

Diseño y desarrollo de una arquitectura electrónica bioinspirada para el control de sistemas de asistencia a la locomoción

Gabriel Delgado-Oleas^{ab,*}, Pablo Romero-Sorozabal^a, Julio Lora-Millan^c, Alvaro Gutierrez^d, Eduardo Rocon^a

^aCentro de Automática y Robótica, Consejo Superior de Investigaciones Científicas–Universidad Politécnica de Madrid (CSIC-UPM), 28040 Madrid, España.

^bIngeniería Electrónica, Universidad del Azuay, Cuenca, Ecuador.

^cTecnología Electrónica, Universidad Rey Juan Carlos, Madrid, España.

^dETSI Telecomunicación, Universidad Politécnica de Madrid, Madrid, España.

To cite this article: Delgado-Oleas, G., Romero-Sorozabal, P., Lora-Millan, J., Gutierrez, A., Rocon, E. 2023. Design and development of a bioinspired electronic architecture for the control of locomotion assistance systems. *Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial* 20, 293-302. <https://doi.org/10.4995/riai.2023.18748>

Resumen

Este artículo presenta el diseño y desarrollo de una arquitectura electrónica bioinspirada en el sistema motor humano para sistemas de asistencia a la locomoción, como es en el caso de exoesqueletos de asistencia o de rehabilitación. La arquitectura propuesta se divide en tres niveles jerárquicos y se implementa en ROS2, facilitando la modularidad y el paralelismo en la ejecución y funcionamiento del sistema. La propuesta ha sido implementada en un prototipo de exoesqueleto denominado Discover2Walk. Los resultados obtenidos muestran que la propuesta puede aplicarse a ambos tipos de aplicación de exoesqueletos, tanto para rehabilitación como para asistencia. Entre las ventajas que ofrece esta arquitectura, destacan una mayor modularidad, la mejora de la compatibilidad con lenguajes de programación, la escalabilidad, la interoperabilidad con otros sistemas de robótica y automatización, el soporte para aplicaciones distribuidas y la facilidad de supervisión y control. La arquitectura de control que se presenta puede llegar a ser adoptada en futuras plataformas robóticas y exoesqueletos, mejorando el control motor de la marcha y ofreciendo terapias más personalizadas.

Palabras clave: biomimetismo, arquitectura, exoesqueletos, marcha humana, ROS, miembro-inferior.

Design and Development of a Bioinspired Electronic Architecture for the control of locomotion assistance systems.

Abstract

This article presents the design and development of a bio-inspired electronic architecture based on the human motor system for locomotion assistance systems, as in the case of assistive or rehabilitation exoskeletons. The proposed architecture is divided into three hierarchical levels and implemented in ROS2, facilitating modularity and parallelism in the execution and operation of the system. The proposal has been implemented in an exoskeleton prototype called Discover2Walk. The results show that the proposal can be applied to both exoskeleton applications for rehabilitation and assistance. This architecture offers greater modularity, improved compatibility with programming languages, scalability, interoperability with other robotics and automation systems, support for distributed applications, and ease of monitoring and control. The presented control architecture may be adopted in future robotic platforms and exoskeletons, improving motor control of gait and offering more personalized therapies.

Keywords: biomimicry, architecture, exoskeletons, human gait, ROS, lower-limb.

*Autor para correspondencia: gabriel.delgado@csic.es

Attribution-NonCommercial-ShareAlike 4.0 International (CC BY-NC-SA 4.0)

1. Introducción

Las deficiencias en la marcha humana, como las causadas por accidentes cerebrovasculares, lesiones de la médula espinal y parálisis cerebral, son una fuente importante de discapacidad en todo el mundo (Murray et al., 2012). La capacidad de caminar es una parte esencial de la vida diaria y hacerlo de forma independiente se asocia con mejores resultados de salud y calidad de vida (Patel et al., 2018). Desafortunadamente, las personas con problemas de movilidad a menudo tienen dificultades para lograr una marcha independiente.

En este contexto surgen los exoesqueletos para rehabilitación y asistencia a la marcha (Rocon & Pons, 2011), dispositivos portátiles que pueden proporcionar asistencia mecánica para el movimiento (Shi et al., 2019).

Desde sus inicios, los exoesqueletos han sido dispositivos mecánicos usados para rehabilitar y mejorar la función de las extremidades. Pueden ser de gran utilidad para personas con problemas de movilidad, ya que permiten restaurar el manejo de las extremidades obteniendo un mejor movimiento y mayor fuerza, mejorando así su calidad de vida (Pons, 2008). Estos dispositivos se pueden comandar desde un Alto Nivel de varias maneras: (1) Sensores que detectan el movimiento del cuerpo y, a continuación, activan o desactivan el exoesqueleto; (2) Controles remotos, de manera que la activación o desactivación del dispositivo la realiza un operador externo; (3) Interfaz cerebro-máquina, donde el usuario controla el exoesqueleto mediante la detección de patrones obtenidos por un EEG (electroencefalograma), (Baud et al., 2021 ; Del Castillo et al., 2018). El uso de exoesqueletos para la rehabilitación de la locomoción es un área de investigación en crecimiento, y tienen el potencial de brindar beneficios a las personas con problemas de movilidad.

Ahora bien, cada exoesqueleto posee una arquitectura propia, que pueden estar más o menos inspiradas en procesos biológicos, pero que, por lo general, no permiten ser modulares o adaptarse a los nuevos desarrollos. En consecuencia, este artículo se centra en el diseño y desarrollo de un marco generalizado electrónico para dispositivos exoesqueléticos de miembro inferior. Para ello, en primer lugar, se estudiará el desarrollo de la marcha humana bajo la perspectiva del control motor para comprender su funcionamiento. De esta manera, para el desarrollo de una nueva propuesta de arquitectura electrónica, se utilizará la naturaleza de la marcha como modelo de inspiración, desde su concepción hasta su ejecución. Por último, el marco propuesto será implementado en un prototipo de exoesqueleto para su validación y evaluación.

2. La Marcha Humana como modelo de inspiración.

Caminar es una actividad compleja que requiere la integración funcional de un gran grupo de neuronas sensoriales y motoras (PHEASANT, 2007). A pesar de las diferencias individuales, existe un patrón característico de la marcha humana (DH, 1994). Entre los neurofisiólogos que se dedican al estudio de la locomoción, existen dos teorías sobre la generación de la marcha: la primera considera el reflejo como parte fundamental para la

generación de la marcha (Sherrington, 1910), mientras que la segunda se basa en la existencia de un sistema específico para la locomoción (Graham Brown, 1911), debido a los movimientos de marcha obtenidos en gatos espinales y con sección es sus raíces dorsales. Se cree que en los humanos, el generador de patrones central (GPC) está distribuido por la médula espinal y que posee circuitos autónomos en cada lado para la pierna derecha e izquierda (Minassian et al., 2017). Además, la capacidad de generar patrones rítmicos implica una arquitectura de elementos generadores de ráfagas interconectados (Danner et al., 2015).

La Figura 1 ilustra cómo actualmente se representa los diferentes sistemas de control motor humano y cómo se organizan jerárquicamente para generar locomoción. En orden jerárquico, el nivel más bajo es el sistema sensoriomotor denominado "Ejecución", donde la correcta activación muscular es fundamental para la marcha, haciendo que las contracciones y relajaciones de los músculos agonistas y antagonistas jueguen un papel indispensable. Así, el reflejo miotático o reflejo de estiramiento es el responsable de la acción motora. Este nivel es el responsable de manejar el sistema musculoesquelético de las personas, (Dietz, 2002).

