



VII CONGRESO NACIONAL DE TECNOLOGÍA APLICADA A CIENCIAS DE LA SALUD

16-18 junio 2016
Unidad de Seminarios, BUAP

"GENERACION DE NUEVAS TECNICAS DE DIAGNÓSTICO Y TRATAMIENTO"



INTERFÁZ CEREBRO-MÁQUINA APLICADA EN REHABILITACIÓN NEUROMOTORA

Sánchez Velarde Emmanuel Salvador^a, Rico Ascensión Itzamna Omar^a, Sotelo-de Ávila Alejandro Artemio^a, Sánchez González Rodrigo^a, Ramírez Sotelo María Guadalupe^b, Cabrera Llanos Agustín Ignacio^a.

^aDepartamento de Biorprocesos, Unidad Profesional Interdisciplinaria de Biotecnología del Instituto Politécnico Nacional, CDMX, esanchezv1991@outlook.com, aicllbuda@yahoo.com, omarrico1990@gmail.com

^bDepartamento de Bioingeniería, Unidad Profesional Interdisciplinaria de Biotecnología del Instituto Politécnico Nacional, CDMX, gramirez55120@gmail.com

RESUMEN:

En este trabajo se presenta una interfaz cerebro-máquina, la cual, utiliza un instrumento capaz de obtener señales electroencefalográficas de forma inalámbrica en tiempo real, mediante la plataforma LabVIEW y una tarjeta de adquisición MyRIO-1900, la señal obtenida es evaluada de forma continua mediante un control difuso diseñado en la plataforma mencionada, cuyos parámetros de entrada o Funciones de membresía son dos componentes el Espectro Frecuencial y la Energía asociada a la señal de un potencial evocado auditivo conocido como Onda P300, la cual es relacionada al aprendizaje y expectativa de un sujeto a una estimulación. A la salida del control difuso se obtiene un grado de inferencia para que el sistema pueda identificar Ondas P300 mediante una estimulación continua del sujeto. Al identificar una Onda P300, se activa un motor acoplado a una órtesis asistencial de miembro inferior, la señal de activación del motor es el muestreo de una señal Electromiográfica adquirida del músculo Recto Anterior y el Músculo Femoral del sujeto, asignando a cada valor un valor de una Modulación por Ancho de Pulso (PWM), por lo que la velocidad del motor es regulada por un control Proporcional Integrativo, obteniendo un movimiento natural, fino y simulando de manera correcta el movimiento de un miembro inferior adecuado al sujeto de estudio.

1. INTRODUCCIÓN

De acuerdo a la Encuesta Nacional de Ingresos y Gastos de los Hogares (ENIGH) y el Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI), en el año 2012 6.6% de la población mexicana tiene alguna discapacidad, en 19 de cada 100 hogares vive una persona con alguna dificultad como ver, escuchar, caminar, hablar o comunicarse correctamente. Las entidades federativas más pobladas (Estado de México, Distrito Federal, Jalisco y Nuevo León), presentan la mayor cantidad de población con discapacidad. También destacan que los problemas para caminar son el tipo de discapacidad de mayor presencia con respecto a los problemas ya mencionados (ver, oír, hablar o comunicarse).

Las enfermedades del músculo y de la unión neuromuscular tienen ciertas expresiones clínicas como son la debilidad, atrofia, disminución de los reflejos osteotendinosos. No existe tratamiento curativo para ninguna de las distrofias musculares, a pesar de ello, existen fisioterapias, correcciones quirúrgicas asociado al uso recomendado de aparatos ortopédicos o sillas especiales para mejorar su calidad de vida, sin embargo, es necesaria la asistencia de la familia para el desarrollo de ciertas tareas. La tecnología BCI ofrece una serie de posibilidades y aplicaciones



VII CONGRESO NACIONAL DE TECNOLOGÍA APLICADA A CIENCIAS DE LA SALUD

16-18 junio 2016
Unidad de Seminarios, BUAP

"GENERACION DE NUEVAS TECNICAS DE DIAGNÓSTICO Y TRATAMIENTO"



para una correcta rehabilitación orientada a la recuperación y asistencia de capacidades motoras, logrando en algunos casos que el usuario sea independiente para la realización de sus tareas.

El uso de Interfaces Cerebro-Máquina permiten al usuario interactuar con el exterior por su propio pensamiento, permitiendo traducir las intenciones en interacción real con un mundo físico o virtual, su funcionamiento básico consiste en medir la actividad cerebral y procesarla para obtener las características de interés, y una vez obtenidas interaccionar con el entorno [1].

El funcionamiento básico de una Interfaz Cerebro- Máquina consiste en medir la actividad cerebral y procesarla para obtener las características de interés [3].

