



Vol 16. N° 1  
Enero - Marzo 2016

ISSN: 1317-2255 (IMPRESO)  
Depósito Legal: pp 20002FA828  
ISSN: 2477-9636 (ELECTRÓNICO)  
Dep. legal ppi 201502ZU4642

# Multiciencias

R M C<sub>s</sub>

N<sub>F</sub> LUZ

Universidad del Zulia  
Revista Arbitrada Multidisciplinaria



LUZ Punto Fijo

Núcleo LUZ-Punto Fijo  
Programa de Investigación y Posgrado  
Falcón-Venezuela

**MULTICIENCIAS**, Vol.16, N° 1, 2016 (95-104)  
ISSN: 1317-2255 (IMPRESO) / Dep. Legal pp 20002FA828  
ISSN: 2477-9636 (DIGITAL) Dep. Legal ppi 201502ZU4642

## Órtesis Inteligentes Lumbar Inferior. Una Revisión

**Gaudi Karina Morantes Quintana y Gerardo Fernández López**

*Grupo de Investigación y Desarrollo en Mecatrónica. Universidad Simón Bolívar.  
Caracas. Venezuela.*

[gmorantes@unet.edu.ve](mailto:gmorantes@unet.edu.ve) ; [gfernandez@usb.ve](mailto:gfernandez@usb.ve)

---

### Resumen

La necesidad de desarrollar dispositivos de ayuda al aparato músculo-esquelético humano con propósitos de rehabilitación o potenciación ha sido catalizador para lograr los cambios principales alcanzados en el desarrollo de órtesis en general. Desde el punto de vista médico, existen diversas patologías que atacan el sistema musculo-esquelético debidas a accidentes, condiciones ergonómicas del puesto de trabajo, actividades deportivas o enfermedades, parte del tratamiento médico consiste en el uso de órtesis con fines de rehabilitación y potenciación. En el mercado actual, los desarrollos que existen, o que se encuentran en proceso de investigación, poseen un enfoque multidisciplinario de acción. Algunos aspectos similares usados en el diseño de ortesis inteligentes estudiados en este artículo comprenden: red de sensores, estrategias de control utilizando señales biológicas (electromiografía) o físicas (aceleración, fuerza), modelado matemático con uso de técnicas diferenciales (ecuación de movimiento de Euler-Lagrange, Newton-Euler) o modelado gráfico y, el desarrollo de actuadores (neumáticos, hidráulicos y electromecánicos). En este trabajo se presenta una revisión bibliográfica de los adelantos más destacados en el desarrollo de ortesis, dando una visión integral de su historia.

**Palabras Clave:** Órtesis Inteligente, Exoesqueleto, Sistema Neuromusculo-esquelético, Estrategia De Control, Modelado, Red De Sensores.

# Orthoses Intelligent Lower Lumbar. A Review

## Abstract

The need to develop devices to assist the human musculoskeletal system with purposes of rehabilitation or enhancement have been catalysts in achieving the main changes in orthoses developments as a whole. From a medical perspective, many pathologies can affect the human musculoskeletal system derived from accidents, ergonomics, sport related activities or diseases and, using orthotics with purposes of rehabilitation or enhancement of said pathologies have constituted part of their medical treatment. In the actual market, the developments that exists or, those who are under research, have in common a multidisciplinary approach. Some of the similar aspects applied in the design of intelligent orthotics studied in this paper are: network of sensors, strategies for control using biological (electromyography) or physical (acceleration, force) signals, mathematical modeling using differential techniques (equation of motion Euler-Lagrange, Newton-Euler) or graphical modeling and development of different types of actuators (pneumatic, hydraulic and electromechanical). This work represents a literature review of the most important advances in orthosis development, giving a comprehensive overview of their history.

**Key Words.** Intelligent Orthoses, Exoskeleton, Neuromusculoskeletal System, Control Strategy, Modeling, Sensor Network.

## Introducción

Uno de los principales problemas que ocupa al hombre y que está en constante evolución es el tema de la salud, la sociedad ha evolucionado aumentando su expectativa de vida debido a la aplicación de las nuevas tecnologías en el campo médico. Sin embargo, aún queda mucho por hacer, específicamente en el área de la rehabilitación, la tecnología robótica ha tenido un importante aporte, con el uso de órtesis y prótesis inteligentes o robóticas. En este caso, para entender un poco esto se hace necesario definir qué es una órtesis.

Una órtesis, de acuerdo a la International Standardization Organization (ISO), es un apoyo u otro dispositivo externo (aparato) aplicado al cuerpo para modificar los aspectos funcionales o estructurales del sistema neuromusculoesquelético [4].

Para entender la evolución de las órtesis contemporáneas y diferenciarlas, es necesario conocer su evolución histórica. En el siguiente apartado se describirá una reseña de la evolución de las órtesis.

## Antecedentes

Edelstein y Bruckner (2002), en su trabajo titulado “Orthotics: a comprehensive clinical approach”

realizan un informe detallado de la evolución histórica de las órtesis. Se remonta desde la dinastía Egipcia por el período 2750 – 2625 AC, a Hipócrates se le han atribuido varios aparatos ortopédicos y férulas para el tratamiento de fracturas, dislocaciones y deformidades congénitas. Galen, escribió sobre las órtesis para la escoliosis en el siglo II DC. En 1575, Ambroise Pare, el “padre de la cirugía moderna”, hizo una órtesis de acero perforado para la corrección de la escoliosis y una órtesis de tobillo para el pie equino. Nicholas Andry, escribió en 1740 acerca de la corrección y prevención de deformidades en niños, incluyendo órtesis del tronco, él acuñó la palabra “ortopédico”. Antonio Scarpa, diseñó una órtesis lumbosacra que lleva su nombre. El técnico Aleman Friederich Von Hessing avanzó en el arte de la fabricación de órtesis en la última parte del siglo 19 [7].

