

Diseño e implementación de un sistema electrónico para la monitorización de la marcha en personas con lesión medular

Á. Gutiérrez-Tenorio¹, B. Larraga-García¹, A.J. del-Ama², Á. Gutiérrez¹

¹ ETSI de Telecomunicación, Universidad Politécnica de Madrid, Madrid. España,
{alvaro.gutierrez.tenorio}@alumnos.upm.es, {blanca.larraga, a.gutierrez}@upm.es

² Unidad de Biomecánica y Ayudas Técnicas, Hospital Nacional de Paraplégicos, Toledo, España, {ajdela}@sescam.jccm.es

Resumen

La recuperación de la marcha es una parte fundamental de las sesiones de rehabilitación en personas con lesión medular. Con los avances en la tecnología y, en particular, en la biomecánica, la utilización de dispositivos para el restablecimiento de la marcha es cada vez más utilizada en el ámbito clínico. Entre los dispositivos utilizados para este fin se encuentran los exoesqueletos robóticos, estructuras robóticas con diferentes articulaciones y actuadores en cada articulación que permiten rehabilitar también la capacidad de andar. La realización de este trabajo surge de la necesidad detectada en la unidad de Biomecánica y Ayudas Técnicas en el Hospital Nacional de Paraplégicos de Toledo para la monitorización a pacientes durante diferentes pruebas de la marcha. Por lo tanto, se establece como objetivo el diseño y la implementación de un sistema electrónico capaz de monitorizar la marcha mediante la extracción de datos del exoesqueleto Exo-H2 y de los diferentes dispositivos usados en dichas pruebas.

1. Introducción

Una lesión medular es cualquier alteración de la médula espinal que supone una interrupción de las vías de conexión neurológica que van desde el cerebro hasta el resto del cuerpo. El origen de esta lesión puede ser por causas congénitas, traumáticas o enfermedad. Según la localización y grado de la lesión medular, las consecuencias de la lesión pueden ir desde una pérdida parcial de la función sensitiva y motora, hasta una pérdida total de las mismas [1].

Dependiendo de su extensión, la lesión puede ser completa cuando se interrumpen todas las conexiones medulares por debajo del lugar de la lesión; o incompleta, en la que persiste parcial o totalmente la función motora y sensitiva [1]. Una de las formas más extendidas de catalogar las lesiones medulares es según su localización, mediante los términos paraplejía, que se asocia a la lesión medular en la que se ha perdido la sensibilidad y capacidad motora del tren inferior del cuerpo; y tetraplejía, asociada a la pérdida de las capacidades sensitiva y motora del tren inferior y superior.

En la actualidad, según el Instituto Nacional de Estadística (INE), hay un 2.56 % de la población española afectada por una lesión medular, lo que supone alrededor de 108.200 habitantes españoles [2]. Gracias a los avances médicos y tecnológicos de los últimos años, la esperanza de vida de estas personas ha incrementado de forma notable, llegando incluso a igualarse con la del resto de la población [3].

Con los avances en la tecnología y, en particular, en la biomecánica, la utilización de dispositivos en las sesiones de rehabilitación para el restablecimiento de la marcha es cada

vez más empleada en el ámbito clínico. Las aplicaciones de las nuevas tecnologías a la biomecánica van más allá de los instrumentos de medida. También forman parte de ellas sistemas expertos en clasificación y análisis de datos. Las principales utilidades de estos sistemas son el control evolutivo de pacientes, la valoración del daño corporal y la planificación de tratamientos rehabilitadores, quirúrgicos o farmacológicos.

En las sesiones de rehabilitación para restablecer la marcha pueden utilizarse diferentes dispositivos, tales como neuroprótesis y exoesqueletos robóticos. Cada uno de estos sistemas proporciona información de manera diferente, haciendo necesaria la unificación de los datos obtenidos mediante una electrónica específica. Es en este campo donde se enmarca este trabajo, diseñando e implementando una electrónica de propósito general que permita extraer datos en tiempo real del exoesqueleto Exo-H2 [4, 5].