Para la construcción de una Interfaz Cerebro- Máquina se necesita contar con los siguientes elementos:

1. **Electrodo:** Este dispositivo es el encargado de captar la actividad cerebral.
2. **Motor de procesamiento de señal:** Recibe la señal de la actividad cerebral dada por los electrodos y aplica una etapa de amplificación, filtrado, digitalización y control dependiendo la aplicación.
3. **Aplicación:** Modulo de interacción con el entorno y da la aplicación final de la BCI, que puede ser, por ejemplo, mover una silla de ruedas o escribir en un ordenador [4].

La señal más usada en la actualidad para el desarrollo de Interfaces Cerebro-Computadora es la onda P300, la cual, es asociada con el aprendizaje por medio de un estímulo visual, auditivo y somato-sensorial, este tipo de onda no tiene un sitio preciso de generación conocido, aunque la región medial temporal ha sido postulada. Para producirla el sujeto debe de estar alerta y atento, esta onda se encuentra localizada en un ancho de banda de 100Hz y 3000Hz [9]. Al incrementar la edad, incrementa su latencia. En la onda P300 existe una componente llamada Variación de Contingente Negativa (CNV), la cual es un potencial evocado contenido en la percepción del paciente ante un estímulo, la CNV depende de la respuesta al estímulo, si la persona de estudio no comprende la acción a aprender la CNV no aparece [7].

3. PARTE EXPERIMENTAL

La interfaz fue dividida en 2 etapas:

- **Primera etapa: Adquisición, procesamiento e identificación de ondas P300.**

En esta etapa se realizó la adquisición y procesamiento de las señales electroencefalográficas obtenidas para la identificación de ondas P300 mediante un control difuso.

Para la obtención de las señales electroencefalográficas, se diseñaron y construyeron dos canales de electroencefalografía (Figura 1 y Figura 2), tomando en cuenta las siguientes etapas:

- *Preamplificación con ganancia de 100.*
- *Filtro pasabanda de 1Hz a 3Hz.*
- *Amplificación con ganancia de 10.*
- *Filtro Rechaza Banda tipo Notch de 60 Hz con una ganancia de 100.*



Figura 1. Canales de EEG contruidos.



Figura 2. Parte interna de uno de los canales de EEG contruidos.

Al tener los dos canales de Electroencefalografía, se colocaron 6 electrodos a un sujeto de estudio siguiendo el estándar internacional 10-20 (Fz, como electrodo de tierra, Cz y Pz, como electrodos activos referenciados a A1 y A2 respectivamente) (Figura 3).



Figura 3. Sujeto de estudio durante el estudio.

El sujeto tuvo un periodo de entrenamiento de dos etapas, la primera etapa consistía en que prestara atención a dos estímulos auditivos, uno grave que aparecía con mayor frecuencia durante el estudio (llamado estímulo común) y uno agudo que aparecía con menor frecuencia (llamado



estímulo raro). El sujeto de estudio debía prestar atención a los estímulos agudos. Para el desarrollo de este estudio se empleó un VI en LabVIEW como se muestra en la Figura 4.



Figura 4. VI de estimulación auditiva primera etapa.

En la segunda etapa del estudio se empleó un VI de estimulación auditiva que contenía tres sonidos graves y uno agudo (Figura 5), y con ayuda de otro VI utilizando la Tarjeta MyRIO-1900 con comunicación Wireless se identificó la onda P300.



Figura 5. VI de estimulación auditiva segunda etapa.

El VI empleado con la tarjeta MyRIO-1900, consistió en tres etapas, en la primera se realiza un VI para la transmisión de la señal electroencefalográfica vía Wireless de los canales analógicos A0 y A1 de la tarjeta MyRIO-1900. Este VI es mostrado en la Figura 6.

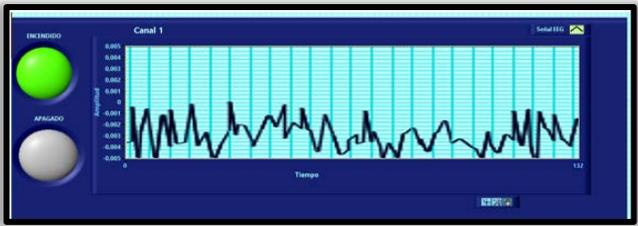


Figura 6. VI empleado para la transmisión de la señal electroencefalográfica.