Los grandes avances en órtesis llegaron en el siglo XX, después de las dos guerras mundiales y la epidemia de polio a finales de los años 40 e inicios de los 50. Fábricas, ortopedistas y otros involucrados en la rehabilitación de personas con discapacidad severa comenzaron a usar y a adaptar la amplia gama de piezas prefabricadas en órtesis funcionales para fines específicos. Inicialmente algunas eran pesadas e incómodas, fueron mejorando su funcionabilidad haciéndolas más ligeras y cómodas debido al incremento del conocimiento del funcionamiento humano [20].

Con el avance de la electrónica y la aplicación de la robótica en el mundo industrial, se inicia el planteamiento de la robótica en la rehabilitación, lo cual, es una combinación de la robótica industrial y la rehabilitación médica, que involucra diversas áreas como lo son la ingeniería mecánica, electrónica, biomédica, inteligencia artificial, tecnología de sensores y actuadores. El uso de robots en la rehabilitación comenzó en los años 60 en los EEUU, cuando una órtesis de potencia de cuatro grados de libertad (DOF) diseñada por el Case Institute of Technology fue usada para mover un brazo paralizado [3]. El uso de la robótica en la rehabilitación, siguió avanzando desde entonces, en la Tabla 01 se describe una revisión de los trabajos más importantes desarrollados en el siglo XX [22].

Los Exoesqueletos Robóticos, son una especie de robots portátiles con aplicaciones muy interesantes en el área de la Rehabilitación, el aspecto distintivo, específico y singular de los exoesqueletos es que existe una correspondencia uno a uno de las articulaciones anatómicas humanas con el conjunto de articulaciones del robot. Esta correspondencia en la cadena cinemática es un aspecto clave en el logro de la interfaz humano-robot [22].

A inicio del año 1960, el Departamento de Defensa de los EEUU expresó interés en desarrollar el denominado "Man Amplifier", que podría amplificar las capacidades de los soldados. De 1960 a 1971 General Electric desarrolló y probó un prototipo de "Man Amplifier", como un sistema maestro – esclavo llamado "Hardiman". Varios exoesqueletos fueron desarrollados en la Universidad de Belgrado en los años 60 y 70 para ayudar a parapléjicos [14].

En la actualidad existen diferentes tipos de exoesqueletos que están orientados para una acción o tarea específica, se encuentran en general divididos en exoesqueletos del lumbar superior (upper limb) y de lumbar inferior (lower limb). El objetivo de este trabajo es estudiar aquellos desarrollados para el lumbar inferior, en la actualidad, estos exoesqueletos se pueden dividir en dos grandes grupos: Exoesqueletos de fuerza y habilidad, Exoesqueletos de asistencia a personas con discapacidad o para rehabilitación.

### Exoesqueletos de fuerza y habilidad

*HAL (Hybrid Assistive Limb)* es un proyecto desarrollado por la Universidad de Tsukuba (Japón) y comercializado por la compañía CYBERDINE, desde el año 1993 se muestran los primeros avances de este dispositivo [25].

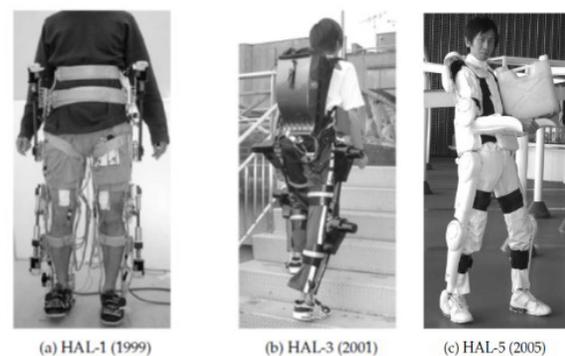
HAL-1 (Fig. 1a) utilizaba motores de corriente continua con una configuración mecánica con tornillo de bola mejorando el caminado del usuario al aumentar el momento en la articulación. El prototipo HAL-3 (Fig.

1b) presenta un diseño más adecuado para el uso en la vida diaria, este modelo tiene una unidad de potencia para cada articulación de cadera y rodilla, puede soportar el movimiento de múltiples articulaciones al mismo tiempo, plantea un método de calibración de señales electromiográficas (EMG) para el control del dispositivo por intención del usuario (pararse, caminar) [25]

HAL-5 (Fig. 1c) fue desarrollado para el apoyo de todo el cuerpo, asiste en las tareas de levantar objetos pesados. Añade potenciómetros para la medición de ángulos y sensores de fuerza en la suela del pie. Posee un estimador de intención de movimiento que funciona con señales EMG o sensores de fuerza, según el usuario, debido a su sistema de control cibernético que consiste en un algoritmo híbrido entre control voluntario (Bio-cybernic control) y control autónomo (Cybernic robot control) [25].

El control voluntario es para usuarios cuya condición física contenga señales electromiográficas y el control autónomo de movimiento contiene trayectorias pre programadas para usuarios cuya condición física no contenga señales electromiográficas. El sistema de control está diseñado en tres partes: a) Fase de Balanceo, un patrón de referencia extraído de personas sanas es aplicado al controlador proporcional derivativo (PD) de cada articulación del exoesqueleto, b) Fase de aterrizaje: se aplica un valor constante al controlador, c) Fase de Apoyo: se aplica un valor constante equivalente al soporte del peso de cada pierna.

