

## Adquisición y análisis de señales cerebrales utilizando el dispositivo MindWave

*Felipe Torres<sup>1</sup>, Christian Sánchez<sup>1</sup>, Kenneth Palacio-Baus<sup>1,2</sup>*

<sup>1</sup> Escuela de Ingeniería Electrónica y Telecomunicaciones, Facultad de Ingeniería, Universidad de Cuenca, Av. 12 de Abril, Ciudadela Universitaria, Cuenca, Ecuador, EC010201.

<sup>2</sup> Departamento de Ingeniería Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones, Universidad de Cuenca, Ecuador, Av. 12 de Abril, Ciudadela Universitaria, Cuenca, Ecuador, EC010201.

Autores para correspondencia: {felipe.torrese,christian.sancheza}@ucuenca.ec, kenneth.palacio@ucuenca.edu.ec

Fecha de recepción: 21 de septiembre 2014 - Fecha de aceptación: 17 de octubre 2014

### RESUMEN

La actividad cerebral puede ser monitoreada mediante la electroencefalografía y utilizada como un indicador bioeléctrico. Este artículo muestra como un dispositivo de bajo costo y fácil acceso puede utilizarse para el desarrollo de aplicaciones basadas en interfaces cerebro-computador (BCI). Los resultados obtenidos muestran que el dispositivo MindWave puede efectivamente utilizarse para la adquisición de señales relacionadas a la actividad cerebral en diversas actividades cerebrales bajo la influencia de diversos estímulos. Se propone además el uso de la transformada Wavelet para el acondicionamiento de las señales EEG con el objetivo de utilizar algoritmos de inteligencia artificial y técnicas de reconocimiento de patrones para distinguir respuestas cerebrales.

Palabras clave: EEG, ondas cerebrales, extracción de características, Wavelet.

### ABSTRACT

Brain activity can be monitored through electroencephalography and used as a bioelectric indicator. This paper shows how a low cost device can be used in developing brain-computer interface based applications. The obtained results show that the MindWave device can be used for EEG signal acquisition, and that the Wavelet transform can be employed to improve the signal representation in order to apply artificial intelligence algorithms and pattern recognition techniques to classify brain responses.

Keywords: EEG, brain waves, feature extraction, Wavelet.

## 1. INTRODUCCIÓN

La adquisición de señales bioeléctricas constituye uno de los pilares más importantes para los sistemas de interacción humano-computador (Eid & Fernandez, 2013). Además, se incluye su ya conocida utilidad como herramienta en el diagnóstico y tratamiento médico. Tanto en humanos como animales, los pensamientos, emociones, la concentración, los sentidos y el movimiento son coordinados por el cerebro, como núcleo del sistema nervioso y como gestor de los distintos estímulos que son percibidos por el cuerpo.

En los últimos años, el estudio de la actividad cerebral se ha incrementado, y la comunidad científica ha dado importantes pasos en la comprensión del órgano más complejo del cuerpo humano, que aunque en una etapa incipiente, ha logrado trazar la ruta de investigación en este ámbito. Cada acción realizada por el cuerpo humano requiere de un conjunto de señales que nacen en el cerebro y

que se transmiten a través de las terminaciones nerviosas hacia músculos y órganos para cumplir funciones específicas a nivel consciente e inconsciente. Se espera entonces que si la actividad cerebral, puede ser medida y procesada es posible entonces reconocer los estímulos que la generan y también reproducirla. Existen diversos dispositivos de electroencefalografía, que permiten monitorear la actividad cerebral. En la actualidad, ya se han desarrollado dispositivos que incluyen desde un solo electrodo, usados en interfaces cerebro-computador sencillas, hasta aquellos que cubren todo el cráneo con una malla de sensores, como aquellos usados en aplicaciones clínicas recolectando potenciales evocados en distintas zonas de la corteza cerebral, que se documentan en (Eid & Fernandez, 2013; Xie *et al.*, 2009) y se analizan brevemente en la Sección 4. Sin embargo, considerando la portabilidad y una posible aplicación de estos dispositivos para el uso cotidiano y continuo, lo ideal sería que el dispositivo sea confortable y de fácil colocación y remoción. Los equipos diseñados para una interfaz cerebro-computador por lo general cumplen estas dos características, no así los usados clínicamente que por su parte poseen mayor cantidad de electrodos y requieren de un ayudante para su correcta colocación.

El dispositivo de experimentación, *MindWave* (<http://store.neurosky.com/products/mindwave-1>), es comercializado como un equipo de recolección de datos relacionados a la concentración y la meditación, enfocado directamente a aplicaciones que utilizan técnicas de entrenamiento para mejorar la atención en los niños. Además, a través de herramientas destinadas a los desarrolladores, su fabricante *Neurosky*, posibilita la adquisición de datos en bruto, que pueden ser utilizados en investigación y también en el desarrollo de nuevas aplicaciones. Este proyecto pretende demostrar el potencial del dispositivo *MindWave* como una alternativa de bajo costo para la adquisición de señales de la actividad cerebral que puedan ser procesadas para aplicaciones de reconocimiento de patrones y procesamiento digital de señales, como las descritas en la Sección 4 o por ejemplo la descrita en otro estudio para la clasificación entre cinco tipos de emociones en (Chai *et al.*, 2009).