El resto del artículo está organizado de la siguiente manera: la Sección 2 presenta una descripción general del exoesqueleto Exo-H2. La Sección 3 explica el procedimiento realizado para el diseño y la implementación del sistema electrónico. La Sección 4 muestra el proceso de validación del sistema y los datos obtenidos en él. Por último, la Sección 5 presenta las conclusiones de este proyecto.

2. Exoesqueleto Exo-H2

Un exoesqueleto robótico es una estructura externa que los pacientes pueden superponer a su cuerpo y son controladas para alimentar un sistema de motores que tiene como función ayudar en la rehabilitación de la marcha [6].

Los exoesqueletos han surgido como una herramienta de rehabilitación ventajosa para individuos con lesión medular. En comparación con los paradigmas ya existentes sobre entrenamiento locomotor, los exoesqueletos pueden ofrecer tanto independencia como establecimiento de patrones de marcha incrementando fuerzas en caso de que sea necesario para realizar ciertos movimientos [7].

Actualmente existen varios modelos de exoesqueletos evaluados para el ámbito clínico como el ReWalk, Vanderbilt exoskeleton, Locomat, Ekso, Kinesis y Exo-H2 [8]. El Hospital Nacional de Paraplégicos de Toledo (HNPT) dispone de un Exo-H2 para realizar las sesiones de rehabilitación y análisis de la marcha.

El Exo-H2 es un exoesqueleto que ha sido diseñado para permitir un entrenamiento intensivo de marcha. Éste habilita el entrenamiento longitudinal de la marcha en pacientes con

lesión medular. Es un sistema seguro y robusto que abre la oportunidad a estudiar posibles formas de optimizar el proceso de rehabilitación. Cuenta con seis articulaciones motorizadas, incluyendo cadera, rodilla y tobillo en ambas piernas. Hasta la fecha, no existe otro exoesqueleto ambulatorio utilizado para rehabilitación con el tobillo motorizado. Además de los motores, cuenta con 6 potenciómetros, 18 sensores de efecto Hall, 24 galgas extensiométricas y 4 interruptores de pie. Un conjunto de baterías de polímero de litio recargables alimenta el exoesqueleto (ver Figura 1).

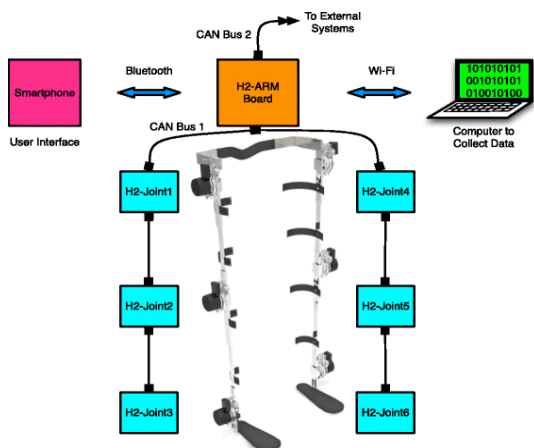


Figura 1. Arquitectura de red del Exo-H2 [8].

El Exo-H2 presenta una arquitectura abierta que permite ser integrada con otros dispositivos o sistemas. Para este objetivo, el exoesqueleto cuenta con comunicación cableada (tecnología CAN) [8].

3. Diseño e implementación del sistema

Para llevar a cabo la elaboración del sistema electrónico, se deben seleccionar las plataformas de desarrollo que se adecuen a las necesidades del HNPT: que cuenten con un módulo transceptor CAN para el exoesqueleto y con entradas analógicas y digitales para poder integrar diferentes dispositivos en las pruebas de rehabilitación y muestrear los valores que estos proporcionan. Se consideran sensores de fuerza, sensores de presión o señales de disparo externas, entre otras. El Exo-H2 nos permite obtener información de posiciones, fuerzas y pares de fuerzas de todas las articulaciones: tobillo, rodilla y cadera.

Tras la selección de plataforma, es necesario diseñar un software que se encargue de recibir y decodificar los mensajes recibidos con el protocolo CAN y de muestrear y almacenar los valores de las entradas analógicas y digitales.

