

2019 Iberdiscap

X Congreso Iberoamericano de
Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad

Buenos Aires 20, 21 y 22 de noviembre ■



MEMORIAS ■



2019 Iberdiscap. X Congreso Iberoamericano de Tecnologías de Apoyo a la
Discapacidad : memorias / compilado por Silvia Mercante. - 1a ed.-
General San Martín : Instituto Nacional de Tecnología Industrial - INTI,
2020.

Libro digital, PDF

Archivo Digital: descarga y online

ISBN 978-950-532-438-5

1. Discapacidad. 2. Tecnología Biomédica. 3. Rehabilitación. I. Mercante, Silvia, comp.
CDD 617.03

2019 Iberdiscap

**X Congreso Iberoamericano de
Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad**

Buenos Aires 20, 21 y 22 de noviembre

MEMORIAS

ORGANIZADORES

ORGANIZADORES LOCALES

Rafael Kohanoff

Instituto Nacional de Tecnología Industrial (INTI)

Miriam Weinberg

Sociedad Argentina de Medicina Física y Rehabilitación (SAMFYR)

Silvana Mercante

Hospital José Néstor Lencinas

ORGANIZADORES INTERNACIONAL

Ángel Gil Agudo

Presidente de AITADIS

Fernando Brunetti

Universidad Católica «Nuestra Señora de la Asunción»

José L. Pons, Diego Torricelli y Pilar Raya

Grupo de Neuro-Rehabilitación, Instituto Cajal, CSIC

PRESIDENTE DEL COMITÉ CIENTÍFICO

Fernando Brunetti

Universidad Católica «Nuestra Señora de la Asunción»

COMITÉ ACADÉMICO

Juan C. Moreno, Grupo de Neuro-Rehabilitación, Instituto Cajal, CSIC

Diego Torricelli, Grupo de Neuro-Rehabilitación, Instituto Cajal, CSIC

José L. Pons, Grupo de Neuro-Rehabilitación, Instituto Cajal, CSIC

Margarita Cañadas, Universidad Católica de Valencia

Rafael Raya Universidad, CEU San Pablo

Eduardo Rocon, Centro de Automática y Robótica, CSIC

Antonio del Ama, Hospital Nacional de Paraplégicos de Toledo

Julio Abascal, Universidad del País Vasco

Javier Roa, Technaid S.L.

José María Azorín, Universidad Miguel Hernández

Joaquín Chaler, UB-UdG. Bellvitge Campus.

L'Hospitalet de Llobrega

Luis Azevedo, Anditec

Edgardo Cersósimo, Hospital José Néstor Lencinas

Natalia López, Universidad Nacional de San Juan

Carolina Tabernig, Universidad Nacional de Entre Ríos

Susana Sequeiros, Agencia Nacional de Discapacidad

Alejandra Frey, Agencia Nacional de Discapacidad

Rubén Carlos Acevedo, Sociedad Argentina de Ingeniería Biomédica

Miriam Campos, Secretaría de Ciencia Técnica e Innovación Productiva

Ana Paola Libonatti, Secretaría de Ciencia Técnica e Innovación Productiva

Fernando Salvucci, Centro de Rehabilitación Física Integral, Clínica Pasteur

Anselmo Frizzera, Neto Universidad Federal de Espírito Santo

Teodiano Freire Bastos, Universidad Federal de Espírito Santo

Rodrigo Cubillos, Teletón Chile

Asterio Andrade, Centro de Rehabilitación Cruz del Sur

Patricio Barria, Centro de Rehabilitación Cruz del Sur

Pablo Aqueveque, Universidad de Concepción

Luis Eduardo Rodríguez Cheu, Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garabito

Carlos Cifuentes, Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garabito

Marcela Munera, Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garabito

Eduardo Caicedo, Universidad del Valle

Javier Castillo, Universidad Santiago de Cali

Luca Cernuzzi, Universidad Católica «Nuestra Señora de la Asunción»