El siguiente nivel jerárquico del sistema nervioso locomotor es el Generador de Patrones Central (GPC). Se trata de un conjunto de neuronas espinales que controlan en gran medida la locomoción, este sistema fue inicialmente estudiado por Charles Sherrington y Thomas Graham, (Loeb, 2008; Van De Crommert et al., 1998). La modulación de los patrones de movimiento ocurre en el nivel jerárquico superior, en la corteza motora y premotora, el cerebelo y el tronco encefálico, (Loeb, 2008). Este último regula tanto el generador de patrón central como el mecanismo de reflejo miotático. Asimismo, en el nivel supraespinal se obtiene información de los sistemas vestibular y visual, que ayuda a mantener el equilibrio y la orientación, (Frigon & Rossignol, 2006). Los patrones de movimiento también están regulados por los husos musculares, los órganos tendinosos de Golgi, y la retroalimentación aferente que proviene de los mecanorreceptores cutáneos (Dietz, 2002; Prochazka et al., 2002).

El biomimetismo es un enfoque interdisciplinario que busca soluciones a los desafíos tecnológicos, sociales y ambientales mediante la imitación y adaptación de los modelos, sistemas y procesos naturales. Se basa en la idea de que la naturaleza ha desarrollado soluciones óptimas y eficientes a lo largo de millones de años de evolución, y que podemos aprender de ella para diseñar productos, procesos y sistemas más sostenibles y eficientes, (Dicks, 2016; Pathak, 2019). La marcha humana es un ejemplo de un modelo natural que ha sido perfeccionado a lo largo de los siglos y que ha sido aplicado al diseño de robots y exoesqueletos. La arquitectura bioinspirada permite que estos dispositivos sean más eficientes y se adapten mejor a su entorno. Además, la modularidad del sistema de locomoción humano, con sus niveles definidos y funciones específicas, ofrece una ventaja en la interacción con el ser humano, logrando así una interacción casi completa con el usuario.

Tabla 1. Clasificación de la Arquitectura Electrónica correspondiente al estado del arte.

Exoesqueleto	Electrónica			Comunicaciones
	Nivel Alto	Nivel Medio	Nivel Bajo	
(Kawamoto et al., 2009)	PC - Linux RTOS			-
(Blaya & Herr, 2004)	PC - Debian Linux and CIO-DAS08/JR-AO IO-CARD			-
(Pratt et al., 2004)	Ajile aJ-PC104			-
(Wang et al., 2013)	PC – Matlab	Microcontroller Drive		EtherCAT
(Laubscher et al., 2017)	Dspace MicoLabBox			-
(Bayon et al., 2016)	EEG – Laptop	PC-104		CAN
(Lerner et al., 2017)	Entrada Manual (Laptop)	Teensy 3.6		Bluetooth (Alto Nivel)
(Mohd Adib et al., 2019)	Interruptor Manual	Atmel Mega 2560		-
(Meijneke et al., 2021)	Intel NUC5i5RYH		Driver Controller	EtherCAT
(Mayag et al., 2022)	Raspberry PI		EPOS 4	I2C (Bajo Nivel) ROS (Alto Nivel)
(Akkawutvanich & Manoonpong, 2023)	Intel NUC7i7BNH		Technaid Controller	CAN (Bajo Nivel) ROS (Alto Nivel)
(Bortole et al., 2015)	Smartphone - Laptop	H2-ARM Board	H2-Joint	CAN
(Meuleman et al., 2016)	Computer	xPC Target	RT -Linux - microcontroller	TCP - UDP - EtherCAT
(Patané et al., 2017)	NI MyRio	Mc Pic32	Dynamixel Controller	RS232
(Sanz-merodio et al., 2020)	PC / Tablet	NI MyRio	microcontroller ATMEL	I2C
(Eguren et al., 2019)	PC / Laptop	SBC	ARM Cortex M4	CAN- Serial
(Chen et al., 2021)	Laptop	Teensy 3.2	servocontroller	Bluetooth

Diferentes sistemas han sido analizados en términos de sus componentes electrónicos y estrategias de control. En concreto, la Tabla 1 recoge los diferentes exoesqueletos encontrados en una búsqueda bibliográfica e inspirándonos en modelos similares de la literatura científica,(Baud et al., 2021; Tucker et al., 2015; Varol et al., 2010), hemos dividido en tres niveles jerárquicos: Alto, Medio y Bajo, lo que nos ha permitido identificar las fortalezas y debilidades de cada uno y establecer un marco de referencia para la implementación de sistemas biomiméticos de control en exoesqueletos robóticos.

Además, la Tabla 1 muestra que cada exoesqueleto se basa en arquitecturas específicas diseñadas para aplicaciones particulares. Esta diversidad pone de manifiesto la necesidad de desarrollar una arquitectura electrónica modular que permita la rápida integración de los nuevos desarrollos tecnológicos sin limitaciones electrónicas. Para cumplir con este objetivo, nuestra propuesta se centra en el desarrollo de una arquitectura modular y escalable que pueda adaptarse a diferentes aplicaciones y permitir la expansión del sistema en el futuro. De esta manera, se busca no solo mejorar la eficiencia y el rendimiento de los exoesqueletos, sino también hacerlos más accesibles y versátiles para su uso en diferentes entornos y aplicaciones.

3. Propuesta de Arquitectura Electrónica modular bioinspirada para el control de exoesqueletos de miembro inferior

La Figura 1 muestra la propuesta de un marco generalizado que se inspira en un modelo descrito por (Tucker et al., 2015). Este modelo propone una arquitectura bioinspirada que se divide en tres niveles y utiliza conceptos de biomimetismo para imitar cómo el sistema nervioso humano controla la marcha.

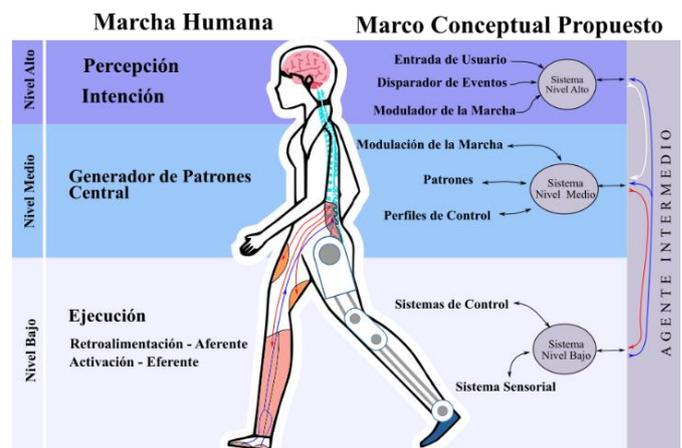


Figura 1. Marco Generalizado para la conceptualización de la arquitectura. A la Izquierda se observa los tres niveles Jerárquicos estudiados en la Marcha Humana, a la derecha el marco conceptual propuesto y como cada uno de estos interactúa con el humano.