Por último, se implementa un servidor web que permita el acceso al software y a los datos que este almacena desde cualquier equipo conectado a la misma red IP que el sistema.

3.1. Selección de plataformas

Para el desarrollo de este proyecto se ha decidido adquirir un sistema Raspberry Pi 3 B+ [9], con sistema operativo Raspbian, que será el encargado del procesamiento y almacenamiento de los datos y de muestrear las entradas digitales.

Como este sistema no cuenta con entradas analógicas, también se ha adquirido la tarjeta ADC Pi de ABElectronics [10] que cuenta con 8 entradas analógicas de 17 bits de

cuantificación, llegando a alcanzar una precisión de decenas de microvoltios.

El sistema Raspberry Pi 3 B+ tampoco cuenta con un transceptor CAN. Por lo tanto, se ha decidido incorporar la tarjeta PiCAN2 Duo de SK Pang Electronics [11] que proporciona dos transceptores CAN que pueden comunicarse a una velocidad máxima de 1 Mbps.

3.2. Desarrollo del programa

El programa principal de captura de datos se divide en 4 bloques (ver Figura 2): el receptor CAN, el emisor CAN, el muestreo de las entradas digitales y analógicas.

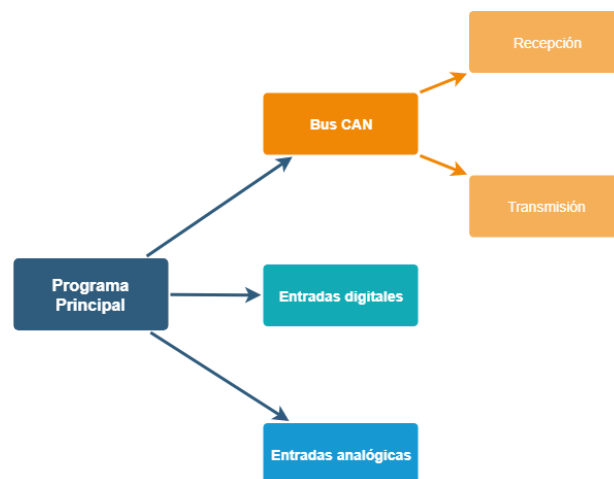


Figura 2. Diagrama de bloques del programa.

El bloque encargado de la comunicación a través del Bus CAN guarda todos los mensajes recibidos con información relativa a la posición de las articulaciones y a los motores del exoesqueleto. Además, tiene la capacidad de enviar mensajes de configuración al exoesqueleto al iniciar el programa.

Los bloques de muestreo de las entradas digitales y analógicas son idénticos. A ambos se les introduce el número de entradas que se quieren muestrear, siendo 10 el máximo para las digitales y 8 para las analógicas, y su frecuencia de muestreo, con 30 muestras por segundo como máximo.

Debido a que se va a utilizar el sistema de manera continuada y en varias sesiones, se creará un directorio según la fecha de la sesión y otro según la hora. De esta manera, cada vez que se ejecute el programa, los ficheros de datos quedarán localizados en su respectiva fecha y hora de comienzo.

Ya que los mensajes CAN se guardan en su propio formato, al final de la captura se decodifican los mensajes según su identificador, siguiendo la documentación del Exo-H2.

3.3. Servidor web

Para un fácil acceso al sistema electrónico, al programa de captura y a los datos que este proporciona, se ha implementado un servidor web.

En primer lugar es necesario que el sistema esté conectado a una red Ethernet o WiFi. Una vez conectado, se introducirá la dirección IP del sistema en el explorador desde cualquier otro dispositivo que esté en la misma red. La comunicación entre el cliente y el servidor será mediante la transferencia de comandos en los parámetros de la ruta URL. El servidor los leerá, procesará y responderá con un HTML acorde con el estado del programa.

Para un fácil control de la captura de los datos y su posterior acceso, se ha dividido la página en dos partes. Se presentan las dos partes que integran esta página web: en la parte izquierda (ver Figura 3) se localizan los parámetros de configuración y los botones de comienzo y pausa de la captura. En la parte derecha de la página web (ver Figura 4), se muestra una lista con los ficheros de capturas anteriores.