Este artículo se organiza de la siguiente manera: en la Sección 2 se presenta brevemente los diferentes tipos de señales asociados a la actividad cerebral y que pueden hoy en día, ser adquiridas a través de un Electroencefalograma. La Sección 3 describe brevemente el dispositivo *MindWave* utilizado para las pruebas presentadas en este artículo. La Sección 5 detalla el sistema propuesto, describiendo las diferentes etapas involucradas en la adquisición de las señales EEG y el entorno de experimentación. Los resultados obtenidos se muestran en la Sección 6, en la que se detalla la forma en la que los experimentos fueron realizados. Finalmente, la Sección 7 presenta las conclusiones que se han obtenido como resultado de la experimentación, así como las futuras líneas de investigación que se han derivado de este trabajo.

## 2. ELECTROENCEFALOGAMA: EEG

La electroencefalografía fue descubierta por Hans Berger en 1924 (Haas, 2003), y consiste en obtener una señal eléctrica del funcionamiento del cerebro. Se divide en dos grupos: i) la invasiva, donde se implantan electrodos dentro del cráneo del paciente, que a pesar de las complicaciones naturales relacionadas, tiene a favor el hecho de que se puede focalizar la señal, distinguiendo una zona específica del cerebro; ii) las no invasivas, que graban potenciales eléctricos desde el cuero cabelludo, a través de pares de electrodos conductores de plata, que se utilizan para leer las señales eléctricas. Las pequeñas diferencias de voltaje entre electrodos suelen registrar valores de entre 30 y 100  $\mu\text{V}$  por lo que normalmente deben ser amplificadas. La actividad eléctrica, se produce cuando las neuronas se comunican. El evento más simple es conocido como potencial de acción, y se relaciona a una descarga provocada por la apertura y cierre rápido de canales iónicos  $\text{Na}^+$ (Sodio) y  $\text{K}^+$ (Potasio) en la membrana de la neurona. Si la membrana se despolariza hasta cierto umbral, la neurona se activa. El seguimiento de estas descargas en el tiempo revela la actividad cerebral, como se describe en Larsen (2011).

### 2.1. Ondas cerebrales

Las señales obtenidas a través de un EEG, se pueden descomponer en 5 ondas con diferentes características, según se describe en Sanei & Chambers (2007):

**Delta:** Estas ondas van de 0,5 a 4 Hz. Son las ondas más lentas y están presentes mientras una persona duerme. La producción de estas ondas en el estado de vigilia, se relaciona con los defectos físicos en el cerebro. El movimiento físico puede causar ondas delta artificial, pero con un análisis instantáneo, solo por observación de los registros EEG primarios esto puede ser verificado o descartado.

**Theta:** Fluctúa entre 4 y 7,5 Hz, están vinculados a la ineficiencia y el soñar despierto. Además suelen relacionarse con el acceso a material inconsciente del cerebro y estados de profunda meditación. Las ondas de frecuencias más bajas de theta representan la delgada línea entre estar despierto o en estado de sueño. Theta surge de la tensión emocional, especialmente de la frustración o la decepción. Los altos niveles de theta se consideran anormales en los adultos, y además se las relaciona con el trastorno por déficit de atención con hiperactividad.

**Alfa:** Oscilan de 8 a 13 Hz, son más lentas y asociadas con la relajación y desconexión. Pensar en algo pacífico con los ojos cerrados da un aumento de la actividad alfa. De alguna manera, las ondas alfa indican un estado relajado de conciencia, sin atención o concentración.

**Beta:** Están en la gama de frecuencias de entre 14 y 26 Hz, pero a menudo se las divide en beta bajo y beta alto para conseguir un análisis más específico. Las ondas son pequeñas y rápidas, asociadas con la concentración enfocada. Cuando se resiste o suprime el movimiento, o al resolver una tarea matemática existe un aumento de la actividad de las ondas beta. Un estado de pánico también puede provocar el incremento en el nivel de las ondas beta.

**Gamma:** Estas ondas están en el rango de frecuencias mayores a 30 Hz. Su amplitud es muy pequeña, y su ocurrencia es rara, por lo que se las relaciona con ciertas enfermedades del cerebro. Se cree que refleja el mecanismo de la conciencia. Las ondas beta y gamma juntas han sido asociadas con la atención, la percepción y la cognición.

Generalmente, un EEG tiene una resolución espacial muy pobre y una baja relación señal-ruido (Signal to Noise Ratio; SNR) de cualquier respuesta evocada, dado que esta incrustada en un fondo permanente de actividad (Xie *et al.*, 2009).

## 3. EL DISPOSITIVO MINDWAVE

El dispositivo *MindWave*, desarrollado por el fabricante *Neurosky* ([www.neurosky.com](http://www.neurosky.com)), permite la obtención de señales EEG a través de un interface tipo diadema que se coloca en la cabeza y se alimenta mediante una pila de 1,5 V tipo AAA. Utiliza un interface inalámbrico para comunicarse con el computador y adquiere las señales a través de biosensores pasivos conectados a un electrodo que



**Figura 1.** Sujeto de prueba utilizando el dispositivo MindWave (El dispositivo se utiliza según se muestra en la figura).

hace contacto con la frente. Además, cuenta con un terminal de referencia se conecta con el lóbulo de la oreja. Esta característica se utiliza para determinar el origen de una señal. En los interfaces cerebro-computador, la localización de los electrodos permite obtener diferentes representaciones del EEG. El dispositivo *MindWave* dispone únicamente de un solo terminal colocado en la frente del sujeto, en lo que se conoce formalmente como zona pre-frontal (Larsen, 2011). La Fig. 1 muestra la forma en la que se utiliza el dispositivo.