En el nivel alto de la arquitectura llamada “Percepción – Intención” (ver Figura 1), el controlador debe percibir la intención de movimiento del usuario, lo que permite al usuario manipular el sistema, el tipo de movimiento y sus parámetros. Por lo general, los exoesqueletos pueden cambiar entre varios modos de funcionamiento, según el tipo de actividad deseada y el entorno (Baud et al., 2021). Las entradas a este nivel pueden ser eventos disparadores, entradas de tipo booleano, ya sea por una interfaz gráfica o botones físicos, o incluso podrían llegar a ser algoritmos de inteligencia artificial capaces de predecir la intencionalidad del usuario (Tucker et al., 2015), (Baud et al., 2021). En este nivel, el tiempo de ejecución del controlador no es crítico para la locomoción: el tiempo de reacción del ser humano en un estímulo auditivo está entre los 140-160ms, de un estímulo visual entre los 180-200ms, mientras que el del tacto es de 155ms (Kosinski, 2010; Vernon & Mori, 1992; Woods et al., 2015). De esta manera, los

algoritmos del sistema electrónico de alto nivel deberían ejecutarse en marcos temporales entre los 140 - 200ms (7 - 5Hz).

En el control de nivel medio, “Generador de Patrones Central” (ver Figura 1), la finalidad es usar las intenciones del usuario para generar las referencias que han de ser alcanzadas por el nivel bajo, ya sean controlados en posición o par. En este nivel, el sistema puede poseer uno o más sistemas de control, los cuales pueden realizar seguimientos de patrones de marcha, en los que cada uno posee las cadenas cinemáticas necesarias para que el sistema global funcione correctamente interactuando con el humano. El control de nivel medio también coordina el movimiento de múltiples articulaciones motorizadas o entre múltiples dispositivos, (Lora-Millan et al., 2022).

En este nivel, se estima que las velocidades de los nervios en los miembros inferiores oscilan entre 40 y 45 m/s (Kosinski, 2010; Letz & Gerr, 1994; Vernon & Mori, 1992; Woods et al., 2015). Teniendo en cuenta que la longitud media estimada de dichos nervios se encuentran alrededor de los 70cm, (Elbarrany & Altaf, 2017), se concluye que la frecuencia mínima para una correcta interacción con movimientos sanos del ser humano, se sitúa entre los 57.14 y 64.28 Hz.

Es también en este nivel medio en el que se ejecutarán los algoritmos para la modulación y generación de la marcha. Dichos algoritmos deberán trabajar de manera simultánea, por lo que se propone utilizar sistemas de microprocesadores con capacidad de soportar ejecuciones multihilo. Además, deberán poseer sistemas de comunicaciones estándar con baja latencia y altas velocidades para garantizar la sincronía de la información hacia los diferentes niveles.

El nivel bajo, “Ejecución” (ver Figura 1), es el encargado de controlar cada uno de los dispositivos actuadores con el fin de minimizar errores en los movimientos. Las referencias que le llegan a este nivel son las enviadas por el nivel medio. Cada actuador o grupo de actuadores tendrá su propio controlador para realizar una tarea específica, por lo que el controlador deberá tener en cuenta las propiedades cinemáticas y dinámicas del sistema a comandar. A su vez, al igual que en el cuerpo humano, cada actuador puede estar sujeto a la medición de varios sensores, ya sean *encoders* o sistemas para la medición del par aplicado, que proporcionarán información al usuario para lograr un control robusto. La precisión en el tiempo de respuesta del control en lazo cerrado es crucial en el dominio del tiempo discreto para lograr un control óptimo. Con este fin, se propone aplicar una frecuencia de muestreo de 1 kHz para detectar y realizar ajustes en tiempo real en el ciclo de la marcha. Esta frecuencia de muestreo es la mínima requerida para asegurar que las diversas estrategias de control funcionen sin problemas y de manera eficiente en el sistema de control discreto.

3.1. Comunicación y sincronización

Para interconectar cada uno de los niveles de control presentados, se propone hacer uso de un agente intermedio. Se trata de un software que gestiona los datos, mensajerías y autenticación indistintamente del hardware, software o sistemas operativos utilizados. Esta herramienta permite una

mejor sincronización y mejora la calidad del servicio. Este sistema se abstrae de la complejidad y heterogeneidad de las redes de comunicaciones existentes dentro de cada nivel jerárquico, logrando así un medio de comunicación modular (Bishop & Karne, 2003). En este trabajo se propone ROS2 (Robot Operating System), (Quigley et al., 2009), como alternativa para este agente intermedio, ROS proporciona abstracción del hardware, control de dispositivos de bajo nivel y manejo de nodos, mensajes, tópicos y servicios. Está basado en una arquitectura de grafos donde el procesamiento se realiza en nodos que pueden recibir, mandar y multiplexar mensajes de sensores, control, estados, planificaciones y actuadores, a diferentes frecuencias mediante una red Ethernet.

La Figura 2 presenta el marco generalizado propuesto para la arquitectura electrónica analizada en esta sección, dividiéndola en tres niveles jerárquicos que siguen el control neural de la marcha, cada uno con su frecuencia mínima, e intercomunicados a través de ROS.

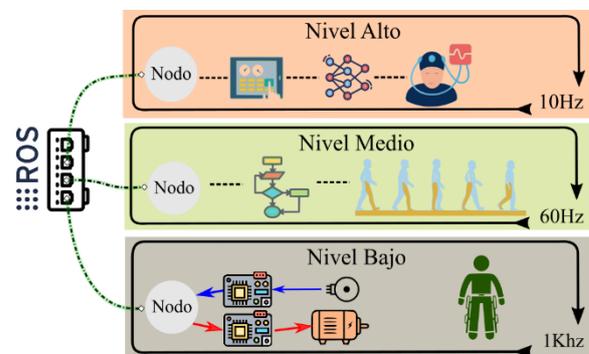


Figura 2: Marco Generalizado de la arquitectura electrónica propuesta.

4. Implementación práctica del marco conceptual en un sistema robótico real

4.1 Plataforma Discover2Walk

Discover2Walk (D2W) (Palomino-Díaz et al., 2021.), es un sistema robótico diseñado para ayudar a que los niños con parálisis cerebral experimenten caminar y exploren su entorno a la misma edad que los niños no afectados (ver Figura 3). D2W es un dispositivo con actuación flexible cuya estructura se adapta al desarrollo físico de los pacientes. La función del sistema robótico es controlar el movimiento de las extremidades inferiores (pelvis y tobillos) durante la marcha. Este control va a permitir al niño descubrir cómo caminar, a la vez que se va ajustando su propia marcha a la de un niño sano, corrigiendo su deterioro postural.

La estructura robótica D2W debe adaptarse al movimiento que realice el niño, sin que suponga una limitación para su trayectoria. Para ello, la estructura externa se desplaza con un movimiento sincronizado, donde se emplean ruedas omnidireccionales actuadas. Posee 4 motores sin escobillas de 600w, además de sensores de posición de tipo *encoders* de cuadratura y sensores de corriente. D2W además posee un sistema de cables controlado por cuatro motores, encargados de modificar el movimiento de la cadera del niño, además de

soportar su peso; para ello posee 4 celdas de carga para tensión y compresión.

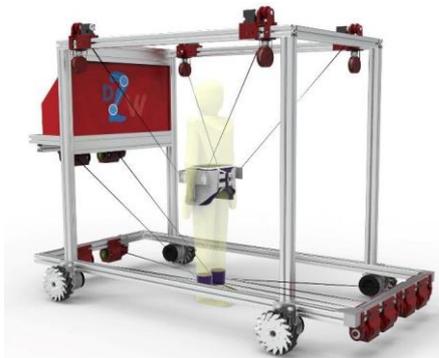


Figura 3: Sistema robótico Discover2Walk. Se observa el prototipo del exoesqueleto flexible para el estudio de movimiento del niño, además se distinguen los diferentes actuadores que ayudan al movimiento de los miembros inferiores, dándoles cierto grado de libertad.