Vicente González, Universidad Católica «Nuestra Señora de la Asunción»

Sofía Barranco, Teletón Paraguay

Mónica Pérez, Shirley Ryan Ability Lab

José Carmena, UC Berkeley

Michel Maharbiz, UC Berkeley

Mar Cortes, Icahn School of Medicine at Mount Sinai

Detección de cambios de dirección durante la marcha a partir de sensores inerciales de movimiento

Pablo Vicente^a, Eduardo Iáñez^{1a}, Vicente Quiles^a, Mario Ortiz^a, José M. Azorín^a
^aBrain-Machine Interface Systems Lab, Universidad Miguel Hernández de Elche,
Avda. de la Universidad s/n, Ed. Innova, 03202, Elche, España

Resumen

En este trabajo se busca detectar el instante en el que un usuario cambia de dirección mientras camina. Se ha desarrollado un algoritmo para detectar, mediante sensores inerciales de movimiento (IMUs), cambios en las señales registradas, no sólo cuando el usuario gira, sino también la dirección. Se han obtenido resultados iniciales prometedores detectando todos los giros realizados y con gran precisión tanto a la derecha (96% acierto) como a la izquierda (90%). El objetivo a largo plazo es utilizar esta información para etiquetar adecuadamente señales cerebrales del usuario mientras camina para poder detectar con anticipación cuando éste va a cambiar de dirección. De esta forma podrán generarse comandos de control para controlar un exoesqueleto durante terapias de rehabilitación.

Palabras clave: sensores inerciales de movimiento, marcha, dirección, cosenos directores

1. Introducción

Una interfaz cerebro-máquina (o BMI, por sus siglas en inglés) permite procesar las señales cerebrales con el objetivo de permitir a un usuario comunicarse con algún dispositivo externo (Rodríguez-Ugarte, M. et al., 2017; Wodlinger, B. et al., 2014). Este dispositivo puede ser un exoesqueleto que permita el soporte y apoyo a pacientes que sufran algún tipo de discapacidad motora (Farris, R. J. et al., 2014; Mao, Y., et al., 2015). La combinación entre las BMI y los exoesqueletos en terapias de rehabilitación se está viendo incrementada y por ello se investiga cómo generar comandos de control adecuados para estos exoesqueletos a través de las señales cerebrales (Gutiérrez-Martínez, J. et al., 2013).

Se ha comprobado que puede analizarse la actividad cerebral mediante la caracterización de la señal electroencefalográfica (EEG) determinando las regiones cerebrales involucradas durante la actividad (Gwin, J. T. et al., 2010; Miyai, I. et al., 2001). Estas señales EEG pueden permitir a la BMI detectar de manera no invasiva la intención del usuario de variar la dirección y con ello controlar un exoesqueleto, permitiendo así tener un equipo de soporte a la rehabilitación óptimo (del Castillo, M^a D. et al., 2011).

En este trabajo tiene como objetivo futuro el determinar, a partir de las señales cerebrales y con anticipación, cuando el usuario va a cambiar de dirección mientras camina. Para ello es necesario un paso previo donde seamos capaces de detectar mediante sensores inerciales de movimiento (IMUs) el momento exacto del cambio de dirección. A partir de dicha detección podrán etiquetarse las señales cerebrales de forma adecuada para analizar los instantes previos al cambio de dirección y poder generar el pertinente comando de control. En este trabajo se presenta el análisis preliminar de la detección de dicho cambio de dirección mediante las IMUs.

2. Material y métodos

Para este estudio se ha empleado un equipo de 7 sensores inerciales de movimiento (IMUs) de la empresa Technaid. Cada uno dispone de acelerómetros, giroscopios y magnetómetros, todos ellos triaxiales, de manera que nos permiten orientarnos en el espacio euclídeo tridimensional (3D), además de su velocidad y aceleración, con una frecuencia de muestreo de 30 Hz. A partir de estos datos se puede obtener la Matriz de Cosenos Directores (MCD), la cual utilizaremos para determinar el giro. La disposición de las 7 IMUs sobre un usuario se puede ver en la Figura 1.

