

Control Proporcional Multiresolución para un Robot de 2GDL a través de un Sistema BCI[◇]

Jesús García-Blancas ^{a,1*}, Omar Arturo Domínguez-Ramírez ^b, Luis Enrique Ramos-Velasco ^c

^a Instituto Tecnológico Superior del Oriente del Estado de Hidalgo, Ingeniería Mecatrónica

^b Universidad Autónoma del Estado de Hidalgo, Centro de Investigación en Tecnologías de Información y Sistemas

^c Universidad Politécnica Metropolitana de Hidalgo.

Resumen

Las complicaciones que presentan muchas personas con algún tipo de discapacidad motriz a la hora de hacer sus tareas cotidianas, ha despertado el interés de investigar los comandos cerebrales y entender las señales cerebrales generadas por una tarea definida, el objetivo es transformar estos comandos cerebrales en comandos de entrada a sistemas robóticos que ayuden a mejorar la calidad de vida de las personas de forma automática. Actualmente existe una gran cantidad de investigaciones que abordan el tema de los sistemas BCI, estos siguen presentando limitaciones a la hora de la implementación en tiempo real por la caracterización de las señales EEG y por el alto consumo computacional. El objetivo principal de este trabajo es mostrar la herramienta de multiresolución wavelet para el procesamiento de las señales cerebrales y, por otro lado, la implementación de un Control Multiresolución Proporcional que facilita cerrar el lazo del sistema BCI en tiempo real, y así mejorar los resultados actuales.

Palabras Clave: Control de posición, Sistemas de control médico, Control de robots, Frecuencia, Interfaces Cerebro-Computador (BCIs).

1. Introducción

Una Interfaz Cerebro computador (BCI) usa señales del cerebro que proporcionan un método directo de comunicación entre una computadora y otros dispositivos, una BCI puede ayudar a reestablecer la comunicación con personas que sufrieron un trastorno de movimiento (Thompson, 2017). Una BCI proporciona herramientas de control hacia un entorno externo como una alternativa a las vías tradicionales como son músculos y nervios y son basados en la monitorización directa de la actividad cerebral (M. Spezialetti, 2018).

El control de robots es un tema importante para los sistemas BCI como encontramos en (Nurseitov, 2017) el control de un robot móvil mediante señales EEG pre-procesadas e identificando características ERP significantes, donde la salida está definida en movimiento de cuatro direcciones diferentes, la realimentación visual determina el éxito o el fracaso de la acción deseada basada en una señal cerebral.

Muchos de los individuos que padecen alguna discapacidad motriz dependen de un ayudante lo cual los hace sentir incómodos el uso de HCI o HRI para controlar el robot que puede sustituir a los ayudantes de recuperación, aunque las personas con discapacidad tienen problemas para mover su cuerpo, las señales Electroencefalográficas (EEG) pueden ser captadas fácilmente con la ayuda de equipos a bajo costo EMOTIV EPOC es uno de estos dispositivos que nos ayudan al control de robots (Jang, Lee, & Lee, 2014).

En este trabajo se describe el procedimiento del control de robots mediante el lazo cerrado de un sistema BCI, la estructura del trabajo se desarrolla básicamente en tres secciones principales, en la primera sección se describe un panorama general de los trabajos existentes dentro de la literatura del control de robots, procesamiento de señales EEG y sistemas BCI, en segundo lugar se muestra la metodología para el control de robots en tiempo real mediante sistemas BCI, la metodología está centrada en tres aspectos esenciales como lo son, adquisición de las señales cerebrales, procesamiento de las señales y la implementación y resultados del sistema BCI dentro del lazo de Control Proporcional Multiresolución, y finalmente se muestra una breve conclusión de los resultados obtenidos de esta investigación.

2. Metodología y materiales

La metodología que se utiliza es básicamente análisis multiresolución de señales EEG para el control de robots.

2.1. Adquisición de señales EEG

La adquisición de señales EEG se obtienen de sujetos sanos con el dispositivo Emotiv EPOC (Krzysztof Kotowska,

[◇] Nota al pie para el título.

* Autor en correspondencia.