Adicionalmente el sistema cuenta con un estimador de intención para lograr la sincronización en el caminado, hoy en día la compañía Cyberdine posee variados desarrollos de órtesis inteligentes, para el apoyo total o parcial de miembros superiores e inferiores, también posee dispositivos para la asistencia médica y de rehabilitación, ofrecen el servicio de renta o venta de los dispositivos. [25].



**Figura 1:** Robots desarrollados proyecto HAL

**Fuente:** SUZUKI, K.; MITO, G.; KAWAMOTO, H.; HASEGAWA, Y.; SANKAI, Y. (2007). Intention-Based Walking Support for Paraplegia Patients with Robot Suit HAL. *Advanced Robotics*. Vol. 21. N° 12. pp 1441-1469.

TABLA 1. Reseña robótica en Rehabilitación

PROYECTO	UNIVERSIDAD/ INSTITUCIÓN	AÑO	DESCRIPCIÓN
A PROGRAMMED ORTHOTIC ARM	Case Institute of Technology	1963	Es una ortesis de cinco grados de libertad (GDL), provista de unos movimientos pre-programados que pueden ser seleccionados y modificados por el paciente, diseñado para pacientes que han perdido el control voluntario de sus extremidades superiores. Sin sensores de retroalimentación.[3]
THE RANCHO "GOLDEN" ARM	Rancho Los Amigos Hospital	1969	Es una ortesis de seis GDL, con una configuración similar a la ortesis anterior, carecía de control central y se basaba solo en control a nivel articular, fue útil para pacientes de esclerosis múltiple y polio ya que se encontraba montada sobre una silla de ruedas. Sin sensores de retroalimentación. [22]
SPARTACUS	Francia	1975- 1995	Proyecto que implica un estudio de viabilidad en el uso de un telemanipulador por pacientes con lesiones en la medula espinal. El proyecto se centró en el control ergonómico de una estación de trabajo basado en telemanipulador nuclear MA-23 y luego, en un telethesis de diseño personalizado (MAT-1) [6]
HEIDELBERG MANIPULATOR	University of Heidelberg	1975	La especificación de esta estación de trabajo fue basada en el historial de 75 pacientes cuadripléjicos asociados al centro de rehabilitación. El brazo robótico estaba directamente controlado por el operador todo el tiempo. No poseía movimientos pre-programados.[6]
JOHNS HOPKINS ARM	Johns Hopkins Hospital	1978	Evolucionó a partir de una prótesis y consistió en un brazo de cuatro grados de libertad más mano y el uso del robot RTX para el manejo de papel y libros. [12]
ROBOTICS AID PROJECT (RAP)	U.S. Department of Veterans Affairs and Stanford University (VA/SU) Robotics	1978- 1985	El objetivo de este proyecto era utilizar robots industriales en combinación con dispositivos de interfaz para adaptar el sistema a pacientes con tetraplejía. El robot podría ser comandado por voz en varios sistemas de coordenadas, de esta forma el usuario era capaz de comandar un programa preexistente en el robot. [12]
THE DUTCH MUSCULAR DYSTROPHY ASSOCIATION MANIPULATOR	Private Initiative and Muscular Distrophy Association	1982	Un manipulador montado en una silla de ruedas controlado por un teclado, fue evaluado por un periodo de tres años, sus principales tareas eran dar de comer usando una cuchara modificada, cambiar páginas y manipulación de los interruptores de la luz. [6]
MOBILE VOCATIONAL ASSISTANT ROBOT (MOVAR)	VA/SU Robotics	1983- 1988	Este proyecto utilizó una nueva base omnidireccional de tres ruedas con un brazo de PUMA-250 montado en ella. El sistema tenía la capacidad de ir a través de puertas interiores. La electrónica y la alimentación se ubicaron en la base móvil. Un sistema de telemetría entre la consola y el robot permitía la transmisión de información de posición y de estado. [12]
MANUS	Institute for Rehabilitation Research (IRV)	1984	Consistía en un brazo manipulador de cinco GDL montado sobre una base rotatoria que podía adaptarse a varios tipos de sillas de ruedas eléctricas. [6]
CLINICAL ROBOTICS LABORATORY (CRL)	VA/SU Robotics	1985- 1989	Se creó para establecer una nueva generación de robots de asistencia en actividades de la vida diaria. Otra vez, se utilizaron robots industriales para adaptarlos a esta tarea. [12]
MASTER	French Atomic Energy Commission	1985	Es un brazo robótico el cual contenía una pantalla LCD donde se visualizaba un Menú de opciones y también tenía comandos por voz. Más adelante el MASTER II desarrollo una interfaz de computadora con Windows. [6]
THE RTX ROBOT ARM	Universal Machine Intelligence Ltd	1986	El brazo es de geometría SCARA y tiene las dimensiones aproximadas de un adulto. [6]
CURL	Cambridge University	1987	Es un ambiente de programación de tareas diseñado específicamente para aplicaciones en rehabilitación. Fue probado en el RTX robot arm, para realizar tareas programadas con un lenguaje de compilación convencional. [6]
DESKTOP VOCATIONAL ASSISTANT ROBOT (DEVAR)	VA/SU Robotics	1989- 1994	Es una versión de escritorio de MOVAR. La idea es que la tecnología de asistencia en el ámbito profesional es un incentivo para que las personas con discapacidades físicas severas regresen al campo laboral. [12]
ROBOTICS ASSISTIVE APPLIANCE (RAA)	Neil Squire Foundation	1994	Robot de seis GDL con diversas interfaz de usuario, incluyendo, aspirar-soplar, códigos morse y control por voz. [12]
MIT-MANUS	MIT	2000	Robot manipulador de dos GDL que permite movimiento sin restricciones en el hombro y el codo en el plano horizontal. Utiliza control de impedancia. [13]
GENTLE/S	Europa	2001	Proyecto financiado por la comunidad europea, se centra en terapias de neurorehabilitación especialmente para pacientes de accidente cerebro vascular, se enfoca en utiliza tecnología háptica y realidad virtual. A través de la tecnología háptica se busca acoplar el sentido del tacto a un mundo creado por realidad virtual en una PC. [18]
MIME	VA MEDICAL CENTER	2005	Es un manipulador de seis GDL (Puma 560), que aplica fuerzas en la extremidad parética a través de una férula. El robot puede moverse y orientarse sobre un espacio tridimensional. Un sensor de seis ejes mide las fuerzas y torques entre el robot y la extremidad parética. Implementa diversos modos de asistencia: pasiva, activa asistida, activa restringida y bimanual.[14]