Un sistema de guiado por cables fue diseñado para generar la trayectoria del movimiento del niño durante la marcha. En la estructura robótica se colocan 8 motores que coordinan la tensión que se ejerce en los cables durante la marcha (4 para cada miembro inferior). Debido a la fuerza de tracción generada, se transmite movimiento en el extremo del cable que recae sobre un arnés que lleva el paciente. Esto permite controlar la posición de las articulaciones del niño en su desplazamiento.

Discover2Walk además cuenta con un sistema de navegación integrado por un LIDAR y una cámara que genera mapas de profundidad, que permite que el sistema navegue por su entorno y así generar terapias cognitivas en el futuro.

4.2 Definición de la Arquitectura.

La Figura 4 ilustra la implementación del marco teórico definido en la Sección 4 sobre el sistema D2W. En el Nivel Alto (Percepción-Intención) posee un sistema de percepción del entorno comandado por un LIDAR y una cámara de profundidad, que permite a la plataforma localizarse en el medio y generar campos de fuerza cuando se acerca a un objeto. En cuanto al sistema de Intención, este está constituido por un dispositivo BCI (Brain Computer Interface) que posee algoritmos para la lectura y procesamiento de la actividad cortical. Cuando el paciente piensa en realizar un movimiento, el sistema procesa y envía una señal al dispositivo para que comience la marcha. Este sistema potencia la facilitación asociativa de vías eferentes desde la corteza hasta los músculos, (Lerma Lara et al., 2015). La terapia guiada por una interfaz BCI también aumenta la sensación de causa-efecto del control motor.

Se implementa además una interfaz gráfica mediante un servidor web, para que el personal clínico responsable de la terapia pueda interactuar con la plataforma robótica. A su vez, dicho servidor tiene almacenado el avance de la terapia de cada paciente en una base de datos SQL (Structured Query Language).

En el nivel medio se ejecutarán los algoritmos para la generación de patrones de marcha y consignas de movimiento de la plataforma D2W. Este nivel deberá tomar los datos de

modulación y configuración provenientes del nivel superior, generar nuevos patrones de marcha, obtener los datos cinemáticos y tomar decisiones para posteriormente enviar comandos en posición, velocidad y/o torque para cada sistema de control de bajo nivel.

El nivel bajo toma los datos enviados como “referencias” generados por el medio nivel para lograr el control en lazo cerrado de cada grupo cinemático del sistema. En el caso del D2W, se poseen grupos de pelvis, tobillos y sistema de locomoción. Cada uno de éstos posee su propio software de control con su respectiva electrónica.

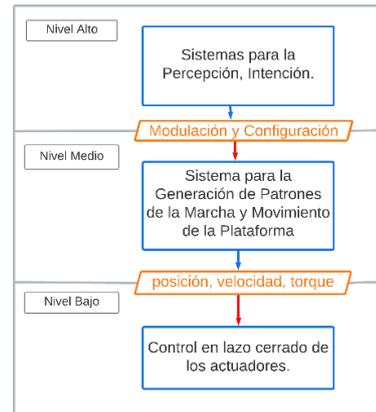


Figura 4. Esquema Generalizado D2W

4.3 Comunicación y Sincronización a través de ROS.

El esquema implementado se muestra en la Figura 5, donde se puede observar cada nivel. En el Nivel Alto existe una comunicación entre algoritmos de percepción e intención con servicios ROS, que modifican los parámetros en cada nivel. En el nivel Medio se encuentra un nodo generador de patrones que envía las consignas a los nodos del Nivel Bajo. Además, éste se suscribe a los tópicos publicados por algunos nodos de Nivel Bajo para modular y modificar la marcha. Por último, el Nivel Bajo controla y publica los diferentes parámetros de los actuadores además de ciertas variables necesarias como la odometría del sistema, o las medidas provenientes de sensores inerciales o sensores de fuerza.

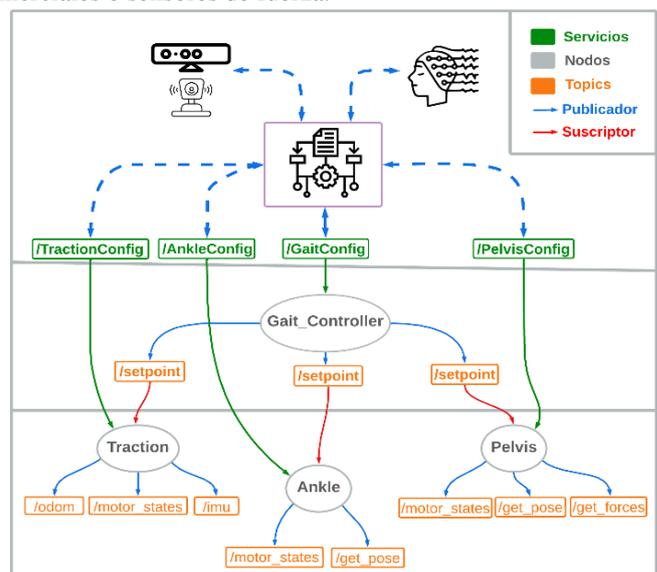


Figura 5. Arquitectura ROS2 implementado en tres niveles, Nivel Alto: Percepción – Intención, Nivel Medio: Generador de Patrones de Movimiento, Nivel Bajo: Control en lazo cerrado de actuadores.

4.3.1 Nivel Bajo

El nivel Bajo es el encargado de administrar y enviar las consignas de la marcha para cada grupo cinemático. A su vez enviará consignas definidas (posición, velocidad o torque) a cada motor, para alcanzar el movimiento comandado por los niveles superiores. Por esta razón, se divide cada grupo cinemático en un nodo ROS que ejecute y realice el control cinemático, logrando modularidad para cada sistema. Para ello, en este nivel se implementa tres nodos:

- *Pelvis_Control_Node*: Este nodo se encarga del control de la posición de la pelvis y de realizar las mediciones para el control del peso del usuario. Posee los algoritmos cinemáticos para modificar la posición y rotación de la pelvis en el espacio tridimensional, y enviar las consignas a los controladores de cada motor. Además, captura y publica las medidas realizadas por los sensores de cada motor (posición, velocidad y corriente). Posee también un sistema compuesto de sensores de fuerza para monitorizar la tensión aplicada en cada cable del robot para el control de peso y una unidad inercial para obtener el movimiento real de la ortesis.
- *Ankle_Control_Node*: Este nodo es el que maneja la posición de los tobillos en cada momento del ciclo de la marcha. Posee los algoritmos necesarios para calcular la posición de cada tobillo en el espacio tridimensional, y a su vez envía las consignas de control a los motores correspondientes para cada miembro inferior (4 por cada uno). Como los demás nodos, lee y publica los sensores de los motores (posición, velocidad, corriente).
- *Traction_Control_Node*: Este nodo es el encargado del control de la plataforma móvil omnidireccional, posee los algoritmos cinemáticos para el movimiento, la odometría y la lectura de diversos sensores para el manejo y gestión de los motores (posición, velocidad, corriente). Además, posee un algoritmo de control que, con una IMU, permite que la plataforma sea dirigida correctamente.