Correos electrónicos: jgarcia@itesa.edu.mx (Jesús García-Blancas)
omar@uaeh.edu.mx (Omar Arturo Domínguez-Ramírez),

2018), los sujetos fueron sentados en sus posiciones naturales en una silla normal con los brazos colocados sobre las piernas como se muestra en la Figura 1, hubo tres tareas elementales para la adquisición de las señales.

- a) Imaginación de fuerza en la mano derecha.
- b) Imaginación de fuerza en la mano izquierda.
- c) Imaginación de fuerza en ambas manos (Eltaf Abdalsalam Mohamed, 2014).



Figura 1. Adquisición de señales EEG con el casco Emotiv Epoc sobre el cuero cabelludo.

Para la confiabilidad de los resultados es fundamental por lo que la calibración del Emotiv Epoc es un proceso esencial para la adquisición de las señales EEG como se muestra en la Figura 2 (Krzysztof Kotowska, 2018), las tareas programadas para la adquisición de señales EEG generan mayor actividad cerebral en la zona frontal que corresponde a los sensores F3 y F4 (Chambers, 2007), para comprobar los resultados se utiliza la herramienta de diagrama de Caja y Bigotes con la cual encontramos características importantes, tales como la dispersión y la simetría como se muestra en la Figura 3.

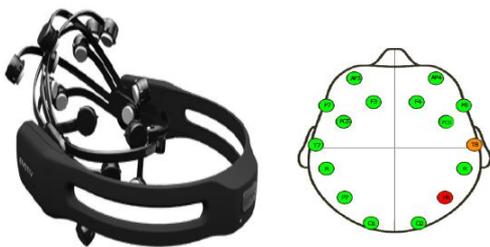


Figura 2. Colocación y calibración de los electrodos para la adquisición de señales EEG.

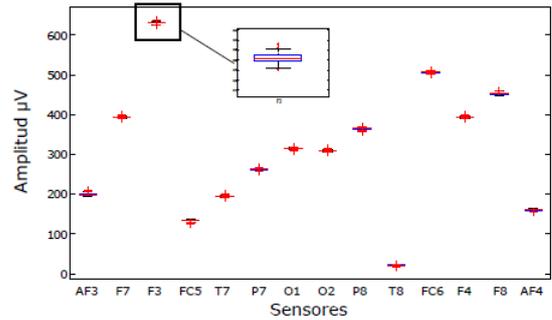


Figura 3. Diagrama de Caja y Bigotes de los 14 electrodos del casco Emotiv Epoc.

2.2. Procesamiento de las señales EEG

Un sistema BCI requiere del conocimiento de las señales EEG para determinar un comando de referencia para el control automático de un sistema robótico, el algoritmo implementado para el procesamiento de las señales EEG es análisis multiresolución (José Alberto Cruz Tolentino, 2012).

Las señales EEG se pasan por un pre-procesamiento en algoritmos basados en filtros digitales para eliminar frecuencias mayores a 62.3 (Friesen, 1990).

$$Y[0] = f[n] - f[n - 4] \tag{1}$$

Donde

$$4 \leq n \leq N$$

El proceso del análisis de descomposición consiste en tomar una señal $f[n]$ y descomponerla hasta un nivel de descomposición M . Pasando la señal $f[n]$ a través de un par de filtros conjugados $\bar{h}[k]$ y $\bar{g}[k]$, generando $c_{1,k}$ y $d_{1,k}$, para posteriormente tomar la señal $c_{1,k}$ y pasarla a través de un par de filtros conjugados de las mismas características que los anteriormente mencionados, generando las señales $c_{2,k}$ y $d_{2,k}$ y así hasta obtener las señales $c_{M,k}$ y $d_{M,k}$ en el nivel de descomposición M .

El diagrama mostrado en la Figura 4, es una convolución seguida de una decimación a dos, cuya representación matemática puede ser expresada como:

$$c_i[n] = \{c_{i-1,k}[n] * \bar{h}[k]\}_{\downarrow 2} \tag{2}$$

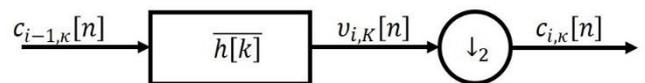


Figura 4. Diagrama de convolución seguida de una decimación a dos, con filtro conjugado $\bar{h}[k]$.