Cada usuario realiza la siguiente secuencia: el usuario comienza detenido; a continuación, comienza a caminar; tras unos pasos y cuando el usuario lo decida cambia de dirección unos 45° hacia la izquierda o hacia la derecha; y finalmente tras unos pasos el usuario se detiene. Este estudio se ha centrado únicamente en detectar el cambio

¹ eianez@umh.es, número de teléfono: (+34) 965 22 2271, bmi.umh.es

de dirección mientras el usuario caminaba. Esta secuencia se ha realizado 10 veces en cada registro, y cada día se han realizado un total de 8 registros. Esto hace un total de 80 giros, con alrededor del 50% en realizados en cada dirección.

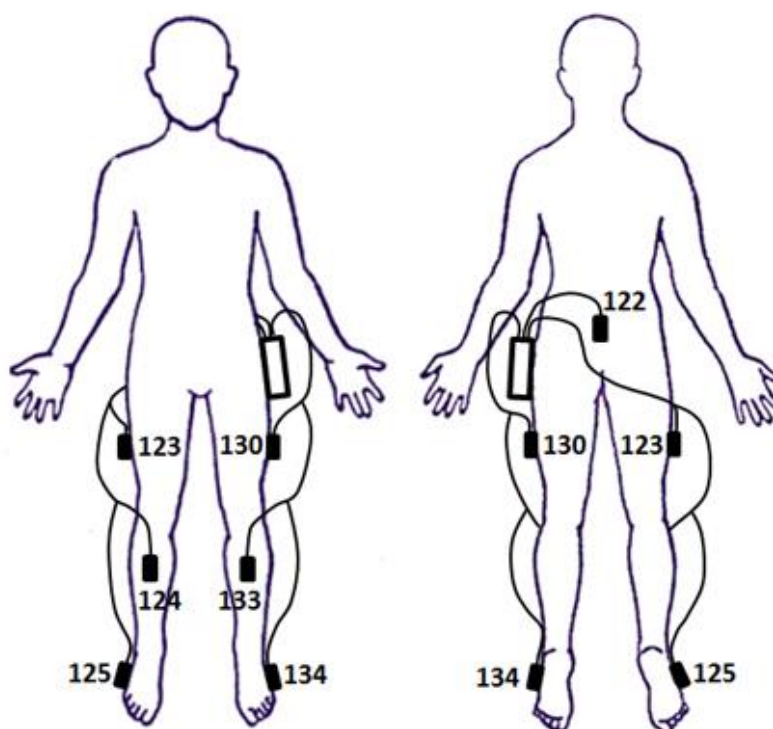


Figura 1. Se muestra la disposición de las IMUs, encontrándose una en la zona lumbar y 3 en cada pierna: una en el pie, una en la tibia y otra en el lateral del muslo.

El algoritmo diseñado se basa en utilizar la matriz de cosenos directores (MCD) de la IMU lumbar, de manera que obtenemos el ángulo respecto al vector director. Se ha considerado que al cambiar de dirección el ángulo variará bruscamente (unos 15-20 grados) tomando esta variación respecto a la posición inicial de la marcha. Para girar a la derecha el ángulo aumenta y para girar a la izquierda disminuye. Esta medida de 15-20 grados se ha tomado a partir de los datos recopilados, siendo menos que 45 grados (giro real) ya que se considera sobre un vector proporcionado por el fabricante de las IMUs. En la Figura 2 puede verse un ejemplo de las características analizadas y como se observa el cambio de las características en el momento de giro.