#### 4. TRABAJOS RELACIONADOS

Con respecto a la adquisición de señales de actividad cerebral utilizando el dispositivo *MindWave*, se puede mencionar el trabajo de Fernandez & Eid (2013), quienes presentan el sistema *ReadGoGo!*, destinado a alertar al usuario cuando pierde la concentración mientras lee un texto en un computador. El sistema se sustenta en la interacción de dos señales que son procesadas en tiempo real: i) la información de un dispositivo de adquisición de imágenes que monitorea los ojos del usuario para verificar si están mirando la pantalla del computador; y ii) un EEG proveniente del dispositivo *MindWave* que proporciona la información necesaria para determinar los estados de concentración del individuo. En particular, el dispositivo *MindWave* ha sido exactamente diseñado con ese objetivo, por lo que esta implementación aprovecha las características explícitamente extraídas por el dispositivo.

Por otra parte, Yulianto *et al.* (2012) presentan la obtención de características de señales EEG resultantes de simular el movimiento de un motor que acciona el volante de un vehículo. La señal obtenida se utiliza para generar un nuevo tipo de wavelet que es a su vez utilizada con fines de clasificación. Para la adquisición de la señal EEG, los autores utilizan el equipo *Biosignal Measurement Instrument K&H Type KL-710* con una frecuencia de muestreo de 200 Hz, y de la cual, cuatro electrodos (C3, C4, P3 y P4) en la parte central y parietal del cerebro se utilizaron.

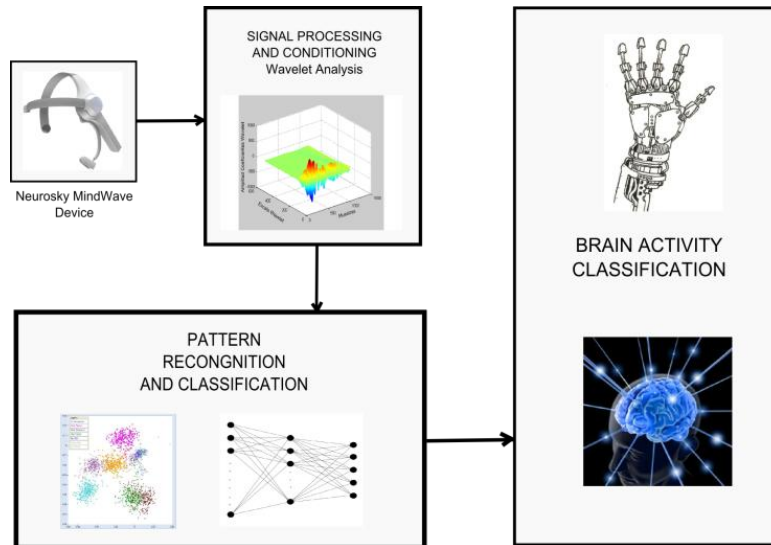
También se puede mencionar el trabajo de Katona *et al.* (2014) quienes desarrollaron un interface serial para obtener las señales EEG provenientes del dispositivo *MindFlex* (<http://mindflexgames.com/>), basado en la tecnología *ThinkGear* de Neurosky. Además, los autores desarrollaron una aplicación que permite visualizar las ondas cerebrales capturadas en la pantalla del computador. Los autores mencionan que las señales adquiridas pueden ser utilizadas en investigaciones futuras.

En Mak *et al.* (2013) se muestra como un dispositivo de un solo canal de adquisición de una señal EEG, puede utilizarse para analizar los niveles de actividad cerebral en actividades complejas como dibujar imágenes reflejadas. Los autores concluyen que existe una alta correlación entre el nivel de dificultad de la tarea a desarrollar con los niveles de actividad cerebral.

#### 5. SISTEMA PROPUESTO

Una vez analizado el potencial de los dispositivos de adquisición de señales EEG, a continuación se muestra la propuesta del presente proyecto. La Fig. 2 muestra un diagrama de bloques que representa la idea general del sistema.

Puede observarse que el dispositivo *MindWave* constituye el módulo de adquisición de señales que ingresan al sistema. Inicialmente, se plantea un módulo de procesamiento digital de señales que acondicione la señal EEG, eliminando por ejemplo el ruido producido por el parpadeo, con técnicas como la propuesta en Szibbo *et al.* (2012), para posteriormente realizar un análisis espectral basado en wavelets. La necesidad de este análisis se presenta en la Subsección 5.3. La señal procesada es entonces enviada a un bloque de reconocimiento de patrones. Este bloque deberá incluir funciones que permita la evaluación de diferentes técnicas de clasificación estadística y neuronal para realizar la discriminación de las señales adquiridas por el dispositivo. Las señales clasificadas podrán utilizarse en diferentes aplicaciones de comando mental, y detección de estímulos, que pueden ser analizados para comprender las reacciones del cerebro ante las percepciones de los sentidos.