Donde c_i es la señal de salida después de ser descompuesta, $c_{i-\kappa}$ es la señal de entrada a ser descompuesta, $\bar{h}[k]$ es el filtro conjugado de longitud κ . Si $v_i[n]$ es la salida de la convolución entre $v_{i-1}[n]$ y $\bar{h}[k]$ representado como:

$$v_{i,\kappa}[n] = \sum_{k=0}^{\kappa-1} \bar{h}[k] c_{i-1,\kappa}[n-k] \quad (3)$$

Entonces la decimación a dos de $v_{i,\kappa}[n]$ es:

$$c_i[n] = v[2n] \sum_{k=0}^{\kappa-1} \bar{h}[k] c_{i-1,\kappa}[2n-k] \quad (4)$$

De la misma forma para calcular $d_{i,k}$ se calcula como:

$$d_i[n] = v[2n] \sum_{k=0}^{\kappa-1} g[k] c_{i-1,\kappa}[2n-k] \quad (5)$$

Donde

$$v_{i,\kappa}[n] = \sum_{k=0}^{\kappa-1} g h[k] c_{i-1,\kappa}[n-k] \quad (6)$$

En la Figura 5 se muestra el diagrama del proceso

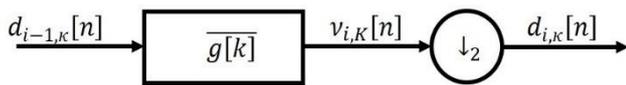


Figura 5. Diagrama de convolución seguida de una decimación a dos, con filtro conjugado $\bar{g}[k]$

Para el caso de $i=1$ considera a $c_{0,\kappa}$ como $f[n]$.

Una propiedad importante de la DWT es la relación entre las respuestas impulso de los filtros pasa altas y pasa bajas. Estos filtros no son independientes entre sí y están relacionados a través de la siguiente ecuación:

$$g[k-1-n] = (-1)^n \cdot h[k] \quad (7)$$

Donde $g[k]$ es un filtro pasa altas, $h[k]$ es un filtro pasa bajas y κ es la longitud del filtro expresada en número de puntos. Los filtros y la operación del submuestreo se expresa como:

$$d_i[n] = \sum_{k=0}^{\kappa-1} f[n] \cdot g[-n+2k] \quad (8a)$$

$$c_i[n] = \sum_{k=0}^{\kappa-1} f[n] \cdot h[-n+2k] \quad (8b)$$

Estas ecuaciones representan el proceso de filtrado de la señal $f[n]$ mediante los filtros digitales $\bar{h}[k]$ y $\bar{g}[k]$, el factor $2k$ representa el submuestreo.

La DWT puede ser presentada por un vector como:

$$DWT \rightarrow (d_{i-1}, d_{i-2}, \dots, d_1, d_0, c_0) \quad (9)$$

Donde $d_{i-1}, d_{i-2}, \dots, d_1, d_0, c_0$ se denominan coeficientes de detalle y aproximación respectivamente (José Alberto Cruz Tolentino, 2012) (CHAN, 2011).

En la figura 6 se muestra la banda Beta extraída de la DWT en el cual se calcula un umbral, el rango del umbral es entre

$[0.5, 1.18]$, estos valores fueron seleccionados de forma experimental con diferentes usuarios.

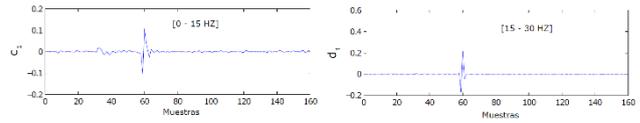


Figura 6. Coeficientes wavelet correspondientes a la banda Beta del segundo nivel de descomposición de la señal del sensor F3.

Para el análisis multiresolución para señal EEG el nivel de descomposición es $N=3$. Los coeficientes del filtro Daubechies están dados en (CHAN, 2011).