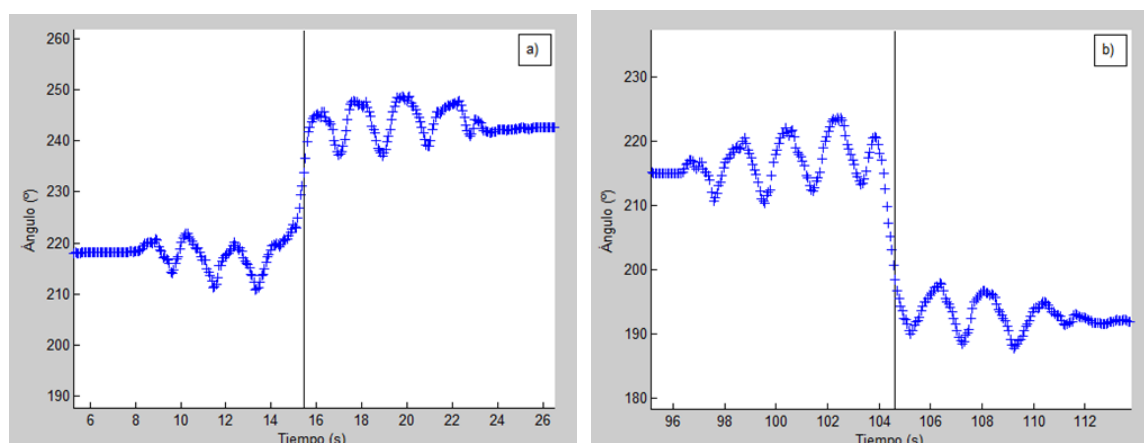


Figura 2. Se muestra en azul el ángulo obtenido de la IMU lumbar a lo largo del tiempo. La línea negra marca el momento de detección del giro. En la Figura 2a se detecta un giro a la derecha y en la Figura 2b se detecta un giro a la izquierda.

3. Resultados y conclusiones

Cuatro usuarios sanos han realizado las pruebas experimentales, todos ellos sin desórdenes neurológicos. Todos los usuarios fueron informados y firmaron el consentimiento de acuerdo a la declaración de Helsinki. Los experimentos fueron aprobados por el comité ético de la Universidad Miguel Hernández de Elche (España). Los usuarios 1 y 2 han realizado 2 sesiones mientras que los usuarios realizaron únicamente una sesión.

Los resultados pueden verse en la Tabla 1. Siendo el total de giros por sesión de 80 (y un 50% en giros a la izquierda y derecha), se muestran los porcentajes de acierto y fallo en las detecciones. Se muestran dos tipos de datos TP (true positive) y FP (false positive). TP hace referencia a los giros que han sido detectados a y FP a los giros que son detectados, pero no acierta el sentido de giro.

Como puede verse en los resultados la tasa de aciertos es muy elevada. El algoritmo es capaz de detectar todos los giros realizados, aunque puede verse un valor algo elevado en los FP de la sesión 1 del usuario 2. Por otro lado, si nos fijamos en los resultados en los que el algoritmo detecta también hacia donde ha sido el giro puede comprobarse también una gran tasa de acierto y sólo algunos casos en los que no se detecta hacia donde es el giro. Esto principalmente sucede en el usuario 2, y puede haber sido debido a un movimiento brusco previo al giro o a un mal etiquetado del ángulo inicial antes de iniciar la marcha.

4. Conclusiones y trabajos futuros

En este trabajo se ha desarrollado un algoritmo para detectar, a través de IMUs, cuando el usuario realiza un giro mientras camina y en qué dirección. El siguiente paso se centrará en mejorar el algoritmo dependiendo de la pierna dominante y poder determinar cuál es la que inicia el giro. A continuación, se evaluará el uso en tiempo real del algoritmo para poder conocer el instante de giro. Finalmente, se utilizará esta información en pruebas experimentales registrando simultáneamente las señales cerebrales del usuario y poder así etiquetar correctamente los instantes previos al cambio de dirección. De esta forma podrán analizarse las señales previas al giro y determinar, únicamente a partir de las señales EEG, hacia dónde quiere girar el usuario generando un comando para el control de un exoesqueleto durante una terapia de rehabilitación.