Fuente: Elaboración Propia (2015)

*BLEEX (Berkeley Lower Extremity Exoskeleton)* proyecto desarrollado por el departamento de Ingeniería Mecánica de la Universidad de Berkeley y financiado por el proyecto DARPA (Defense Advanced Research Projects Agency), tuvo por objetivo principal realizar un exoesqueleto que aumente la energía y resistencia durante la locomoción, pensado para uso militar o de socorrismo, es capaz de soportar su propio peso y el de una carga externa y su novedad es que elimina la interacción humano – robot ya que su sistema de control no depende de las mediciones directas al cuerpo humano o de mediciones de la interacción humano robot.

BLEEX está compuesto de dos piernas antropomorfas, una unidad de potencia, y un morral para las unidades de carga (Fig. 2). Este sistema proporciona al usuario la capacidad de soportar cargas importantes con el mínimo esfuerzo sobre cualquier tipo de terreno, es un diseño de arquitectura antropomórfica que posee los mismos grados de libertad de su usuario: tres grados en el tobillo y la cadera, y un grado en la rodilla. El control se basa en un análisis de marcha clínica que proporciona la data de la cinemática y dinámica del exoesqueleto, en este sistema, se adquieren todas las variables externas como la fuerza de reacción del suelo, por sensores de tipo on-off, la velocidad angular, la aceleración angular y los ángulos de las articulaciones que son medidos con dos acelerómetros y encoders en los motores.

El sistema electrónico del exoesqueleto (EXOLINK, nombre propio), está diseñado para simplificar y reducir el cableado de todos los sensores y actuadores, se basa en una topología de red de anillo síncrono RIOM (del inglés ,Remote Input Output Modules) que está en comunicación con varios sensores y un actuador, e incluye ocho conversores análogos digital de 16 bits, dos contadores en cuadratura, puertos de ocho bits de entrada y salida digital, dos convertidores de digital a analógico (CAD) y filtros analógicos. Cada RIOM también incluye la regulación de energía y minimiza el efecto de ruido de la señal, un FPGA (del inglés, Field Programmable Gate Array) gestiona todos los datos de transacción y filtrado de la RIOM. El EXOLINK consta de un microordenador y un módulo de entrada/salida supervisor [15].

El modelo implementa un análisis dinámico en tres fases de la marcha: Apoyo Simple, con un mecanismo de 7 grados de libertad (GDL) en el plano Sagital. Apoyo Doble, consta de dos mecanismos de 3 GDL conectados en el link superior y Apoyo doble con una redundancia, compuesto por dos mecanismos, uno de 3GDL con el pie en apoyo y uno de 4GDL con el pie no completamente en apoyo, el torque muscular se modela con la dinámica del piloto, donde la fuerza del piloto es una función de la dinámica y cinemática del piloto [16].

Novedosa estructura de control, que se basa en la medición a través del propio exoesqueleto, sin tener que medir la fuerza dada por el operador humano. Plantea un sistema de control en base a una alta sensibilidad a fuerzas externas y torques y consta de dos lazos de realimentación, uno superior que representa como el piloto mueve el exoesqueleto a través de la fuerza aplicada y uno inferior que muestra como el controlador maneja el exoesqueleto.[17]



**Figura 2:** Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)

**Fuente:** KAZEROONI, H.;STEGER, R. (2006). The Berkeley lower extremity exoskeleton. *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*. Vol.128, N°1, pp. 14–25.

A partir de BLEEX, en el año 2005 se forma la compañía Ekso bionics presenta los desarrollos EXOHIKER™ (provee alta capacidad de carga >200 lbs) en cualquier tipo de terreno y el EXOCLIMBER™ que posee las mismas capacidad de carga pero diseñado para ascender rápidamente escaleras y pendientes pronunciadas. En el año 2008 presentan una combinación de los dos anteriores denominado HULC™. Hoy en día Ekso bionics, ofrece 7 exoesqueletos diferentes y la opción de diseño personalizado utilizando la tecnología de impresión y escaneo 3D para la realización de sus dispositivos.