**Figura 2.** Diagrama de bloques del sistema.

### 5.1. Etapa de experimentación

Esta sección describe la forma en la que se desarrollaron las pruebas y mediciones con el dispositivo. Con fines de disminuir las perturbaciones externas al máximo, el ambiente de pruebas y experimentación debe tener la menor contaminación visual y auditiva posible, además de la exclusión de elementos que puedan afectar considerablemente otros sentidos como el olfato y tacto. Una de las principales interferencias al obtener datos es el movimiento involuntario. Debido a la posición del electrodo (zona pre-frontal), se encontró que la mayor afectación para el dispositivo se debe al parpadeo, lo que se documenta en Jung (2011), y es comprensible dado el elevado número de músculos y terminaciones nerviosas alrededor de los ojos. Técnicas basadas en análisis wavelet para la eliminación del ruido causado por el parpadeo han sido propuestas, como las que se presentan en (Zikov *et al.*, 2002; Szibbo *et al.*, 2012). Para evitar estos inconvenientes, el lugar escogido para los experimentos fue un salón vacío de pisos y paredes de color blanco. Además, se tomaron las muestras de actividad cerebral con cada voluntario sentado, con los brazos apoyados y los ojos cerrados.

Para que las muestras correspondan a un grupo homogéneo, los cinco voluntarios se escogieron de tal modo que todos pertenecen al género masculino, en edades comprendidas entre los 21 y 22 años. Preliminarmente, no se tiene indicios de que las mediciones sean diferentes entre hombres y mujeres, sin embargo, el grupo se escogió de esa manera con el objetivo de tener mediciones en sujetos de similares características y sobre los cuales se pueda descartar la posible incertidumbre originada en el género. Por otra parte, se espera que las mediciones sean diferentes en sujetos cuyas edades difieran considerablemente, esto apoyado en la forma en la que se desarrolla el cerebro humano con el transcurso de tiempo y como empieza a degradarse al llegar a edades avanzadas, como se ha documentado en Cabeza *et al.*, (1997), se asume que la actividad eléctrica del cerebro difiere en sujetos cuyas edades sean notablemente distantes. Sin embargo, esta presunción requiere de más investigación.

El objetivo de los experimentos realizados es registrar la actividad cerebral correspondiente a la respuesta a diferentes estímulos agrupados en una misma actividad. Se espera que estas respuestas puedan ser distinguibles a través de técnicas de procesamiento digital de señales, reconocimiento de patrones y redes neuronales, con el objetivo de implementar a futuro un sistema de clasificación de actividades cerebrales a partir del dispositivo MindWave de un solo electrodo como sistema único de adquisición de señales, como se menciona en la Sección 7.

### 5.2. Etapa de adquisición de datos

Los datos del dispositivo son recibidos mediante el protocolo Bluetooth RFCOMM6, y la información de la onda es obtenida de acuerdo al manual del fabricante para desarrolladores, que describe el procedimiento en (Neurosky, 2011a & 2011b).

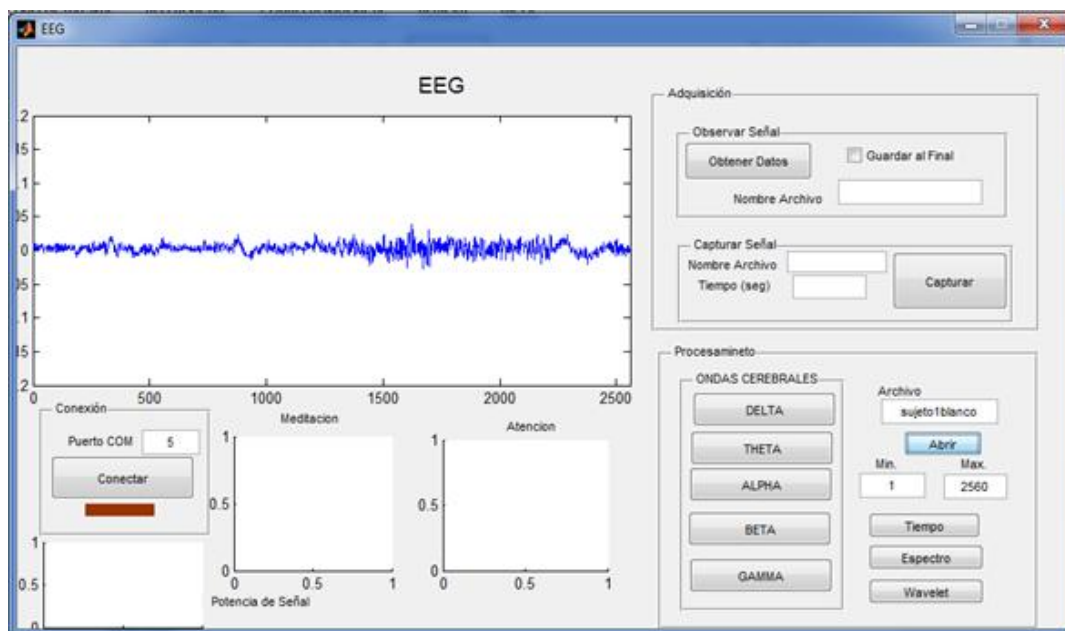


Figura 3. Interfaz del programa de adquisición desarrollado en Matlab.

### 5.3. Análisis de señales

Debido a la naturaleza no estacionaria de la señal EEG, el análisis de Fourier por sí mismo no posibilitara que se pueda extraer información relevante de la actividad cerebral registrada por el equipo MindWave (Sañabun, 2014). Por esta razón resulta más conveniente utilizar la transformada Wavelet, como se menciona en (Akin *et al.*, 2001; McFarland *et al.*, 2006).

