. Y. Dhaer, “Biomechanical impairments and gait adaptations post-stroke: Multi-factorial associations,” *J. Biomech.*, vol. 42, no. 11, pp. 1673–1677, Aug. 2009.
- [6] T. Susko, K. Swaminathan, and H. I. Krebs, “MIT-Skywalker: A Novel Gait Neurorehabilitation Robot for Stroke and Cerebral Palsy,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 24, no. 10, pp. 1089–1099, Oct. 2016.
- [7] S. A. Combs, E. L. Dugan, E. N. Ozimek, and A. B. Curtis, “Effects of body-weight supported treadmill training on kinetic symmetry in persons with chronic stroke,” *Clin. Biomech.*, vol. 27, no. 9, pp. 887–892, Nov. 2012.
- [8] P. H. Lee, H. Nan, Y.-Y. Yu, I. McDowell, G. M. Leung, and T. H. Lam, “For non-exercising people, the number of steps walked is more strongly associated with health than time spent walking,” *J. Sci. Med. Sport*, vol. 16, no. 3, pp. 227–230, May 2013.
- [9] D. Rand, J. J. Eng, P.-F. Tang, C. Hung, and J.-S. Jeng, “Daily physical activity and its contribution to the health-related quality of life of ambulatory individuals with chronic stroke,” *Health Qual. Life Outcomes*, vol. 8, no. 1, p. 80, Aug. 2010.
- [10] X. Zhang, Z. Yue, and J. Wang, “Robotics in Lower-Limb Rehabilitation after Stroke,” *Behav. Neurol.*, vol. 2017, p. 3731802, Jun. 2017.
- [11] A. Esquenazi, M. Talaty, and A. Jayaraman, “Powered Exoskeletons for Walking Assistance in Persons with Central Nervous System Injuries: A Narrative Review,” *PM&R*, vol. 9, no. 1, pp. 46–62, 2017.
- [12] “Ekso GT™ Robotic Exoskeleton Cleared by FDA for Use With Stroke and Spinal Cord Injury Patients :: Ekso Bionics Holdings, Inc. (EKSO).” [Online]. Available: <https://ir.eksobionics.com/press-releases/detail/570/ekso-gt-robotic-exoskeletoncleared-by-fda-for-use-with>. [Accessed: 13-Jun-2018].
- [13] M. Bortole *et al.*, “The H2 robotic exoskeleton for gait rehabilitation after stroke: early findings from a clinical study,” *J. Neuroeng. Rehabil.*, vol. 12, no. 1, p. 54, Jun. 2015.
- [14] A. Nilsson, K. S. Vreede, V. Häglund, H. Kawamoto, Y. Sankai, and J. Borg, “Gait training early after stroke with a new exoskeleton - The hybrid assistive limb: A study of safety and feasibility,” *J. Neuroeng. Rehabil.*, vol. 11, no. 1, 2014.
- [15] D. E. Uçar, N. Paker, and D. Buğdaycı, “Lokomat: a therapeutic chance for patients with chronic hemiplegia,” *NeuroRehabilitation*, vol. 34, no. 3, pp. 447–53, 2014.
- [16] B. Koopman, E. H. F. van Asseldonk, and H. van der Kooij, “Selective control of gait subtasks in robotic gait training: foot clearance support in stroke survivors with a powered exoskeleton,” *J. Neuroeng. Rehabil.*, vol. 10, 2013.
- [17] D. R. Louie and J. J. Eng, “Powered robotic exoskeletons in post-stroke rehabilitation of gait: A scoping review,” *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 13, no. 1. 2016.
- [18] C. K. Wong, L. Bishop, and J. Stein, “A wearable robotic knee orthosis for gait training: a case-series of hemiparetic stroke survivors,” *Prosthet. Orthot. Int.*, vol. 36, no. 1, pp. 113–120, Mar. 2012.
- [19] S. Hussain, P. K. P. K. Jamwal, and M. H. M. H. M. H. Ghayesh, “Single joint robotic orthoses for gait rehabilitation: An educational technical review,” *J. Rehabil. Med.*, vol. 48, no. 4, pp. 333–338, 2016.
- [20] L. E. Skolarus, J. F. Burke, and V. A. Freedman, “The role of accommodations in poststroke disability management,” *J. Gerontol. B. Psychol. Sci. Soc. Sci.*, vol. 69 Suppl 1, no. Suppl 1, pp. S26–34, Nov. 2014.
- [21] T. Yan, M. Cempini, C. M. Oddo, and N.

- Vitiello, "Review of assistive strategies in powered lower-limb orthoses and exoskeletons." *Rob. Auton. Syst.*, vol. 64, pp. 120–136, 2015.
- [22] K. E. Gordon and D. P. Ferris, "Learning to walk with a robotic ankle exoskeleton," *J. Biomech.*, vol. 40, no. 12, pp. 2636–2644, Jan. 2007.
- [23] J. R. Koller, D. A. Jacobs, D. P. Ferris, and C. D. Remy, "Learning to walk with an adaptive gain proportional myoelectric controller for a robotic ankle exoskeleton.," *J. Neuroeng. Rehabil.*, vol. 12, no. 1, p. 97, Nov. 2015.
- [24] M. R. Tucker *et al.*, "Control strategies for active lower extremity prosthetics and orthotics: a review," *J. Neuroeng. Rehabil.*, vol. 12, no. 1, 2015.
- [25] C. Bayón *et al.*, "Development and evaluation of a novel robotic platform for gait rehabilitation in patients with Cerebral Palsy: CPWalker," *Rob. Auton. Syst.*, vol. 91, pp. 101–114, 2017.
- [26] B. Koopman, E. H. F. van Asseldonk, and H. Van der Kooij, "Speed-dependent reference joint trajectory generation for robotic gait support," *J. Biomech.*, vol. 47, no. 6, pp. 1447–1458, 2014.
- [27] N. Hogan, "Impedance Control: An Approach to Manipulation: Part II—Implementation," *J. Dyn. Syst. Meas. Control*, vol. 107, no. 1, p. 8, Mar. 1985.