En el año 2008 la compañía HONDA coloca dos dispositivos de asistencia en el mercado japonés producto de sus avances en robots humanoides, en la Fig.3a se puede observar el Stride Management Assist, el cual posee un motor que ayuda a levantar el muslo mientras se mueve hacia adelante y hacia atrás y en la la Fig.3b el Bodyweight Support Assist diseñado para soportar la carga del cuerpo en el usuario mientras camina, sube o

baja escaleras, está de pie, entre otros, con el fin de reducir la fatiga (cansancio), ambos dispositivos orientados para mejorar la calidad de vida del adulto mayor.



**Figura 3:** Exoesqueletos de fuerza y habilidad de la compañía HONDA  
**Fuente:** Recuperado de: <http://world.honda.com/Walking-Assist/>

### Exoesqueletos de asistencia a personas con discapacidad o para rehabilitación.

HAL<sup>□</sup> (marca registrada), para uso médico (Fig.4) consiste en un desarrollo lumbar inferior orientado para personas con desordenes en el sistema cerebral y nervio - muscular, el principio de funcionamiento es basado en la terapia de reaprendizaje del cerebro de las órdenes de caminar, sentarse, pararse, a través de un feedback entre el exoesqueleto y el usuario, es un algoritmo de intención de movimiento y está aprobado por la comunidad europea para su uso médico.



**Figura 4:** HAL<sup>□</sup> para uso médico de CYBERDYNE.  
**Fuente:** Recuperado de: [http://www.cyberdyne.jp/english/products/LowerLimb\\_medical.html](http://www.cyberdyne.jp/english/products/LowerLimb_medical.html)

El exoesqueleto LOPES (en inglés, lower extremity powered exoskeleton) utiliza actuadores SEA (en inglés, Series Elastic Actuator), proyecto desarrollado por el Instituto de Tecnología Biomédica (BMTI), de

la Universidad de Twente, en el año 2007, presenta un dispositivo de rehabilitación para la marcha combinando actuadores prismáticos para la cadera y actuadores rotacionales en las articulaciones, dos en la cadera y uno en la rodilla, además de un control de impedancia. Presenta tres modos de trabajo “patient-in-charge”: modo que permite caminar sin restricciones por el dispositivo, “therapist-in-charge”: modo que permite programar una terapia y “robot-in-charge”: modo que permite que el robot cargue un sujeto pasivo [15].

El controlador de impedancia es una combinación de la posición y la fuerza de actuación. El robot presenta un total de 8 actuadores dos prismáticos para la pelvis y tres rotacionales para cada pierna, el prototipo usa servomotores Kollmorgen/Danaher AKM22C, en combinación con un caja de cambios Neugart Planetary 64:1, para todas las articulaciones rotacionales, en el movimiento lateral utiliza un motor Berger Lahr SER3910 en combinación con una caja de cambios Neugart Planetary 8:1. Para los movimientos hacia adelante/atrás, se utiliza un actuador lineal Linmot P01-37 240 [26].

LOKOMAT<sup>□</sup> (marca registrada), es un robot de rehabilitación desarrollado por el Hospital Universitario de Balgrist (Suiza) y actualmente comercializado por la empresa de tecnología médica HOCOMA (Suiza, 1996), es el más vendido a centros hospitalarios y de rehabilitación, está diseñado para pacientes con deficiencia de movilidad en las extremidades inferiores, consta de dos órtesis de piernas con actuadores en la cadera y la rodilla, sensores de posición y fuerza en estas articulaciones. [16].

Plantea un nuevo algoritmo de control híbrido de fuerza, basado en la dinámica del paciente. En la fase apoyo utiliza un control de acción proporcional y derivativo (PD). En la fase de balanceo utiliza un control proporcional (P) de fuerza, además posee un detector de fase de la marcha el cual es utilizado para cambiar el modo de control en cada fase. Este dispositivo permite mayor libertad al paciente para su movimiento, ya que el mecanismo se adapta a la velocidad de la marcha del paciente, adicionalmente, el usuario puede observar y sentir su progreso en la rehabilitación, aunque, es necesario que el paciente pueda generar suficiente esfuerzo muscular voluntario [5].

El exoesqueleto ATLAS desarrollado por el centro de automatización y robótica de la Universidad Politécnica de Madrid, reproduce los movimientos básicos: ponerse de pie, sentarse y caminar. Aporta actuación sinérgica de tobillo y control “compliance”, basado en la medición de fuerza a través de plantillas y trayectorias parametrizadas de la cadera y el pie, posee 6 GDL, 3 por cada pierna. Los actuadores en la rodilla y cadera son una combinación de motores brushless (sin escobillas) con caja reductora. Está construido en aluminio

y acero inoxidable, el actuador de tobillo consta de un cable de acero que actúa como una vinculación sinérgica y transfiere el movimiento de las articulaciones de la rodilla y la cadera [23].

El sistema de sensores consta de goniómetros en cada articulación para medir su posición, una unidad de masa inercial (IMU) en el dorso y un sistema de medición de presión plantar en cada pie que provee la trayectoria del vector de la fuerza de reacción del piso, la red de sensores utiliza protocolo de comunicación CAN (en inglés, Controller Area Network). El modelo del sistema está parametrizado en tres partes: a) Péndulo invertido para la fase de apoyo, b) Doble péndulo para la fase de balanceo antes del bloqueo de la rodilla y c) simple péndulo para la fase de balanceo luego del bloqueo de la rodilla [2].

El control se encuentra estructurado en dos niveles alto y bajo, en alto nivel la estrategia de control es por patrones de análisis de la marcha, utilizando un control de impedancia para seguir las trayectorias. En bajo nivel el control es independiente para cada motor, utilizando un controlador de la compañía Maxon, con el que se realiza control de posición, velocidad y corriente [23].