Entre los parámetros de configuración se encuentra la opción de reconfigurar el exoesqueleto. Si se selecciona la opción de reconfigurar, aparecerán todos los parámetros que el exoesqueleto necesita para ser reconfigurado y al comenzar la captura, se enviarán los mensajes de configuración. Además de los parámetros de reconfiguración, se podrán seleccionar el número de entradas analógicas y digitales deseadas, su frecuencia de muestreo y si se quiere comenzar la captura mediante un flanco de subida en una entrada digital designada como señal de disparo.

RECONFIGURAR	NO
NÚMERO ENTRADAS DIGITALES	1
NÚMERO ENTRADAS ANALÓGICAS	1
DISPARO	SI
DISPARO DE PARADA	SI
MUESTRAS DIGITALES POR SEGUNDO	
MUESTRAS ANALÓGICAS POR SEGUNDO	

Figura 3. Sección izquierda de la página web.

Para explorar los ficheros de capturas anteriores se seleccionará el directorio a explorar y se pulsará el botón de VER. De igual manera se hará para visualizar los ficheros. Para retroceder, se pulsará el botón de VOLVER. Por último, si se desea descargar alguno de los ficheros, se seleccionará el fichero elegido y se pulsará el botón de DESCARGAR.

analog-2019-06-07_143814.csv
candump-2019-06-07_143814.csv
candump-2019-06-07_143814.log
candump_110.csv
candump_120.csv
candump_130.csv
candump_140.csv
digital-2019-06-07_143814.csv
parsed_candump.csv
parsed_candump_110.csv
parsed_candump_120.csv
parsed_candump_130.csv
parsed_candump_140.csv

VER VOLVER DESCARGAR

Figura 4. Sección derecha de la página web.

4. Validación del sistema

Para comprobar que el sistema funciona correctamente, se ha realizado una validación conectando el exoesqueleto al sistema, y un sensor de fuerza resistivo (FSR), que estará colocado entre el músculo a medir y las sujeciones del exoesqueleto. Este sensor formará parte de un divisor de tensión con una resistencia de 100 k Ω y se conectarán sus bornas a una entrada analógica. Además, se conectará a otra entrada analógica una señal de salida del exoesqueleto que indica cuándo se está realizando un ejercicio.

4.1. Pruebas realizadas

Para la validación del sistema se han realizado las mismas pruebas en tres sujetos sanos diferentes. El objetivo de estas pruebas es el estudio del movimiento de articulaciones aisladas y de la fuerza que estas pueden ejercer. De esta manera, se podrá contrastar los valores obtenidos para sacar conclusiones.

En primer lugar, el sujeto que realice la prueba debe ponerse el exoesqueleto. Una vez ajustadas todas las articulaciones del exoesqueleto al paciente correspondiente se coloca el FSR.

La primera prueba a realizar es una contracción isométrica del tobillo derecho siendo esta articulación la única del exoesqueleto que no está bloqueada. El bloqueo del resto de articulaciones se realiza con el fin de asegurarse que sólo se mueve el tobillo y que la rodilla y cadera no aportan nada a ese movimiento. De esta manera, el sujeto debe ejercer toda la fuerza posible intentando realizar un movimiento dorsal del tobillo mientras se le ofrece resistencia al movimiento y así lograr la contracción voluntaria máxima. Este ejercicio se repetirá cinco veces. Se colocará el FSR en el empeine del pie derecho y comienza la captura de datos (ver Figura 5(a)). Para esta prueba se ha elegido una frecuencia de muestreo de las señales analógicas de 8 muestras por segundo. Tras realizar la prueba con el primer sujeto, se cambiará la frecuencia de muestreo a 25 muestras por segundo para validar la captura a una frecuencia más alta.

Tras esta primera prueba, se realizarán 10 flexiones y 10 extensiones del tobillo derecho, siendo el sujeto ayudado por el exoesqueleto y acompañando al mismo durante el movimiento.