## 6. RESULTADOS PRELIMINARES

En la presente sección se describen los procesos de adquisición de señales EEG para determinadas actividades y estímulos aplicados a los sujetos de prueba. El intervalo de tiempo correspondiente a cada muestra analizada es de dos segundos, equivalentes a 1024 datos con la frecuencia de muestreo propia del dispositivo de 512 Hz. Este intervalo de tiempo se ha obtenido del centro de período de muestreo total de 10 segundos en el caso de concentración y al comienzo de los primeros 5 segundos de las muestras adquiridas para el caso de estímulos de sensación y de movimiento.

Todas las muestras tomadas son filtradas para obtener las 5 ondas cerebrales por separado. Posteriormente se utiliza la transformada Wavelet en cada una de ellas. Se utiliza una wavelet Daubechies de orden 8 y una escala de 1 a 512. Finalmente de los coeficientes resultantes de la transformada se obtienen globalmente: el promedio, desviación estándar, valor máximo y mínimo. A continuación se presentan los resultados obtenidos para cada una de las pruebas que se describen a continuación.

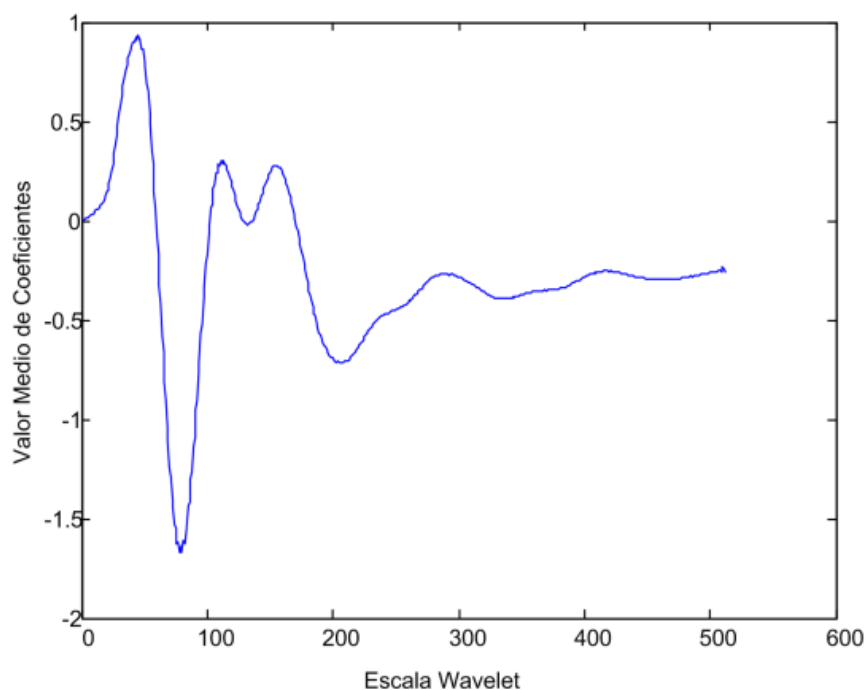
### 6.1. Experimento: Concentración

Para esta prueba, se solicitó a los sujetos bajo prueba que se concentraran en el color negro y luego que dirijan su concentración en el color blanco. Los colores no fueron presentados previamente a los voluntarios sino se considera la capacidad de cada sujeto de recordar y concentrarse en un objeto

específico. En un estudio realizado sobre la correlación entre colores y concentración, mediante la adquisición de EEG a estudiantes resolviendo cuestionarios sobre una mesa iluminada con un color específico, se encontró que los colores influyen en la concentración. Además, es conocido que al mantenerse con los ojos cerrados y en reposo, la señal EEG toma un ritmo dominante básico (Jung *et al.*, 2011).

Según la literatura, las ondas Alfa tienen un aumento de actividad cuando el pensamiento se centra en algo pacífico con los ojos cerrados. Así mismo, la concentración enfocada está ligada a las ondas Beta. En este caso se analizará las características de estas ondas sobre las demás. Para ello se puede usar no solo el valor estadístico global sino un vector del tamaño de la escala del wavelet escogido. Incrementando así el número de parámetros de clasificación.

Una escala grande permite trabajar mejor con señales de frecuencias pequeñas. Un vector de los valores promedios se muestra en la Fig. 4.