REWALK™ (marca registrada) está concebido para restaurar la bipedestación y deambulación en pacientes con lesión medular completa. El dispositivo está diseñado para ser utilizado en pacientes con una lesión medular completa a nivel de la columna cervical baja (C7-C8) o columna torácica (T1-T12). Según la información de la casa comercial, no todas las personas con esta indicación pueden hacer uso de este dispositivo. Los posibles usuarios de ReWalk™ deben reunir los siguientes requisitos: a) Medir entre 1,60 y 1,90 cm y pesar menos de 100 kilos. b) Ser capaces de mantenerse de pie mediante muletas, andadores, entre otros. c) Presentar un funcionamiento óptimo del sistema cardiovascular y una adecuada densidad ósea. El dispositivo no está indicado en pacientes parapléjicos con daño neurológico asociado (esclerosis múltiple, parálisis cerebral, esclerosis lateral amiotrófica, traumatismo craneoencefálico grave, entre otros.) ni en pacientes tetrapléjicos [21].

Está constituido por unos soportes motorizados de activación del movimiento que se colocan en las extremidades inferiores, unos sensores de movimiento, un arnés y una mochila que transporta un procesador y dos baterías recargables. El paciente ordena los movimientos a través de un control remoto colocado en la muñeca y se ayuda de muletas para mantener el equilibrio. Tras programar el tipo de movimiento (ponerse de pie, sentarse, caminar, pararse, subir y bajar escaleras), los sensores detectan la inclinación del tronco hacia delante, y transmiten una señal para el inicio de la deambulación. La velocidad de marcha del dispositivo se modifica en función de las necesidades de la persona, es el primero aprobado por la Agencia de Drogas y Alimentos de los EEUU (FDA) [19].

ELEGS™ de la compañía Berkeley Bionics, presentado en octubre del 2010, es un prototipo de exoesqueleto motorizado destinado a restaurar la deambulación de personas con lesión medular, usuarias de silla de ruedas. Este exoesqueleto, permite flexionar las rodillas, por lo tanto, el paso es más natural, dispone de baterías recargables con una autonomía de 6 horas y tiene un peso aproximado de 20 Kg. Los candidatos ideales para este tipo de dispositivo son personas parapléjicas con movilidad pasiva completa de miembros inferiores, una altura entre 1,57-1,88 cm y un peso  $\leq 100$  Kg, son necesarias entre 5-10 sesiones para manejar el dispositivo. El control es por medio de sensores de fuerza y movimiento, utiliza una interfaz basada en gestos humanos – utilizando sensores- observa los gestos del usuario para determinar sus intenciones y luego actúa de acuerdo a ellos, para que el exoesqueleto opere naturalmente y responda a sus comandos, una computadora captura la información de los sensores y dispositivos de entrada en tiempo real [8].

### Antecedentes en Latinoamérica

A nivel latinoamericano Colombia, Brasil y México llevan adelantos en el estudio e investigación de robótica en rehabilitación, en México la Universidad Autónoma de México (UNAM), a través del laboratorio de Proyectos en Mecatrónica presentó en Julio del 2014, un primer prototipo mecánico de miembro inferior para pacientes que tienen lesión medular. Es uno de los primeros modelos a nivel nacional (México). Se trata de un exoesqueleto con 10 grados de libertad en las articulaciones para moverse: dos para la cadera, uno para la rodilla y dos para el tobillo, por cada una de las piernas [11].

Brasil forma parte del proyecto Walk Again (2007), que funciona como una organización internacional colaborativa sin ánimo de lucro, integrada por el Centro de Neuroingeniería de la Universidad Duke (EEUU), la Universidad Técnica de Munich, el Instituto Federal Suizo de Tecnología en Lausana, la Universidad de California Davis, la Universidad de Kentucky, el Instituto Internacional de Neurociencia Edmond, Lily Safra de Natal (Brasil) y el Dr Regis Kopper del programa DiVE (Duke immersive Virtual Environment) también de la universidad Duke. En este proyecto se diseña un exoesqueleto neuro-robótico, que hizo su debut en el Mundial Brasil 2014.

Adicionalmente el Centro de Robótica de San Carlos de la Escuela de Ingeniería de la Universidad de Sao Paulo, desarrolla el proyecto Exo-Kanguro, con el propósito de ayudar en la rehabilitación de personas con discapacidad física de los extremos superiores. Los actuadores elásticos tienen características que se asemejan a las características de los músculos humanos. Cada

actuador tiene su propio control de accionamiento, que puede ser conectado a una red de comunicación CAN. Con esta configuración se debe implementar un control de la impedancia que permite el movimiento del exoesqueleto de acuerdo con los esfuerzos del paciente. La generación de trayectorias se realiza utilizando generador central de patrones (en inglés, CPG) [9].

En Colombia, el Grupo de Investigación en Control Industrial (GICI) de la Universidad del Valle, lleva a cabo los proyectos: Marcha asistida con un exoesqueleto, Marcha asistida con un exoesqueleto: Evaluación y ajuste de la interfaz de usuario, Marcha asistida con un exoesqueleto: plataforma caminadora. [10].