La tercera prueba es una contracción isométrica de la rodilla derecha (ver Figura 5(b)). Se colocará el FSR por encima de la rodilla del sujeto y debajo de una de las sujeciones del exoesqueleto. El exoesqueleto se bloquea de nuevo para permitir un movimiento aislado de la rodilla y el sujeto intenta realizar una extensión de la rodilla mientras se le ofrece resistencia a este. De esta manera, se mide la fuerza máxima que realiza el sujeto en esta contracción isométrica.

Por último, se realizan 10 flexiones y 10 extensiones de la rodilla derecha, siendo el sujeto, de nuevo, ayudado por el exoesqueleto para realizar el movimiento.

Tras realizar este último ejercicio, se termina la captura de datos, se retira el FSR y el exoesqueleto siendo la duración total de las pruebas de aproximadamente 10 minutos.

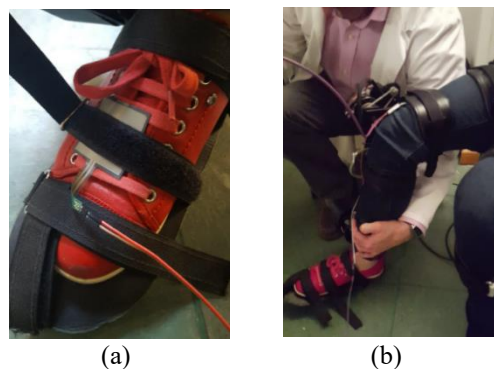


Figura 5. Contracción isométrica del tobillo derecho (a) y la rodilla derecha (b) del sujeto.

4.2. Valores obtenidos

Tras la realización de las pruebas a los tres sujetos, se procede a hacer un análisis de los datos obtenidos. Se van a representar los datos del sujeto 1 como muestra representativa para mostrar los datos que se obtienen en las pruebas realizadas. Posteriormente, se representará una comparativa entre los tres sujetos analizados.

Para obtener una comparativa en la que contrastar los valores, se han normalizado los valores obtenidos; entre ellos, la activación del exoesqueleto, el valor del FSR y la fuerza realizada por el motor en el tobillo derecho obtenida del exoesqueleto.

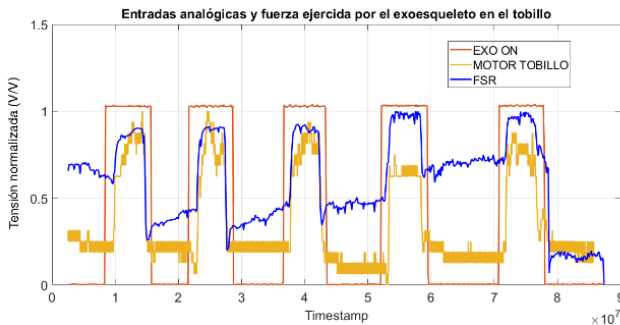


Figura 6. Valores obtenidos de la contracción isométrica del tobillo.

Como se ve en la Figura 6, a partir del momento en el que se activa la señal del exoesqueleto, tanto el FSR como la fuerza del motor ascienden en valor. También se pueden distinguir fácilmente las cinco repeticiones que se realizan del ejercicio.

Tras la contracción isométrica, se realiza la flexión y extensión del tobillo 10 veces. En este caso, en vez de representar la fuerza del motor del exoesqueleto, se representará la posición angular del tobillo. De esta manera, se observa el efecto que tiene la posición angular del tobillo sobre la presión ejercida sobre el FSR.

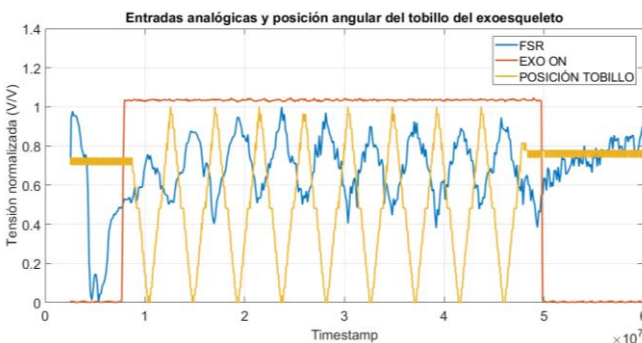


Figura 7. Valores obtenidos de la flexión y extensión del tobillo.