4.3.2 Nivel medio

En el nivel Medio se crea un único nodo: *Gait_Generator_Controller*. Es el encargado de generar los patrones de marcha, y de publicar y enviar las consignas a cada nodo de control localizado en el nivel bajo. Este nodo del nivel medio, a su vez, posee un servicio denominado “GaitConfig” el cual envía desde el Nivel Alto los parámetros para realizar una correcta modulación de las fases de marcha y posteriormente modificarlas enviando nuevas consignas a los nodos correspondientes de bajo nivel. Como es el encargado de enviar las consignas, se ha creado un único mensaje personalizado para dicho propósito denominado *GaitSetpoints*. Este mensaje incluye las consignas de los controladores para los subsistemas Pelvis, Ankle y Traction. El mensaje *GaitSetpoints* es generado y usado para comandar todas las consignas del nivel bajo, por lo que se crean varios mensajes

internos: posiciones tridimensionales de pelvis, tobillo y tracción, además de velocidad de la marcha.

Cada nodo posee un servidor de Servicios ROS. Cada servicio modifica y configura el comportamiento del Nodo en cuanto a control se refiere, estableciendo el nivel de impedancia y el tipo de control a utilizar. Es importante señalar que dichos servicios serán atendidos desde el Nivel Alto. Asimismo, dichos servicios poseen respuesta de confirmación para dar a conocer al usuario y/o terapeuta que los modos de operación fueron aceptado. De no ser el caso, se presentará un error en la interfaz gráfica.

4.3.3 Nivel Alto.

Para el Nivel Alto se diseñó una interfaz gráfica basada en HTML, la cual mediante servicios en ROS se conecta con los niveles inferiores. Esta interfaz permite la configuración de la plataforma para ajustarla a las necesidades terapéuticas de cada paciente, para ello:

- Se establecen las variables antropomórficas del sujeto en cuanto a peso y talla.
- Se establecen los parámetros de modulación de la marcha a utilizar durante la terapia (niveles de impedancia y velocidad).
- Se envía un disparador de eventos a todos los nodos para inicializar su ejecución.

A su vez, los topics de ROS del sistema pueden ser monitorizados en tiempo real en la interfaz gráfica, lo que permite una retroalimentación al usuario y/o terapeuta.

El disparador de eventos puede ser generado de dos maneras, mediante un botón en la interfaz o desde un dispositivo BCI mediante algoritmos que procesan de la actividad cortical. Cuando el paciente piensa en realizar un movimiento, el dispositivo detecta la actividad eléctrica generada por el cerebro, la interpreta en forma de intención del usuario y envía una señal al exoesqueleto para que este realice el movimiento preconfigurado de la marcha.

Además, en el nivel alto tenemos dispositivos de navegación para la percepción del entorno, los cuales son los encargados de enviar las nuevas configuraciones al nivel medio en cuanto a velocidad, dirección y campos de fuerza en el entorno.

4.4 Arquitectura Electrónica.

Para garantizar el correcto funcionamiento de todo el software presentado anteriormente, es fundamental disponer de un hardware capaz de llevar a cabo las tareas correspondientes a cada nivel. En consecuencia, se ha elaborado una representación esquemática de la arquitectura del hardware propuesto, que se muestra en la Figura 6. En dicha figura, se pueden distinguir claramente las divisiones en tres niveles jerárquicos.

En el Nivel Alto, se utiliza una Raspberry Pi 4 (Raspberry Pi Foundation, Reino Unido) para generar el servidor web y la base de datos. Además, se encarga de la comunicación entre los dispositivos de percepción y predicción de intenciones con ROS a través de servicios que permiten modificar los diferentes sistemas de otros niveles. El Nivel Medio también

se implementa con una Raspberry Pi 4 y contiene los algoritmos generadores de patrones de la marcha, éstos algoritmos son ejecutados en el nodo Gait_Controller.

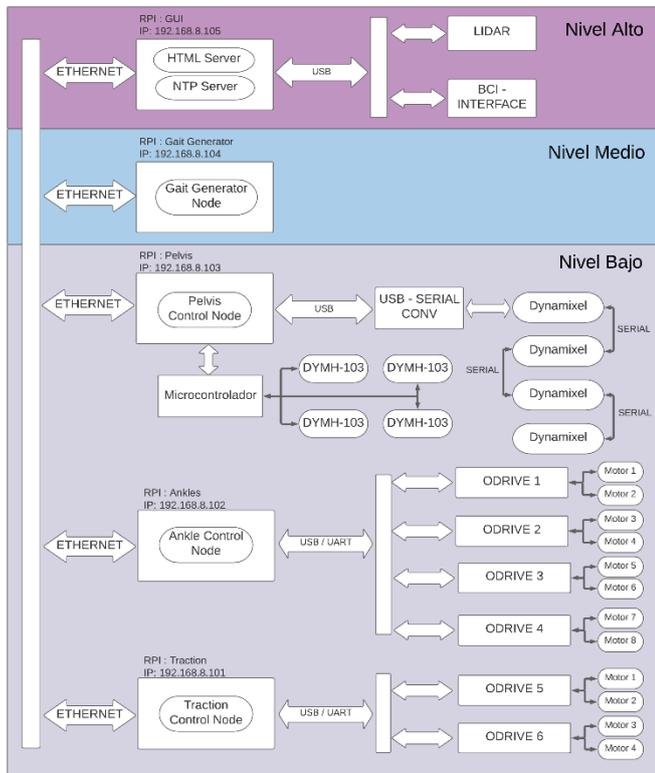


Figura 6. Arquitectura de hardware, en Nivel Bajo se aprecia la subdivisión de las secciones, Pelvis, Tobillos y Tracción.

En cuanto al Nivel Bajo, éste se divide en tres secciones. En la primera sección, llamada "Traction" (ver Figura 6), se utiliza una Raspberry Pi 4 que, comanda dos controladores de motores ODRIVE 3.6 (OdriveRobotics, Estados Unidos). Este sistema permite controlar la posición, velocidad y torque de cada motor. Cada controlador maneja dos motores MAXON EC 90 Flat de 600W (Maxon, Suiza) y un *encoder* que permite el posicionamiento del motor. Además, se instala una IMU BNO055 (Bosch, Alemania) de 9 ejes que posee algoritmos de fusión de sensores para ofrecer una mayor precisión en los datos, lo que ayuda en el sistema de odometría de la plataforma.

En la segunda sección, llamada "Ankles", se emplea una Raspberry pi 4 para comandar el conjunto de 4 controladores ODRIVE 3.6, que manejan 8 motores D6374 150Kv (OdriveRobotics, Estados Unidos) con sus respectivo encoders AMT102-V (CUI Devices, Estados Unidos) de 2048 pulsos por vuelta (ver Figura 6).

Para la tercera sección, denominada "Pelvis" se incorporan: 4 motores Dynamixel XH-540 (Robotis, Korea) que se comunican mediante el Protocolo 2.0 propietario, un sistema de lectura de celdas de carga modelo DYM-H-103 (Calt, China) de 20Kg cada una, conectadas con un microcontrolador Raspberry Pi Pico, que acondiciona y envía los datos de las celdas de carga hacia una Raspberry Pi 4 mediante un

protocolo Serial, y por último una IMU BNO055 (Bosch, Alemania) que monitorea el movimiento de la pelvis.

5. Validación técnica.

5.1 Comunicaciones

La arquitectura electrónica biomimética propuesta en este artículo ha sido implementada y validada en el sistema robótico D2W. Su validación ha consistido en comprobar que se cumplieran los requerimientos propuestos en cuanto a la temporización de mensajes y frecuencias en los lazos de control. Para ello se han realizado ensayos poniendo bajo estrés el sistema robótico y midiendo los anchos de banda utilizados, velocidad de envío de paquetes y tamaños de los mensajes dentro de la red gestionada por el sistema de comunicación ROS. El nivel Alto ha sido el encargado de modificar las configuraciones de cada nivel y además envía el impulso para el inicio de la marcha.