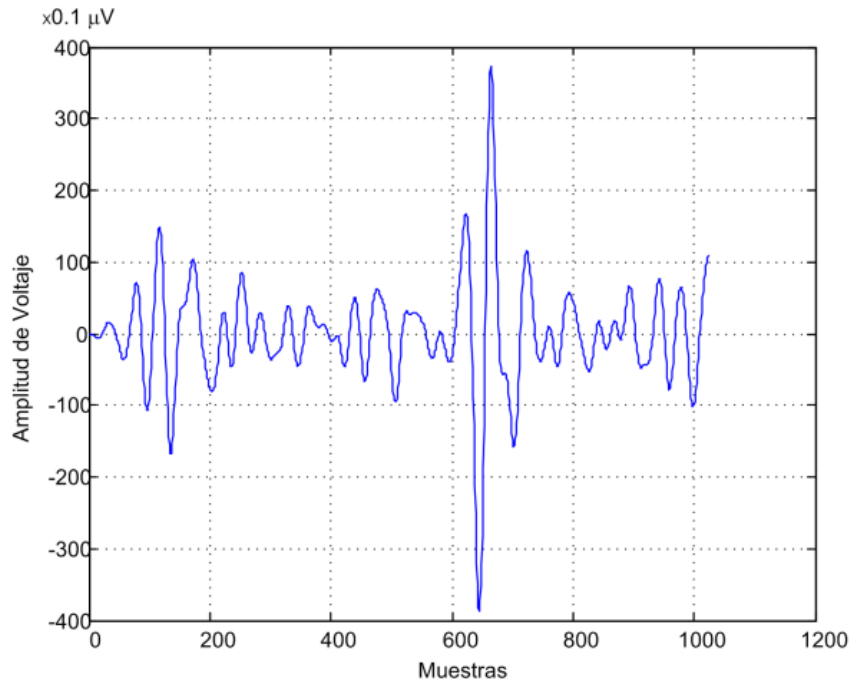
**Figura 4.** Vector de valores promedio de una onda Alfa.

Es posible además de comparar entre los estados de concentración en distintos objetos, el contrastar el estado de relajación y concentración. Así, una onda Alfa tiene mayor actividad en un estado de reposo y relajación, mientras que una onda Beta aumenta su actividad al existir concentración. El dispositivo además incorpora la funcionalidad de informar sobre los niveles de atención y meditación cada segundo. Esta capacidad no ha sido aprovechada dado el corto intervalo de tiempo en el cual se requiere analizar las muestras adquiridas para un reconocimiento de múltiples actividades cerebrales.

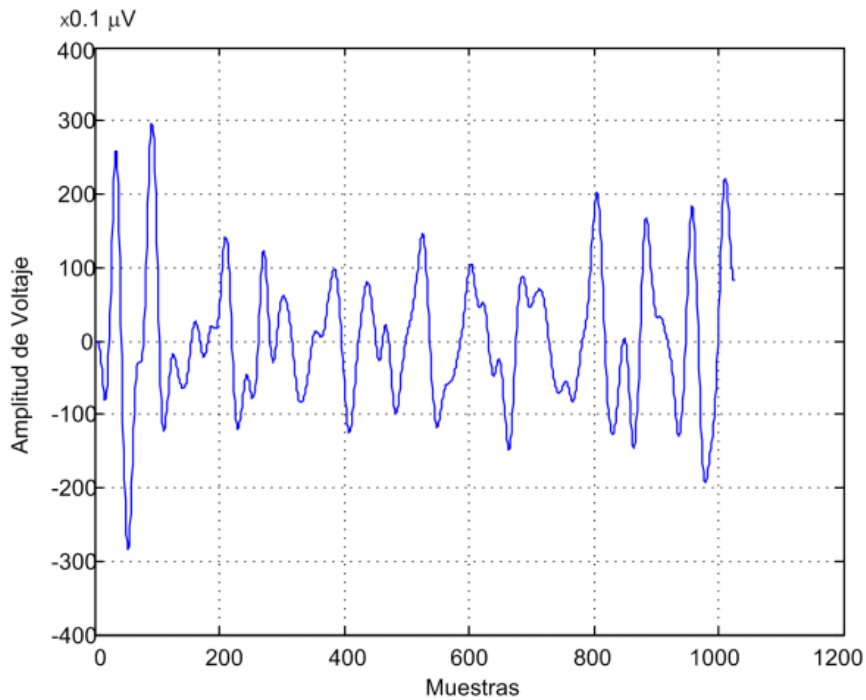
## 6.2. Experimento: Sensación

Para esta prueba, se escogió suministrar a los sujetos la sensación de dolor, dado que puede ser causada a voluntad. La sensación de dolor no se aplica de acuerdo a una escala de valores, sino que se produce el mismo estímulo de dolor leve en todos los voluntarios. El propósito es reconocer la capacidad del dispositivo de obtener señales bioeléctricas para las cuales no es comercializado.

El dolor se induce en la mitad del proceso de adquisición, con el fin de comparar el estado de relajación y el de respuesta al estímulo. En el segundo intervalo de tiempo se espera un incremento de actividad en las ondas de mayor frecuencia Gamma y Beta, lo cual logra verificarse para la onda Beta según las muestras obtenidas que se registran para los casos con y sin dolor en la Figs. 6 y 5 respectivamente.



**Figura 5.** Onda Beta en estado de relajación.



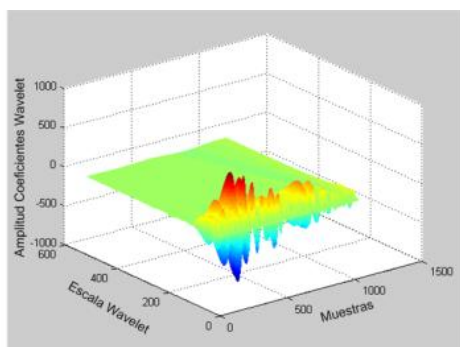
**Figura 6.** Onda Beta en respuesta a dolor.

El incremento en la amplitud de las ondas Beta sin embargo, y en concordancia al experimento anterior, puede indicar también un aumento de concentración sin necesidad de indicar presencia de dolor. Para ello se analiza también la ondas Alfa, dado que se espera que hubiera disminuido su actividad en todos los sujetos. Este resultado no logra verificarse en dos sujetos de prueba pues, presentan actividad similar en sus ondas Alfa; incluso en uno de ellos se incrementan con la presencia de dolor.