A continuación, se muestra otra de las posibles aplicaciones del sistema electrónico, la comparación entre sujetos. Esta comparación permitiría valorar las diferencias entre los datos de personas con lesión medular y los obtenidos de personas sanas y así valorar el desarrollo del paciente y realizar una terapia acorde a este. En este caso, no se normalizan los datos para poder compararlos.

De la Figura 8 se puede concluir que la contracción ha sido diferente en los 3 sujetos sanos estudiados, y se tendrá en cuenta a la hora de compararlos. También se puede ver que,

aunque las amplitudes máximas son parecidas, la mayor variación es la del Sujeto 2. Esto muestra que el Sujeto 2 ha realizado una contracción mayor, además de más duradera.

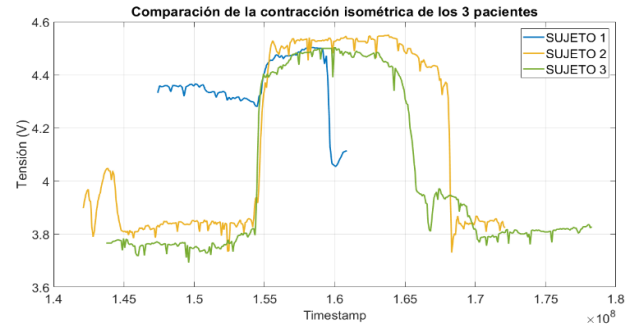


Figura 8. Comparación de los 3 sujetos en la contracción isométrica del tobillo.

5. Conclusiones

Tras haber analizado y comparado los resultados obtenidos, se puede concluir que la validación del sistema electrónico se ha realizado con éxito. La captura ha sido correcta y coherente con los valores esperados. Por lo tanto, se establecen las siguientes conclusiones:

- El sistema electrónico es capaz de integrar diferentes dispositivos analógicos y digitales para un análisis conjunto de los datos.
- Los experimentos realizados en el HNPT han resultado satisfactorios, cumpliendo con las especificaciones necesarias.
- El sistema es capaz de servir un entorno web al mismo tiempo que captura datos.

Referencias

- [1] Díaz Velázquez, E. Análisis sobre la lesión medular en España – Informe de resultados. Technical report, 2012.
- [2] Instituto Nacional de Estadística. Tasa de población con discapacidad que tiene diagnosticadas determinadas enfermedades crónicas según la enfermedad por CCAA y sexo.
- [3] Solidaridad Digital. La esperanza de vida de los lesionados medulares se iguala a la del resto de población. 2009.
- [4] Alam M., Zheng Y. Motor neuroprosthesis for injured spinal cord: who is an ideal candidate? *Neural Regeneration Research*, 2017.
- [5] Del-Ama A.J., Gil-Agudo Á., Pons J.L., Moreno J.C. Hybrid gait training with an overground robot for people with incomplete spinal cord injury: a pilot study. *Frontiers in human neuroscience*, 2014.
- [6] McGowan B., Industrial Exoskeletons: What You're Not Hearing. *Occupational Health & Safety*. 2019.
- [7] Gorgey A. S. Robotic exoskeletons: The current pros and cons. *World Journal of Orthopedics*, pág. 9, 2018.
- [8] Bortole M., Venkatakrishnan A., Zhu F., Moreno J. C., Francisco G. E., Pons J. L., Contreras-Vidal J. L. The H2 robotic exoskeleton for gait rehabilitation after stroke: early findings from a clinical study. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 12(1):54, 2015.
- [9] Raspberry Pi. Raspberry Pi 3 Model B+. <http://www.raspberrypi.org/>. [Online; accedido 2019-07-30]
- [10] ABElectronics. ADC Pi. <https://www.abelectronics.co.uk/>. [Online; accedido 2019-07-30].
- [11] Duo B Rev. PiCAN 2 DUO DATASHEET. www.skpang.co.uk, 2016. [Online, accedido 2019-07-30].