En la segunda etapa se realiza un VI para el procesamiento de la señal transmitida, aplicándose un filtro extra de 3.3 Hz, obteniendo a su salida la Transformada Rápida de Fourier y la Energía Asociada de la señal en tiempo real, mediante el uso del Toolkit Express de LabVIEW. (Figura 7)

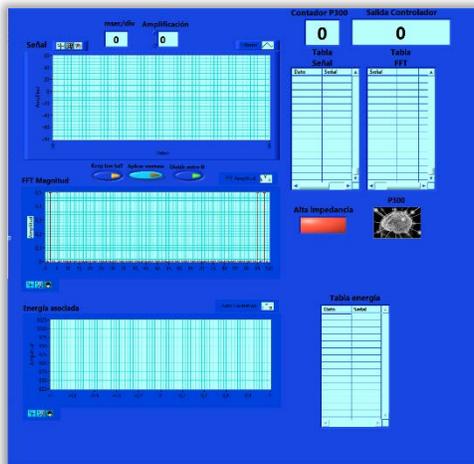


Figura 7. VI Empleado para la identificación de ondas P300.

En la tercera etapa, se adquieren los valores en tablas de la señal, la Transformada Rápida de Fourier y la Energía Asociada de la Señal, para, posteriormente ser evaluados por un control difuso para la identificación de la Onda P300. (Figura 8)

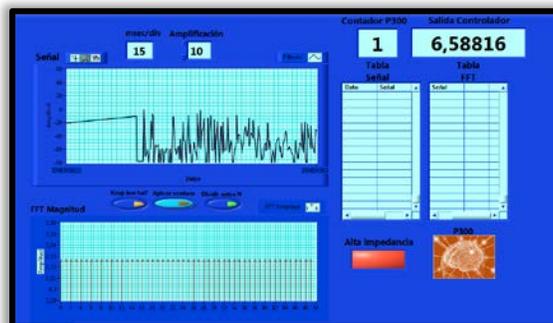


Figura 8. VI Empleado para la identificación de ondas P300 en funcionamiento.

- **Segunda etapa: Obtención y acondicionamiento de señales de electromiografía para su uso.**

Al tener identificada la onda P300, se realizó la adquisición de una señal electromiográfica, captando la envolvente de los músculos Recto Anterior y Femoral, para simular la contracción y relajación de un miembro inferior en un motor. (Figura 9 y 10).



Figura 12. Motor acoplado a una órtesis asistencial de miembro inferior.

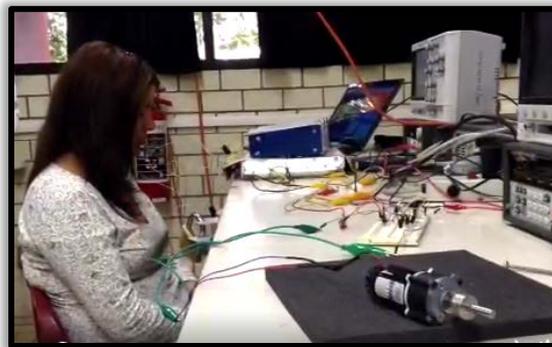


Figura 13. Sujeto de estudio realizando la activación del motor.

4. CONCLUSIONES

Se diseñó y construyó un dispositivo capaz de captar señales electroencefalográficas, permitiendo la identificación de la onda P300, por medio de un controlador difuso en tiempo real con una comunicación Wireless.

Se diseñó un control PI, que, mediante el empleo de una señal de EMG, permitió controlar la velocidad de un motor acoplado a una órtesis de miembro inferior.

Se diseñó y construyó una órtesis asistencial de miembro inferior acoplada a un motor, capaz de moverse al identificar una onda P300.

Se puede activar el motor sin necesidad de estímulos auditivos siempre y cuando se realice un entrenamiento previo al sujeto de estudio.



VII

CONGRESO NACIONAL DE TECNOLOGÍA APLICADA A CIENCIAS DE LA SALUD

"GENERACION DE NUEVAS TECNICAS DE DIAGNÓSTICO Y TRATAMIENTO"