Tabla 1. Se muestran los resultados (%) para las sesiones realizadas por cada usuario. Tanto el porcentaje de giros detectados (TP) y de fallo (FP) para los giros totales y sin han sido hacia la izquierda o hacia la derecha.

Usuario	Sesión	Giros totales		Giros izquierda		Giros derecha	
		TP (%)	FP (%)	TP (%)	FP (%)	TP (%)	FP (%)
1	1	100,0	0,0	100,0	0,0	100,0	0,0
1	2	100,0	0,0	100,0	0,0	100,0	0,0
2	1	100,0	11,3	85,4	12,2	92,3	10,3
2	2	100,0	2,5	95,2	0,0	100,0	5,3
3	1	100,0	1,3	97,6	0,0	100,0	2,6
4	1	100,0	0,0	100,0	0,0	100,0	0,0
Media±DE		100,0±0,0	2,5±4,4	96,4±5,7	2,0±5,0	98,7±3,1	3,0±4,1

5. Agradecimientos

Esta investigación ha sido realizada en el marco del proyecto Walk - Control de exoesqueletos de miembro inferior mediante interfaces cerebro-máquina para asistir a personas con problemas de marcha (RTI2018-096677-B-I00), financiado por el Ministerio de Ciencia, Innovación y Universidades (MCIU), la Agencia Estatal de Investigación (AEI) y la Unión Europea a través del Fondo Europeo de Desarrollo Regional (FEDER).

6. Referencias

- del Castillo, M^a D., Serrano, J. I., Ibáñez, J., Barrios, I. J., (2011). Metodología para la creación de una interfaz cerebro-computador aplicada a la identificación de intención de movimiento, *Revista iberoamericana de automática e informática industrial (RIAI)*, ISSN-e 1697-7912, Vol. 8, N° 2, 2011, págs. 93-102.
- Farris, R. J., Quintero, H. A., Murray, S. A., Ha, K. H., Hartigan, C., & Goldfarb, M. (2014). A preliminary assessment of legged mobility provided by a lower limb exoskeleton for persons with paraplegia. *IEEE Transactions on neural systems & rehabilitation engineering*, 22(3), 482-490.
- Gutiérrez-Martínez, J., Cantillo-Negrete, J., Cariño, R. I., Elías, D., (2013). Sistemas de interfaz cerebro-computadora: una herramienta para apoyar la rehabilitación de pacientes con discapacidad motora, *Investigación en Discapacidad* 2013; 2 (2), pp. 62-69.
- Gwin, J. T., Gramann, K., Makeig, S., Ferris, D. P. (2010). Removal of movement artefact from high-density EEG recorded during walking & running. *J. Neurophysiol.* 103. 3526-3534.
- Mao, Y., Jin, X., Dutta, G. G., Scholz, J. P., & Agrawal, S. K. (2015). Human movement training with a cable driven ARm EXoskeleton (CAREX). *IEEE Transactions on Neural Systems & Rehabilitation Engineering*, 23(1), 84-92.
- Miyai, I., Tanabe, H. C., Sase, L., Eda, H., Oda, I., Konishi, I., et al. (2001). Cortical mapping of gait in humans: a near-infrared spectroscopic topography study. *Neuroimage* 14, 1186-1192.
- Rodríguez-Ugarte, M., Iáñez, E., Ortíz, M., & Azorín, J. M. (2017). Personalized offline & pseudo-online BCI models to detect pedaling intent. *Frontiers in neuroinformatics*, 11, 45.
- Wodlinger, B., Downey, J. E., Tyler-Kabara, E. C., Schwartz, A. B. Boninger, M. L., & Collinger, J. L. (2014). Ten-dimensional anthropomorphic arm control in a human brain-machine interface: difficulties, solutions, and limitations. *Journal of neural engineering*, 12(1), 016011.