En la Tabla 2, se pueden observar las mediciones realizadas de cada nodo ROS en sus diferentes niveles jerárquicos.

Tabla 2: Evaluación de Nodos ROS.

Nivel	Nodo ROS	Ancho de Banda (KB/s)	Frecuencia (Hz)	Tamaño (KB)
Bajo	Tobillo	48,08	58,89	1,02
	Pelvis	29,18	66,69	0,44
	Tracción	30,79	79,165	0,39
Medio	Generador de Patrones	30,93	62,476	0,49
Alto	Lidar - BCI	0,524	9,99Hz	0,052

Para medir las latencias en la red, se utilizó el programa de diagnóstico de redes de computadoras "ping", que envía paquetes ICMP de solicitud y respuesta para comprobar el estado de la comunicación entre el anfitrión local y equipos remotos de la red que utilicen IP obteniendo las siguientes mediciones en latencia:

- Entre dispositivos interconectados por cable Ethernet.
 - Máxima: 1,086 ms.
 - Mínima: 0,0857 ms
 - Media: 0,643 ms
- Entre dispositivos conectados entre Ethernet y Wifi.
 - Máxima: 167,948 ms
 - Mínima: 1,453 ms
 - Media: 48,08 ms.

Es importante tener en cuenta que la medición de la latencia usando el método de "ping" es un parámetro orientativo que no proporciona una medición precisa del

comportamiento real del sistema, sin embargo da una aproximación del comportamiento del sistema.

5.2 Generador de Patrones.

La generación de patrones para la plataforma D2W se lleva a cabo en el Nivel Medio. En esta sección se configuran y calculan los movimientos tridimensionales para cada una de las articulaciones, los cuales se traducen en movimientos de los actuadores ubicados en el Nivel Bajo.

Para calcular la posición en el espacio de cada articulación, se utiliza el algoritmo presentado por (Sorozabal et al., 2022). Dicho algoritmo requiere la velocidad de la marcha y la altura del usuario como entrada y genera diferentes consignas que se envían a los controladores del nivel bajo. Es posible modificar estas trayectorias en tiempo real ajustando la configuración de la velocidad de la marcha. Esto permite crear nuevas consignas que se envían al Nivel Bajo en mismo instante de tiempo.

6. Discusión y Conclusiones

Este artículo define una arquitectura de control capaz de imitar ciertas acciones de la marcha humana. La arquitectura propuesta está bioinspirada en el sistema de control motor humano. La implementación propuesta es capaz de generar lazos de control con diferentes niveles jerárquicos que se comunican entre ellos para gestionar movimientos complejos. Se ha desarrollado una arquitectura de comunicaciones que logra resultados similares a las latencias del sistema biológico humano y requiere un ancho de banda pequeño (1,12 Mbps). Las mediciones de latencia presentadas en este artículo son orientativas debido a que existen factores externos a la red que pueden afectar los resultados, tales como la carga de tráfico, la distancia geográfica y la calidad del cableado, entre otros. Por lo tanto, aunque la medición de la latencia mediante el método de "ping" proporciona una aproximación del comportamiento del sistema, no se considera una medida precisa del rendimiento de la red en condiciones reales de uso. Por tanto, para futuros trabajos, se propone realizar mediciones más precisas utilizando sistemas diseñados específicamente para este propósito.

La distribución de ROS elegida (ROS2 foxy), fue una decisión que nos permitió la creación de una red de comunicaciones para la plataforma de forma que pudiera ser replicada en cualquier momento. Asimismo, nos ha permitido crear una arquitectura de control modular y jerárquica en la que podemos incluir nuevos sensores para implementar procesos cada más complejos. Las herramientas de ROS2 además permiten la visualización de la marcha del paciente que esté utilizado el exoesqueleto D2W. La mejora propuesta en la arquitectura electrónica de dispositivos de asistencia a la marcha humana, puede contribuir a la creación de exoesqueletos que ofrezcan terapias más personalizadas .

En cuanto a las ventajas obtenidas gracias a este nuevo marco conceptual podemos destacar las siguientes:

- Mayor modularidad: lo que facilita la creación de sistemas más complejos y la integración de componentes de software reutilizables.
- Mejoras en la compatibilidad con lenguajes de programación: ROS2 es compatible con una amplia gama de lenguajes de programación, lo que permite a los desarrolladores elegir el lenguaje que mejor se adapte a sus necesidades y habilidades.
- Mejoras en la interoperabilidad: ROS2 permite la interoperabilidad con otros sistemas, lo que facilita la integración con dispositivos externos y la creación de soluciones más complejas.
- Soporte para aplicaciones distribuidas: esta arquitectura es compatible con la creación de aplicaciones distribuidas, lo que permite a los desarrolladores crear soluciones que se ejecutan en múltiples sistemas y ubicaciones.
- Facilita la supervisión y el control: con un sistema jerárquico, es más fácil supervisar y controlar las actividades, ya que cada nivel de la jerarquía tiene sus propias tareas específicas.

Ciertas soluciones robóticas previas, como las presentadas en la sección 2, poseen tres niveles jerárquicos de control electrónico, que, trabajan correctamente para las soluciones que fueron diseñados. Sin embargo, estos sistemas robóticos poseen distintos sistemas electrónicos diseñados ad-hoc, evitando que pudiesen ser modulares y/o escalables.

La propuesta presentada puede aplicarse tanto a exoesqueletos de asistencia como a exoesqueletos de rehabilitación, ya que se centra en facilitar el control del dispositivo haciéndolo similar al control motor de la marcha. El objetivo principal de ambos tipos de exoesqueletos es ayudar a las personas a caminar de manera más eficiente y segura, y esto requiere un control motor preciso y eficiente. Con este estudio se pretende que futuras plataformas robóticas y exoesqueletos puedan adoptar esta arquitectura bioinspirada para su control.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido realizado en el marco del proyecto Discover2Walk “Desarrollo de una plataforma robótica para ayudar a niños con Parálisis Cerebral a descubrir cómo caminar”, referencia PID2019-105110RB-C31, financiado por el Ministerio de Ciencia e Innovación.

Referencias

- Akkawutvanich, C., & Manoonpong, P. (2023). Personalized Symmetrical and Asymmetrical Gait Generation of a Lower-limb Exoskeleton. *IEEE Transactions on Industrial Informatics*, XX(X), 1–12. <https://doi.org/10.1109/tii.2023.3234619>
- Baud, R., Manzoori, A. R., Ijspeert, A., & Bourri, M. (2021). Review of control strategies for lower-limb exoskeletons to assist gait. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 18(1), 1–34. <https://doi.org/10.1186/s12984-021-00906-3>
- Bayon, C., Ramirez, O., Del Castillo, M. D., Serrano, J. I., Raya, R., Belda-Lois, J. M., Poveda, R., Molla, F., Martin, T., Martinez, I., Lerma Lara, S., & Rocon, E. (2016). CPWalker: Robotic platform for gait rehabilitation in patients with Cerebral Palsy. *Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2016-June*, 3736–3741.