2.3. Implementación del sistema BCI

Para la implementación del sistema BCI se considera el modelo de un robot de dos grados de libertad, el esquema mostrado en la figura 7 corresponde a un controlador multiresolución, propuesto para el control del sistema (José Alberto Cruz Tolentino, 2012).

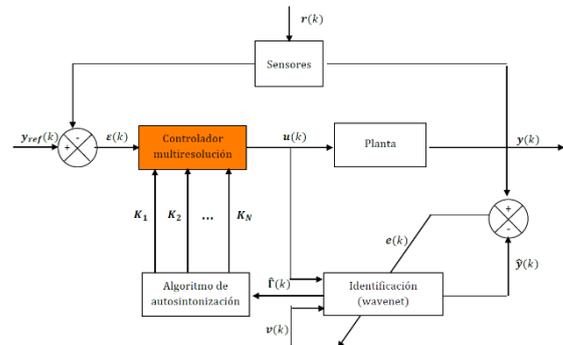


Figura 7. Esquema de control multiresolución.

En la Tabla 1 se muestran las distintas variables que intervienen en cada etapa del controlador.

Tabla 1. Variables que intervienen en las etapas de control.

$y_{ref}(k)$	Referencia deseada
$\varepsilon(k)$	Error de seguimiento
$u(k)$	Señal de control
$r(k)$	Señal de ruido
$y(k)$	Salida de la planta
$\hat{y}(k)$	Salida estimada
$e(k)$	Error de estimación
$v(k)$	Señal de persistencia

La ecuación que representa la dinámica para el caso general de un robot es,

$$H(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + G(q) = \tau \quad (10)$$

Donde \dot{q} es un vector de $n \times 1$ de las velocidades articulares, \ddot{q} es un vector de $n \times 1$ de las aceleraciones articulares y τ es un vector de $n \times 1$ de los pares aplicados, $G(q)$ es un vector de $n \times 1$ denominado vector gravitacional, $H(q)$ es la matriz de inercias de $n \times n$ que debe ser simétrica definida positiva y $C(q, \dot{q})$ es la matriz centrífuga o de coriolis también de $n \times n$.

Donde

$$\begin{aligned} \dot{q} &= \begin{bmatrix} \dot{q}_1 \\ \dot{q}_2 \end{bmatrix} \\ q &= \begin{bmatrix} q_1 \\ q_2 \end{bmatrix} \\ H(q) &= \begin{bmatrix} h_{11} & h_{12} \\ h_{21} & h_{22} \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (11)$$

$$h_{11} = \frac{l_1 m_1 + l_2 m_2}{12} + \frac{l_1^2 m_1 + l_2^2 m_2}{4} + l_1^2 m_2 + l_1 l_2 m_2 \cos(q_2)$$

$$h_{12} = \frac{l_2 m_2 (3l_2 + 6l_1 \cos(q_2) + 1)}{12}$$

$$h_{21} = \frac{l_2 m_2 (3l_2 + 6l_1 \cos(q_2) + 1)}{12}$$

$$h_{22} = \frac{l_2 m_2 (3l_2 + 1)}{12}$$

$$C(q, \dot{q}) = \begin{bmatrix} c_{11} & c_{12} \\ c_{21} & c_{22} \end{bmatrix} \quad (12)$$

$$c_{11} = \frac{-l_1 l_2 m_2 \dot{q}_2 \sin(q_2)}{2}$$

$$c_{22} = \frac{-l_1 l_2 m_2 \dot{q}_2 \sin(q_2) - l_1 l_2 m_2 \dot{q}_1 \sin(q_2)}{2}$$

$$c_{21} = \frac{l_1 l_2 m_2 \dot{q}_1 \sin(q_2)}{2}$$

$$c_{22} = 0$$

$$G(q) = \begin{bmatrix} g_{11} \\ g_{21} \end{bmatrix} \quad (13)$$

$$g_{11} = \frac{9.81(l_1 m_1 \cos(q_1) + 2l_1 m_2 \cos(q_1) + l_2 m_2 \cos(q_1 + q_2))}{200}$$