En Venezuela el campo de la robótica en rehabilitación, es novedoso, entre los trabajos que se pueden mencionar tenemos por la Universidad de los Andes el trabajo titulado “Descripción de tres desarrollos de aplicaciones de bajo costo para ayuda a personas con discapacidad” (2011), Aguirre et.al (2015), plantean en este trabajo se presentan tres desarrollos implementados para la ayuda a usuarios que poseen un problema de discapacidad física. Los sistemas implementados poseen dos características fundamentales, el bajo costo y alto potencial de réplica. El primer sistema descrito es una prótesis de una mano que permite realizar diversas tareas. El segundo sistema es la creación de una herramienta computacional basada en técnicas de visión artificial que permiten, a través del movimiento ocular de un individuo, mover el cursor del computador. La tercera aplicación mostrada es el control de un vehículo móvil a partir de un sistema de visión artificial. Los sistemas descritos en el artículo presentan un buen desempeño y son de gran utilidad. [buscar]

Rodríguez, González y Ocanto (2013) en su trabajo titulado “Desarrollo tecnológico de robots de bajo costo para aplicaciones de rehabilitación del cuerpo humano: prototipo virtual para la extremidad inferior”, explican el diseño de un dispositivo robótico para terapias de rehabilitación de lesiones de tobillo. Las especificaciones de diseño se definen a través del análisis del rango de movimiento de los ejercicios característicos de rehabilitación para estas lesiones. Desarrollan un prototipo virtual mediante un programa multipropósito que cubre el rango de movimiento principal de la articulación, es decir, flexión dorsal y flexión plantar, en base a los resultados del desempeño cinemático del robot propuesto se concluye que el prototipo puede ser considerado como una alternativa para efectuar la tarea de rehabilitación del tobillo [19]

En el año 2015, Aguirre y Balza en su trabajo titulado “Diseño y construcción de un exoesqueleto de

brazo con dos grados de libertad controlado con señales mioeléctricas para rehabilitación motora”, de la Universidad de los Andes, explican el diseño y control de un exoesqueleto lumbar superior de brazo, modelado y controlado a través de redes de Petri que utiliza como señal de control señales electromiográficas del brazo contrario a rehabilitar, está compuesto por servomotores, encoders y un microprocesador perteneciente al equipo Lego Mindstorm NXT, la estructura del exoesqueleto consiste en tres piezas plásticas, las cuales se integran en cada una de las articulaciones de la muñeca y el codo, el aporte más significativo de este dispositivo es su bajo costo, lo cual lo hace accesible al usuario. [1]

## Consideraciones Finales

De acuerdo a los desarrollos e investigaciones consultados a nivel mundial, reseñados anteriormente con detalle, se puede destacar que para el diseño de estos dispositivos, existen cuatro (4) áreas demarcadas que son Mecánica, Electrónica, Modelado y Control.

**Mecánica:** Se encarga de estudiar y diseñar los actuadores y la estructura del dispositivo. Su aporte principal radica en el diseño de actuadores noveles que den respuesta a las necesidades del dispositivo.

**Electrónica:** Se encarga del diseño, acondicionamiento y procesamiento de los datos necesarios para ejercer el control en el dispositivo. Su aporte principal radica en la implementación de novedosos sistemas de adquisición de datos acelerómetros, unidades de masa inercial, bioseñales y protocolos de comunicación robustos en el dispositivo.

**Modelado:** Se encarga de definir conceptualmente el sistema para evaluar las condiciones de diseño antes de realizar el prototipo. Su aporte principal es la búsqueda de un modelo que asemeja en mayor medida el andar humano real.

**Control:** Se encarga del algoritmo que automatizará el comportamiento del dispositivo. Su principal aporte es definir algoritmos robustos y de bajo costo de procesamiento.

Cada una de estas áreas, ha desarrollado investigaciones novedosas y nuevos aportes a la tecnología correspondiente, sin embargo, aún queda muchos avances por realizar, aún es una industria incipiente con mucha investigación por delante, el campo de la Robótica al servicio de la salud y el ser humano, presupone entonces, un camino de invenciones e innovaciones para el campo de la investigación en la biomecatrónica, lo que nos da punto de partida para seguir investigando y aportando en la misma.