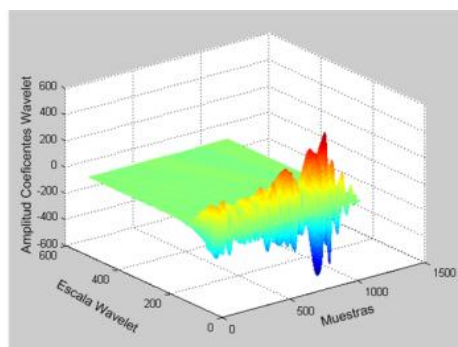


**6.3. Experimento: Movimiento**

Para la adquisición de datos de esta actividad se solicitó a los voluntarios mover la muñeca de la mano izquierda y posteriormente la muñeca de la mano derecha. Se esperaba un incremento en la onda Beta como resultado de su actividad cerebral. Preliminarmente se observó que la actividad es en efecto, distinta para cada mano, tras obtener la transformada wavelet de la señal de la onda Beta. Además, para algunos de los sujetos de prueba se presentó una aparente elevada correlación entre el movimiento de una mano y la destreza del sujeto con esta (la mano con la cual escribe). Sin embargo, al analizar a todos los voluntarios no se encontró una relación consistente con respecto a la destreza del voluntario, lo que a su vez dificulta la identificación de la mano en movimiento. Si bien la diferencia existe, como se puede ver en la Figs. 7 y 8 para algunos sujetos en los que se halla una mayor actividad en el movimiento de la muñeca derecha y en otros para el movimiento de la muñeca izquierda. Se requiere de mayor investigación para poder contar con un sistema de discriminación con un elevado porcentaje de aciertos.



**Figura 7.** Onda Beta en movimiento de mano izquierda.



**Figura 8.** Onda Beta en movimiento de mano derecha.

La Tabla 1 muestra el promedio de los coeficientes wavelet para el movimiento de las manos de los individuos que participaron en el experimento. En ella se indica también su mano hábil.

**Tabla 1.** Valores Promedio de los Coeficientes Wavelet para el movimiento de las distintas manos.

Sujeto	1	2	3	4	5
Mano hábil	Izquierda	Izquierda	Derecha	Derecha	Derecha
Mano izquierda	-0,129	1,469	-3,927	0,254	-0,784
Mano derecha	0,577	2,902	0,099	-3,629	-0,403

**7. CONCLUSIONES E INVESTIGACIÓN FUTURA**

Los resultados y datos obtenidos en los experimentos preliminares muestran que es posible usar el dispositivo MindWave en tareas más allá de las indicadas por el fabricante. La cantidad de datos obtenidos luego del proceso de separación en rangos de frecuencia y la aplicación de la transformada wavelet permite visualizar el potencial del dispositivo en la extracción de características de la señal cerebral EEG. Se espera que considerando el valor promedio, máximo, mínimo y desviación estándar de cada onda de descomposición de la EEG se cuente con suficientes características, independientes del tipo de wavelet utilizado o el intervalo de tiempo de la muestra. Sin embargo, se requiere de investigación más profunda que permita determinar los procesos necesarios para acondicionar la señal EEG como parámetro de ingreso a un sistema de clasificación estadístico o neuronal.

En lo referente a la concentración, los resultados muestran que efectivamente se puede discriminar de la relajación. Lo cual era un resultado esperado pues corresponde a la funcionalidad del

dispositivo sugerida por el fabricante. Al tratar de reconocer cual es el objeto de enfoque de la concentración (colores blanco y negro en la prueba realizada) se encontró que el análisis de la onda Alfa en detalle otorga parámetros relevantes para la realización de un sistema de clasificación basado en redes neuronales. Se requiere la implementación de un sistema con estas características para corroborar estos resultados. Uno de los aspectos de importancia de futura investigación es determinar la escala necesaria del wavelet utilizado para obtener un equilibrio entre resolución de los coeficientes y los parámetros de entrada de la red neuronal.

De la experimentación con sensaciones puede concluirse que el análisis de la onda Beta permite reconocer la presencia o ausencia de dolor, siempre y cuando el sujeto permanezca en un estado de reposo, pues el movimiento corporal influye en el incremento de la actividad en la onda Beta. Investigación futura se requiere en cuanto al análisis de otras sensaciones y estímulos, como por ejemplo a la temperatura. Adicionalmente, los autores piensan que es posible cuantificar los niveles de dolor a partir de las variaciones en la actividad cerebral registrada por las ondas Beta, lo que podría aplicarse en la determinación de la resistencia humana a estímulos que provoquen dolor mecánico o dolor térmico.

El movimiento de las muñecas se identifica con respuestas distintas en las ondas cerebrales según la articulación en funcionamiento para cada sujeto. Sin embargo, no se ha encontrado al momento, una correlación entre la señal adquirida y la articulación entre los distintos voluntarios, es decir que las señales cambian de sujeto a sujeto. En este contexto, se plantean dos posibles escenarios para trabajo futuro relacionado con la utilización del mismo dispositivo. El primero, donde se pueda entrenar un sistema mono-usuario que reconozca los movimientos realizados por un individuo en específico; y el segundo escenario, en el que se cuantifique la actividad cerebral en proporción a la realización de un movimiento específico. Con el fin de ratificar los resultados preliminares obtenidos en esta etapa, se espera realizar nuevos experimentos y con un grupo de usuario más numeroso, con el objetivo de encontrar tendencias y determinar el mejor mecanismo de clasificación de las señales adquiridas.