$$g_{21} = \frac{9.81 l_2 m_2 \cos(q_1 + q_2)}{200}$$

Donde,

$$l_1 = l_2 = 0.15m$$

$$m_1 = 1.5Kg$$

$$m_2 = 0.7Kg$$

Utilizando el mismo procedimiento para la extracción de características de las señales EEG y encontrando que la mayor cantidad de información de la ejecución de fuerza de las manos se encuentra en la banda Beta (β), la señal de referencia se define como:

$$y_{ref(j)} = \Omega \cdot U \quad (14)$$

Donde

$$U \in [0.5, 1.18]$$

Donde para el eslabón 1, $\Omega = 5000$, para el eslabón 2 $\Omega = 4000$ y j indica el número de entradas del sistema para este caso particular $j = 2$, quedando la señal de referencia como,

$$Y_{ref}(t) = \begin{bmatrix} l_1 \cdot \sin(y_{ref(1)} \cdot t) \\ (l_1 + l_2) \cdot \sin(y_{ref(2)} \cdot t) \end{bmatrix} \quad (15)$$

Con la definición de la señal de referencia $Y_{ref}(t)$ se cierra el sistema BCI.

3. Resultados y Discusiones

La adquisición y procesamiento de las señales EEG permitió cerrar el sistema BCI con el Control Proporcional Multiresolución obteniendo los siguientes resultados, en la Figura 8 se muestra la señal de referencia $Y_{ref}(t)$ definida por la ecuación 15, donde $y_{ref(j)}$ se obtiene de la ecuación 14.

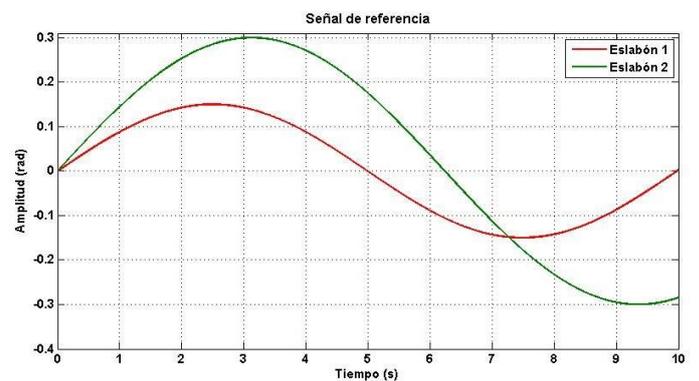


Figura 8. Señal de referencia para el robot de dos grados de libertad.

En la Figura 9 podemos observar la señal de seguimiento del robot de 2GDL.

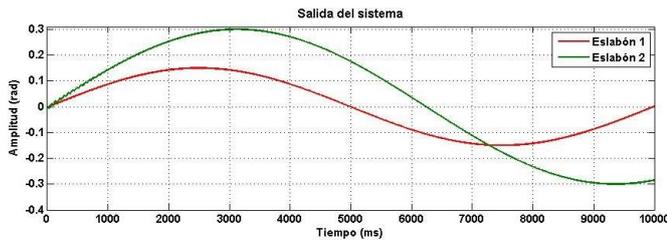


Figura 9. Respuesta del sistema con la señal de referencia.

Finalmente, en la Figura 10 se muestra la trayectoria seguida por el robot. Es de gran importancia mencionar que los resultados obtenidos son con la simulación del robot.

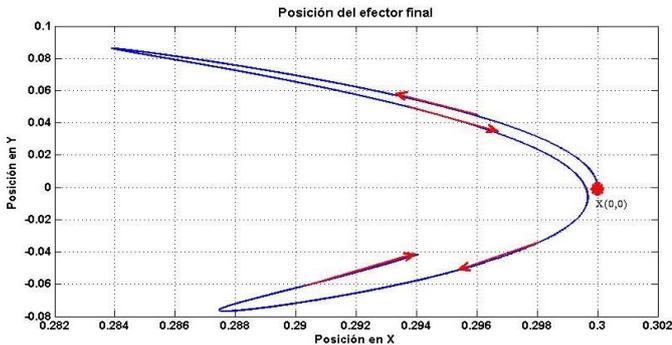


Figura 10. Posición del efector final del robot de dos grados de libertad.