## Referencias

- [1] AGUIRRE, I; BALZA, M (2015). Diseño y construcción de un exoesqueleto de brazo con dos grados de libertad controlado con señales mioeléctricas para rehabilitación motora. **Multiciencias**. N°15:96-105.
- [2] ARÉVALO, J; SANZ Merodio, D; CESTARI, M; GARCÍA, E (2012). Parameterized inverted and double pendulum model for controlling lower-limb active orthosis. Proceedings of the 2012 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO), (pp. 1899–1905). Guangzhou, China.
- [3] BAHNIUK, E; RESWICK, J; MERGLER, H; TAFT, C; ALLEN, M. C; CORREL, R; PESZYNSKI, M (1963). A progress report on a programmed orthotic ARM. **Medical Electronics and Biological Engineering**. Vol. 1, N° 4, pp. 509-517.
- [4] BENASULY, A.E.L; BARRAGÁN, J.M.C (2003). **Ortopodología y aparato locomotor: ortopedia de pie y tobillo**. España: Masson.
- [5] BERNHARDT, M; FREY, M; COLOMBO, G; RIENER, R (2005). Hybrid force-position control yields cooperative behaviour of the rehabilitation robot LOKOMAT. Proceedings of the 2005 IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics ICORR, (pp. 536–539). Chicago, USA.
- [6] DALLAWAY, J.L; JACKSON, R. D; TIMMERS, P. H. A (1995). Rehabilitation robotics in Europe. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**. Vol 3, N°1, pp. 35–45.
- [7] EDELSTEIN, J. E; BRUCKNER, J (2002). **Orthotics: a comprehensive clinical approach**. USA: Slack Incorporated.
- [8] eLEGS. Berkeley Robotics & Human Engineering Laboratory. (Documento en línea). Disponible: <http://bleex.me.berkeley.edu/research/exoskeleton/elegs%E2%84%A2/>. [Consulta: 2015, enero, 12].
- [9] GOMES, M. A; SIQUEIRA, A.A.G (2013). Trajectory Generation Of Exoskeleton For Lower Limbs Using Synchronized Neural Oscillators. 22nd International Congress of Mechanical Engineering (COBEM 2013), Ribeirão Preto, SP, Brazil.
- [10] Grupo de Investigación de Control Industrial. Exoesqueletos. (Documento en línea). Disponible: <http://gici.univalle.edu.co/WEB-Exoesqueleto/Inicio.html>. [Consulta: 2014, diciembre, 5].
- [11] GUZMÁN, F (2014). Exoesqueleto ayuda a caminar a lesionados. (Documento en línea). Disponible: [http://132.248.54.13/COMUNICACION/produccion\\_editorial/pdf/Gaceta\\_15\\_2014\\_2.pdf](http://132.248.54.13/COMUNICACION/produccion_editorial/pdf/Gaceta_15_2014_2.pdf). [Consulta: 2015, febrero, 18].
- [12] HARWIN, W. S; RAHMAN, T; FOULDS, R. A (1995). A review of design issues in rehabilitation robotics with reference to North American research. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**. Vol.3, N°1, pp. 3–13.
- [13] HESSE, S; SCHMIDT, H; WERNER, C; BARDELEBEN, A (2003). Upper and lower extremity robotic devices for rehabilitation and for studying motor control. **Current Opinion in Neurology**. Vol 16, N°6, pp. 705–10.
- [14] HILLMAN, M (2004). 2 rehabilitation robotics from past to present—a historical perspective. En: **Advances in Rehabilitation Robotics** (pp. 25–44). Springer.
- [15] KAZEROONI, H (2005). Exoskeletons for human power augmentation. 2005 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, pp.( 3459–3464). Alberta, Canada.
- [16] KAZEROONI, H; RACINE, J; HUANG, L; STEGER, R (2005). On the Control of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX). Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation, (pp. ), 4364–4371). Barcelona, España.
- [17] KAZEROONI, H; STEGER, R (2006). The Berkeley lower extremity exoskeleton. **Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control**. Vol.128, N°1, pp. 14–25.
- [18] LOUREIRO, R; AMIRABDOLLAHIAN, F (2003). Upper Limb Robot Mediated Stroke Therapy – GENTLE / s Approach. **Autonomous Robots**. Vol. 15, No 1, pp. 35-51
- [19] DÍAZ Rodríguez, M; OCANDO, W; GONZÁLEZ Parra, G (2013). Desarrollo tecnológico de robots de bajo costo para aplicaciones de rehabilitación del cuerpo humano: prototipo virtual para la extremidad inferior. **Observador del Conocimiento**. Vol. 02, N° 1, pp. 29-35.
- [20] MAY, B. J; LOCKARD, M. A (2011). **Prosthetics & Orthotics in Clinical Practice: A Case Study Approach**. USA: FA Davis.
- [21] PUÑAL Riobóo, J; VARELA LEMA, L (2010). ReWalk-TM: ortesis motorizada para pacientes parapléjicos usuarios de sillas de ruedas. Plan de Calidad para el Sistema Nacional de Salud del Ministerio de Sanidad, Política Social e Igualdad. Agencia de Evaluación de Tecnologías Sanitarias de Galicia. Informes de evaluación de tecnologías sanitarias: avalia-t Núm. 2010/04.
- [22] RAHMAN, T; STROUD, S; RAMANATHAN, R; ALEXANDER, M; EXANDER, R; SELIKTAR, R; HARWIN, W (1996). Consumer criteria for an arm orthosis. **Technology and Disability**. Vol 5, N°2.
- [23] ROCON, E; PONS, J. L (2011). **Exoskeletons in Rehabilitation Robotics: Tremor Suppression**. Alemania: Springer.
- [24] SANZ Merodio, D; CESTARI, M; AREVALO, J. C; GARCÍA, E (2012). A lower-limb exoskeleton for gait assistance in quadriplegia. IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO), pp. (122–127). Guangzhou, China.

- [25] SUZUKI, K; MITO, G; KAWAMOTO, H; HASEGAWA, Y; SANKAI, Y (2007). Intention-Based Walking Support for Paraplegia Patients with Robot Suit HAL. **Advanced Robotics**. Vol. 21. N° 12. pp 1441-1469.
- [26] VENEMAN, J. F; KRUIDHOF, R; HEKMAN, E. E. G; EKKELENKAMP, R; VAN ASSELDONK, E H. F; VAN DER KOOIJ, H (2007). Design and evaluation of the LOPES exoskeleton robot for interactive gait rehabilitation. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**. Vol.15, N°3, pp. 379–386.



UNIVERSIDAD  
DEL ZULIA

---

# Multiciencias

Vol 16, N° 1

*Edición por el Fondo Editorial Serbiluz.*

*Publicada en marzo de 2016.*

*Universidad del Zulia. Maracaibo-Venezuela*

[www.luz.edu.ve](http://www.luz.edu.ve)

[www.serbi.luz.edu.ve](http://www.serbi.luz.edu.ve)

[produccioncientifica.luz.edu.ve](http://produccioncientifica.luz.edu.ve)