- <https://doi.org/10.1109/ICRA.2016.7487561>
- Bishop, T., & Karne, R. (2003). A survey of middleware. *Proceedings of the ISCA 18th International Conference Computers and Their Applications, Honolulu, Hawaii, USA, March 26-28, 2003*, 254–258. <http://triton.towson.edu/~karne/research/middlew/survey.pdf>
- Blaya, J. A., & Herr, H. (2004). Adaptive Control of a Variable-Impedance Ankle-Foot Orthosis to Assist Drop-Foot Gait. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 12(1), 24–31. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2003.823266>
- Bortole, M., Venkatakrishnan, A., Zhu, F., Moreno, J. C., Francisco, G. E., Pons, J. L., & Contreras-Vidal, J. L. (2015). The H2 robotic exoskeleton for gait rehabilitation after stroke: Early findings from a clinical study. *Wearable robotics in clinical testing. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 12(1), 1–14. <https://doi.org/10.1186/s12984-015-0048-y>
- Chen, J., Hochstein, J., Kim, C., Tucker, L., Hammel, L. E., Damiano, D. L., & Bulea, T. C. (2021). A Pediatric Knee Exoskeleton With Real-Time Adaptive Control for Overground Walking in Ambulatory Individuals With Cerebral Palsy. *Frontiers in Robotics and AI*, 8(June), 1–16. <https://doi.org/10.3389/frobt.2021.702137>
- Danner, S. M., Hofstoetter, U. S., Freundl, B., Binder, H., Mayr, W., Rattay, F., & Minassian, K. (2015). Human spinal locomotor control is based on flexibly organized burst generators. *Brain: A Journal of Neurology*, 138(Pt 3), 577–588. <https://doi.org/10.1093/BRAIN/AWU372>
- Del Castillo, M. D., Serrano, J. I., Lerma, S., Martínez, I., & Rocon, E. (2018). Evaluación Neurofisiológica del Entrenamiento de la Imaginación Motora con Realidad Virtual en Pacientes Pediátricos con Parálisis Cerebral. *Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial*, 15(2), 174–179. <https://doi.org/10.4995/RIAI.2017.8819>
- DH, S. (1994). Kinematics of normal human walking. *Human Walking*. <https://cir.nii.ac.jp/crid/1570572700224225152>
- Dicks, H. (2016). The Philosophy of Biomimicry. *Philosophy and Technology*, 29(3), 223–243. <https://doi.org/10.1007/s13347-015-0210-2>
- Dietz, V. (2002). Proprioception and locomotor disorders. *Nature Reviews. Neuroscience*, 3(10), 781–790. <https://doi.org/10.1038/NNR939>
- Eguren, D., Cestari, M., Luu, T. P., Kilicarslan, A., Steele, A., & Contreras-Vidal, J. L. (2019). Design of a customizable, modular pediatric exoskeleton for rehabilitation and mobility. *Conference Proceedings - IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics, 2019-October*, 2411–2416. <https://doi.org/10.1109/SMC.2019.8914629>
- Elbarrany, W. G., & Altaf, F. M. (2017). The Tibial Nerve and Its Vasculature: An Anatomical Evaluation. *International Journal of Morphology*, 35(3), 812–819. <https://doi.org/10.4067/s0717-95022017000300004>
- Frigon, A., & Rossignol, S. (2006). Experiments and models of sensorimotor interactions during locomotion. *Biological Cybernetics*, 95(6), 607–627. <https://doi.org/10.1007/s00422-006-0129-x>
- Graham Brown, B. T. (1911). The intrinsic factors in the act of progression in the mammal. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B, Containing Papers of a Biological Character*, 84(572), 308–319. <https://doi.org/10.1098/RSPB.1911.0077>
- Kawamoto, H., Hayashi, T., Sakurai, T., Eguchi, K., & Sankai, Y. (2009). Development of single leg version of HAL for hemiplegia. *Proceedings of the 31st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society: Engineering the Future of Biomedicine, EMBC 2009*, 5038–5043. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2009.5333698>
- Kosinski, R. J. (2010). A Literature Review on Reaction Time. Retrieved <http://biology.clemson.edu/bpc/bp/Lab/110/reaction.htm> 06/04/2010, 10(August), 2006.
- Laubscher, C. A., Farris, R. J., & Sawicki, J. T. (2017). Design and preliminary evaluation of a powered pediatric lower limb orthosis. *Proceedings of the ASME Design Engineering Technical Conference, 5A-2017*, 1–9. <https://doi.org/10.1115/DETC2017-67599>
- Lerma Lara, S., del Castillo, M. D., Serrano, J. I., Rocón, E., Raya, R., & Martínez Caballero, I. (2015). EEG control of gait in children with cerebral palsy. Preliminary data for the construction of a brain computer interface. *Gait & Posture*, 42, S42. <https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2015.06.082>
- Lerner, Z. F., Damiano, D. L., & Bulea, T. C. (2017). A lower-extremity exoskeleton improves knee extension in children with crouch gait from cerebral palsy. *Science Translational Medicine*, 9(404). https://doi.org/10.1126/SCITRANSLMED.AAM9145/SUPPL_FILE/AA M9145_TABLE_S2.ZIP
- Letz, R., & Gerr, F. (1994). Covariates of human peripheral nerve function: I. Nerve conduction velocity and amplitude. *Neurotoxicology and Teratology*, 16(1), 95–104. [https://doi.org/10.1016/0892-0362\(94\)90014-0](https://doi.org/10.1016/0892-0362(94)90014-0)
- Loeb, G. E. (2008). Neural Control of Locomotion How do all the data fit together? *Animals*, 39(11), 800–804.
- Lora-Millan, J. S., Moreno, J. C., & Rocon, E. (2022). Coordination Between Partial Robotic Exoskeletons and Human Gait: A Comprehensive Review on Control Strategies. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 10, 819. <https://doi.org/10.3389/FBIOE.2022.842294/BIBTEX>
- Mayag, L. J. A., Múnera, M., & Cifuentes, C. A. (2022). Human-in-the-Loop Control for AGoRA Unilateral Lower-Limb Exoskeleton. *Journal of Intelligent and Robotic Systems: Theory and Applications*, 104(1). <https://doi.org/10.1007/s10846-021-01487-y>
- Meijneke, C., Van Oort, G., Sluiter, V., Van Asseldonk, E., Tagliamonte, N. L., Tamburella, F., Pisotta, I., Masciullo, M., Arquilla, M., Molinari, M., Wu, A. R., Dzeladini, F., Ijspeert, A. J., & Van Der Kooij, H. (2021). Symbiotron Exoskeleton: Design, Control, and Evaluation of a Modular Exoskeleton for Incomplete and Complete Spinal Cord Injured Individuals. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 29, 330–339. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2021.3049960>
- Meuleman, J., Van Asseldonk, E., Van Oort, G., Rietman, H., & Van Der Kooij, H. (2016). LOPES II - Design and Evaluation of an Admittance Controlled Gait Training Robot with Shadow-Leg Approach. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 24(3), 352–363. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2015.2511448>
- Minassian, K., Hofstoetter, U. S., Dzeladini, F., Guertin, P. A., & Ijspeert, A. (2017). The Human Central Pattern Generator for Locomotion: Does It Exist and Contribute to Walking? *Neuroscientist*, 23(6), 649–663. <https://doi.org/10.1177/1073858417699790>
- Mohd Adib, M. A. H., Han, S. Y., Ramani, P. R., You, L. J., Yan, L. M., Mat Sahat, I., & Mohd Hasni, N. H. (2019). Restoration of Kids Leg Function Using Exoskeleton Robotic Leg (ExRoLEG) Device. *Lecture Notes in Electrical Engineering*, 538, 335–342. https://doi.org/10.1007/978-981-13-3708-6_28
- Murray, C. J. L., Vos, T., Lozano, R., Naghavi, M., Flaxman, A. D., Michaud, C., Ezziati, M., Shibuya, K., Salomon, J. A., Abdalla, S., Aboyans, V., Abraham, J., Ackerman, I., Aggarwal, R., Ahn, S. Y., Ali, M. K., AlMazroa, M. A., Alvarado, M., Anderson, H. R., ... Lopez, A. D. (2012). Disability-adjusted life years (DALYs) for 291 diseases and injuries in 21 regions, 1990-2010: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2010. *Lancet (London, England)*, 380(9859), 2197–2223. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(12\)61689-4](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(12)61689-4)
- Palomino-Díaz, V., & ... P. R.-S.-X. S. C. (n.d.). DISEÑO CONCEPTUAL DE UNA PLATAFORMA ROBÓTICA PARA AYUDAR A QUE LOS NIÑOS CON PARÁLISIS CEREBRAL DESCUBRAN CÓMO. *Burjcdigital.Urjc.Es*. Retrieved November 4, 2022, from https://burjcdigital.urjc.es/bitstream/handle/10115/17868/Actas_V2%281%29.pdf?sequence=3&isAllowed=y#page=84
- Patané, F., Rossi, S., Del Sette, F., Taborri, J., & Cappa, P. (2017). WAKE-Up Exoskeleton to Assist Children With Cerebral Palsy: Design and Preliminary Evaluation in Level Walking. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 25(7), 906–916. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2017.2651404>
- Patel, A. V., Hildebrand, J. S., Leach, C. R., Campbell, P. T., Doyle, C., Shuval, K., Wang, Y., & Gapstur, S. M. (2018). Walking in Relation to Mortality in a Large Prospective Cohort of Older U.S. Adults. *American Journal of Preventive Medicine*, 54(1), 10–19. <https://doi.org/10.1016/J.AMEPRE.2017.08.019>
- Pathak, S. (2019). Biomimicry: (Innovation Inspired by Nature). *International Journal of New Technology and Research*, 5(6). <https://doi.org/10.31871/ijntr.5.6.17>
- PHEASANT, S. T. (2007). A Review of: “Human Walking”. By V. T. INMAN, H.J. RALSTON and F. TODD. (Baltimore, London: Williams & Wilkins, 1981.) [Pp.154.]. <http://Dx.Doi.Org/10.1080/00140138108924919>, 24(12), 969–976. <https://doi.org/10.1080/00140138108924919>
- Pons, J. (2008). *Wearable robots: biomechatronic exoskeletons*. [https://books.google.es/books?hl=es&lr=&id=ovCKTEKEmkC&oi=fnd&pg=PR7&dq=Moreno,+J.,+Turowska,+E.,+%26+Pons,+J.+L.+\(2008\).+Wearable+lower+limb+and+full-body+robots.+Arantes+Wearable+Robots:+Biomechatronic+Exoskeleton s,+283-321.&ots=NAgdHURMtB&sig=UcUYUaRvgCiUqUWoVlbazO1RQSS8](https://books.google.es/books?hl=es&lr=&id=ovCKTEKEmkC&oi=fnd&pg=PR7&dq=Moreno,+J.,+Turowska,+E.,+%26+Pons,+J.+L.+(2008).+Wearable+lower+limb+and+full-body+robots.+Arantes+Wearable+Robots:+Biomechatronic+Exoskeleton s,+283-321.&ots=NAgdHURMtB&sig=UcUYUaRvgCiUqUWoVlbazO1RQSS8)
- Pratt, J. E., Krupp, B. T., Morse, C. J., & Collins, S. H. (2004). The RoboKnee: An exoskeleton for enhancing strength and endurance during walking. *Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2004(3), 2430–2435. <https://doi.org/10.1109/robot.2004.1307425>
- Prochazka, A., Gritsenko, V., & Yakovenko, S. (2002). Sensory control of locomotion: reflexes versus higher-level control. *Advances in Experimental Medicine and Biology*, 508, 357–367.