La adquisición y procesamiento de las señales EEG para la definición de la señal de referencia se realizó en tiempo real para después mandar esa señal a la simulación del robot y así cerrar el sistema BCI.

4. Conclusión

En esta investigación se empleó el casco Emotiv EPOC que consta de 14 electrodos de adquisición de las señales cerebrales y dos electrodos de referencia, a partir del análisis multiresolución wavelet de cada una de las señales y de las catorce señales juntas se encuentra que el sensor F3 contiene las características de información de la actividad ejecutada para encontrar un comando BCI y aplicarlo como señal de referencia para el control automático de dispositivos, el paradigma que se utilizó es el de fuerza imaginada (asíncrono) para el control en línea de los dispositivos robóticos dentro del sistema BCI. Los resultados obtenidos son factibles para la implementación en tiempo real, ya que es un algoritmo que no utiliza operaciones matriciales que generen alto costo computacional.

English Summary

Multiresolution Proportional Control for a 2GDL Robot through a BCI System

The complications of many people with some kind of motor disability when it comes to doing their daily task, has aroused the interest of investigating brain commands and understanding the brain signals generated by a defined task, the goal is to transform these brain commands into input commands to

robotic systems that help to improve people's quality of life automatically. There is currently a large amount of research that addresses the topic of BCI systems, these continue to present limitations when it comes to real-time implementation by the characterization of EEG signals and high computational consumption. The main objective of this work is to show the Multiresolution wavelet tool for the processing of the cerebral signals and, on the other hand, the implementation of a Proportional Multiresolution Control that facilitates to close the loop of the BCI system in Real time, and thus improve the current results.

Keywords: Position control, Medical control systems, Robot control, Frequency, Brain-Computer Interfaces (BCIs).

Agradecimientos

Este trabajo ha sido realizado gracias al apoyo del Instituto Tecnológico Superior del Oriente del Estado de Hidalgo, la Universidad Autónoma del Estado de Hidalgo, y el Centro de Investigación y de Estudios Avanzados Unidad Saltillo.

Referencias

- Chambers, S. S. (2007). EEG SIGNAL PROCESSING. England: John Wiley & Sons Ltd.
- CHAN, J. C. (2011). Fundamentals of Wavelets Theory, Algorithms, and Applications. New Jersey: John Wiley & Sons.
- Eltaf Abdalsalam Mohamed, M. Z. (2014). Enhancing EEG Signals in Brain Computer Interface Using Wavelet Transform. *International Journal of Information and Electronics Engineering*, 234-238.
- Friesen, G. (1990). A comparison of the noise sensitivity of nine QRS detection algorithms. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 85-98.
- Fundamentals of Wavelets Theory, Algorithms, and Applications. (2011). New Jersey: John Wiley & Sons.
- Jang, W. A., Lee, S. M., & Lee, D. H. (2014). Development BCI for individuals with severely disability using EMOTIV EEG headset and robot. *Development BCI for individuals with severely disability using EMOTIV EEG headset and robot*, 1-3.
- José Alberto Cruz Tolentino, A. J. (2012). Wavelet PID and Wavenet PID: Theory and Applications. En M. Vagia, *PID Controller Design Approaches - Theory, Tuning and Application to Frontier Areas* (págs. 3-28). Europe: IntechOpen.
- Krzysztof Kotowska, K. S. (2018). Validation of Emotiv EPOC+ for extracting ERP correlates of emotional face processing. *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, 773-781.
- M. Spezialetti, L. C. (2018). Towards EEG-based BCI driven by emotions for addressing BCI-Illiteracy: a meta-analytic review. *Behaviour & Information Technology*, 855-871.
- Nurseitov, D., Serekov, A., Shintemirov, A., & Abibullaev, B. (2017). Design and evaluation of a P300-ERP based BCI system for real-time control of a mobile robot. *5th International Winter Conference on Brain-Computer Interface (BCI)*, 115-120.
- Thompson, M. R. (2017). Enhancing P300-BCI performance using latency estimation. *Brain-Computer Interfaces*, 137-145.