Con el presente artículo se ha mostrado a nivel cualitativo el potencial del dispositivo MindWave para la adquisición y el análisis de señales cerebrales, y con ello, las innumerables oportunidades de investigación que se pueden asociar a los interfaces cerebro-computador y el uso de algoritmos complejos de reconocimiento de patrones e inteligencia artificial para estudiar el comportamiento del cerebro humano.

## REFERENCIAS

- Akin, M., M.A. Arserim, M Kiyimik, I. Turkoglu, 2001. A new approach for diagnosing epilepsy by using wavelet transform and neural networks. *Engineering in Medicine and Biology Society, Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE*, Vol. 2, 1596-1599.
- Cabeza, R., A. McIntosh, E. Tulving, L. Nyberg, C. Grady, 1997. Age related differences in effective neural connectivity during encoding and recall. *Neuroreport*, 8(16), 3479-83.
- Chai, T.Y., C.S.T. San San Woo, M. Rizon, 2009. Classification of human emotion from eeg signals using statistical features and neural network. *International Journal of Integrated Engineering*, 1(3), 71-79
- Eid, M., A. Fernandez, 2013. Readgogo!: Towards real-time notification on readers' state of attention. *XXIV International Symposium on Information, Communication and Automation Technologies (ICAT)*, 6 pp.
- Haas, L.F., 2003. Hans Berger (1873-1941), Richard Caton (1842-1926) and electroencephalography. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*, 74(9), 7-9.
- Jung, H.S., B.H. Seo, 2011. Reducing interference of involuntary movements in eeg signal analysis» *Advanced Engineering Forum*, 2(3), 257-260.

- Katona, J., I. Farkas, T. Ujbanyi, P. Dukan, A. Kovari, 2014. Evaluation of the NeuroSky MindFlex EEG headset brain waves data. *IEEE, 12th International Symposium on Applied Machine Intelligence and Informatics (SAMI)*, 4 pp.
- Larsen, E.A., 2011. Classification of EEG Signals in a Brain-Computer Interface System. MSc in Computer Science, Norwegian University of Science and Technology. Disponible en <http://www.diva-portal.org/smash/get/diva2:440513/FULLTEXT01.pdf>, 72 pp.
- Lim, J.E., B.H. Seo, S.H. Kim, S.Y. Chun, 2011. Study on eeg feature extraction under led color exposure to enhance the concentration. *Advanced Engineering Forum*, 2(3), 261-265.
- Mak, J., R. Chan, S. Wong, 2013. Evaluation of mental workload in visual-motor task: Spectral analysis of single-channel frontal EEG. *IECON 2013, 39th Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society*, 4 pp.
- McFarland, D., C. Anderson, K.R. Muller, A. Schlogl, D. Krusienski, 2006. Bci meeting 2005-workshop on bci signal processing: feature extraction and translation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 14(2), 135-138.
- Neurosky, 2011a. Mindwave Communication Protocol. Disponible en [http://developer.neurosky.com/docs/lib/exe/fetch.php?media=app\\_notes:mindwave\\_rf\\_external.pdf](http://developer.neurosky.com/docs/lib/exe/fetch.php?media=app_notes:mindwave_rf_external.pdf), 9 pp.
- Neurosky, 2011b. Mindwave Dongle Communication Protocol. Disponible en [http://developer.neurosky.com/docs/lib/exe/fetch.php?media=app\\_notes:mindwave\\_rf\\_external.pdf](http://developer.neurosky.com/docs/lib/exe/fetch.php?media=app_notes:mindwave_rf_external.pdf), 9 pp.
- Saġabun, W., 2014. Processing and spectral analysis of the raw eeg signal from the mindwave. *Przegląd Elektrotechniczny*, 90(2), 169-174.
- Sanei, S., y J. A. Chambers. *EEG Signal Processing*. Wiley, 2007.
- Szibbo, D., A. Luo, T. Sullivan, 2012. Removal of blink artifacts in single channel EEG. *Annual International Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 4 pp.
- Xiao, D., Z. Mu, J. Hu, 2009. Classification of motor imagery eeg signals based on energy entropy. *International Symposium on, Intelligent Ubiquitous Computing and Education*, 4 pp.
- Xie, X., L. Hu, H. Cui, Y. Hu, 2009. Somatosensory evoked potential compotents with and without contact cold stimulus. *Annual International Conference of the IEEE on Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 4 pp.
- Yulianto, E., A. Susanto, T.S. Widodo, S. Wibowo, 2012. Classifying the eeg signal through stimulus of motor movement using new type of wavelet. *International Journal of Artificial Intelligence (IJ-AI)*, 1(3), 139-148.
- Zikov, T., S. Bibian, G. Dumont, M. Huzmezan, C.R. Ries, 2002. A wavelet based de-noising technique for ocular artifact correction of the electroencephalogram. *Engineering in Medicine and Biology, Proc. of the Second Joint Meeting of the 24th Annual Conference and the Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society (EMBS/BMES)*, 8 pp.