- https://doi.org/10.1007/978-1-4615-0713-0_41
- Quigley, M., Gerkey, B., Conley, K., Faust, J., Foote, T., Leibs, J., Berger, E., Wheeler, R., & Ng, A. (n.d.). *ROS: an open-source Robot Operating System*. Retrieved October 20, 2022, from <http://stair.stanford.edu>
- Rocon, E., & Pons, J. L. (2011). *Exoskeletons in Rehabilitation Robotics*. 69. <https://doi.org/10.1007/978-3-642-17659-3>
- Sanz-merodio, D., Sancho, J., & Erez, M. P. (2020). *of the Atlas 2020 Lower-Limb Active Orthosis*. 860–868.
- Sherrington, C. S. (1910). Flexion-reflex of the limb, crossed extension-reflex, and reflex stepping and standing. *The Journal of Physiology*, 40(1–2), 28–121. <https://doi.org/10.1113/JPHYSIOL.1910.SP001362>
- Shi, D., Zhang, W., Zhang, W., & Ding, X. (2019). A Review on Lower Limb Rehabilitation Exoskeleton Robots. *Chinese Journal of Mechanical Engineering (English Edition)*, 32(1), 1–11. <https://doi.org/10.1186/S10033-019-0389-8/TABLES/3>
- Sorozabal, P., Delgado-Oleas, G., Gutiérrez, Á., & Rocon, E. (2022). Generador de patrones de marcha tridimensionales dependientes de la velocidad para el control de exoesqueletos. *XLIII Jornadas de Automática: Libro de Actas: 7, 8 y 9 de Septiembre de 2022, Logroño (La Rioja)*, 128–133. <https://doi.org/10.17979/SPUDC.9788497498418.0128>
- Tucker, M. R., Olivier, J., Pagel, A., Bleuler, H., Bouri, M., Lamercy, O., Del Millán, J. R., Riener, R., Vallery, H., & Gassert, R. (2015). Control strategies for active lower extremity prosthetics and orthotics: A review. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 12(1). <https://doi.org/10.1186/1743-0003-12-1>
- Van De Crommert, H. W. A. A., Mulder, T., & Duysens, J. (1998). Neural control of locomotion: Sensory control of the central pattern generator and its relation to treadmill training. *Gait and Posture*, 7(3), 251–263. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(98\)00010-1](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(98)00010-1)
- Varol, H. A., Sup, F., & Goldfarb, M. (2010). Multiclass real-time intent recognition of a powered lower limb prosthesis. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 57(3), 542–551. <https://doi.org/10.1109/TBME.2009.2034734>
- Vernon, P. A., & Mori, M. (1992). Intelligence, reaction times, and peripheral nerve conduction velocity. *Intelligence*, 16(3–4), 273–288. [https://doi.org/10.1016/0160-2896\(92\)90010-O](https://doi.org/10.1016/0160-2896(92)90010-O)
- Wang, S., Meijneke, C., & Van Der Kooij, H. (2013). Modeling, design, and optimization of Mindwalker series elastic joint. *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, June*. <https://doi.org/10.1109/ICORR.2013.6650381>
- Woods, D. L., Wyma, J. M., Yund, E. W., Herron, T. J., & Reed, B. (2015). Factors influencing the latency of simple reaction time. *Frontiers in Human Neuroscience*, 9(MAR), 1–12. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2015.00131>