16-18
junio 2016

Unidad de Seminarios, BUAP



BIBLIOGRAFÍA

1. Mininguez, Javier. (2010). Tecnología de Interfaz Cerebro-Computador. Junio 2014, de Departamento de Informatica e Ingeniería en Sistema. Sitio web: <http://webdiis.unizar.es/~jminguez/Sesion001 UJI.pdf2255>
2. Corrales Villanueva, Aaron Abelardo. (Octubre 2009). Diseño e implementación de una interfaz cerebro máquina no invasiva basada en microcontroladores para una silla de ruedas controlada por el cerebro. Ciudad Juárez, Chihuahua: Universidad Autónoma de Ciudad Juárez.
3. Fernandez Fraga, Santiago Miguel. Rangel Mondragon, Jaime. (Abril 2014). Estado del arte de las Interfaces Cerebrales. VIII Congreso Internacional de Ingeniería a Mecánica y Mecatrónica, Vol. VIII
4. Córdova Villar, Shirley. Pérez Oviedo, William A. Román González, Avid. (Octubre 2013). Implementación de métodos de procesamiento de señales de EEG para aplicaciones de comunicación y control <. Revista ECIPeru, Vol. 10, 33 p.p.
5. Instituto Tecnológico de Informática. (Marzo 2004). Interfaz Cerebro-Computadora. Revista del Instituto Politécnico de Informática, Vol. 3, 19 p.p.
6. Universidad de Alcalá. Depto. de electrónica. (2009). Electroencefalografía en Instrumentación Biomédica (26 p.p.). Argentina.
7. E., Misulis, Karl. Fakhoury, Tou c. (2001). Spehlmann's evoked potential. Estados Unidos: Butterworth Heinemann.
8. Tec. Lopez García, Emilio. (2008). Neurología Clínica. Estado de México, México: UNAM.
9. Rodríguez Rey, Roberto.. (Junio 2002). Fundamentos de neurología y neurocirugía. San Miguel de Tucuman-Tucuman-Argentina: Magna publicaciones.
10. Godse, A.P., Mulani, A.O.. (2009). Emedded Systems. Department of Electronics Engg., Vishwakana Institute of Technology Pune, India: Technical Publications Pune.
11. K.V., Shibu. (2009). Introduction to Embedded Systems. Trivadrum Unit, Kerala, India: Tata McGraw Hill Education Private Limited.
12. National Instruments. (2013). User Guide and Specifications NI myRIO-1900. Estados Unidos: National Instruments Trademarks.
13. Sandí Fonseca, Ignacio Alejandro. (2014). Diseño de prototipo del myRIO demobox para la demostración de las cualidades y características del dispositivo desarrollado por National Instruments. Catargo, Costa Rica: Instituto Tecnológico de Costa Rica.
14. Cortés Ortiz, Gustavo. Mendinueta Gamez, Víctor. Tamayo Cabrera, Henry Jesús. (2015). Tablero Didáctico para la enseñanza de la domótica en el programa de Ingeniería Electrónica de la Universidad de la Costa, utilizando el entorno de programación de



VII CONGRESO NACIONAL DE TECNOLOGÍA APLICADA A CIENCIAS DE LA SALUD

16-18 junio 2016
Unidad de Seminarios, BUAP

"GENERACION DE NUEVAS TECNICAS DE DIAGNÓSTICO Y TRATAMIENTO"



LabVIEW. Barranquilla, Colombia: Facultad de Ingenierías, Programa de Ingeniería Electrónica Barranquilla.

15. Drake Moyano, José María. (2005). Tema V: Amplificadores de potencia. Instrumentación electrónica de comunicaciones, 19 p.p.
16. Franklin, Gene F., Powell, J. David. Workman, Michael L.. (Junio 1990). Digital Control of Dynamic Systems. Estados Unidos: Addison-Wesley Publishing Company.
17. Mazzone, Virginia. (Marzo 2002). Controladores PID. Argentina: Universidad Nacional de Quilmes.
18. D. Welch, Petter. (.). The use of Fast Fourier Transform for the estimation of power spectra: A method based on time averaging over short, modified periodograms. 2016. Sitio web: http://bobweigel.net/csi763/images/Welch_1967_Modified_Periodogram_Method.pdf
19. Nussbaumer, H. J.. (1982). Fast Fourier Transform and Convolution Algorithms. Lausanne, Suecia: Springer.
20. Reddy, V. U.. (1998). On Fast Fourier Transform: A popular tool for Spectrum Analysis. En Resonance, Volume 3, Issue 10(10 pp 79-88). Bangalore, India: Springer.
21. Cambridge University. (1986-1992). Numerical recipes in fortran 77: The art of scientific computing . Inglaterra: Cambridge University Press.
22. Ramos-Argüelles, F. Morales, G. et al.. 2009. Técnicas básicas de electroencefalografía: principios y aplicaciones clínicas. En SciELO (32, .) Pamplona, España: SciELO.
23. Álvarez Fiallo, C. Roger, Santos Anzorandia, C. Carlos, et. al.. (2006). Desarrollo histórico y fundamentos teóricos de la electromiografía como medio diagnóstico. 2016, de Instituto Superior de Medicina Militar "Dr. Luis Díaz Soto" Sitio web: http://www.bvs.sld.cu/revistas/mil/vol35_4_06/mil08406.htm
24. O'Dwyer, Aidan. (2006). Handbook of PI and PID controller tuning rules. Londres: Imperial College Press.
25. Tejeda Muñoz, Guillermo. (2000). Tutorial de Lógica Fuzzy. 2016, de Facultad de Ingeniería Electrónica de la Universidad Nacional Mayor de San Marcos de Lima-Perú.