

## DEVELOPMENT OF A VISUAL SPELLER PROTOTYPE USING AN ELECTROENCEPHALOGRAM (EEG) HEADSET

Castaño Gutiérrez, Alberto <sup>2</sup>; Rodríguez Montequín, Vicente <sup>2</sup>; Vigil Berrocal, Miguel  
Angel <sup>2</sup>; Rodríguez Pérez, Fernando <sup>2</sup>

<sup>1</sup> UNIVERSIDAD DE OVIEDO, <sup>2</sup> Universidad de Oviedo

This work implements a brain-computer interface to build a visual speller based on evoked potential P300 and the oddball paradigm using a brain wave reader. P300 is a positive deflection electrical wave from the brain activity that begins about 300 milliseconds after the stimulus produced by a relevant fact. The oddball paradigm is the method used to raise P300 wave. Two stimuli are presented to the subject, one common and one uncommon. The subject has to recognize the odd stimulus, appearing randomly. In this work, an array of 6 columns and 6 rows of characters are displayed to the subject. The subject should pay attention to the character he/she want to spell while rows and columns begin to light up alternatively and randomly. The unlikely event (oddball) that excites the P300 will be that the character which the subject is paying attention to is illuminated. The project is carried out on an experimental basis in order to explore the potential and assess the limitations of this technology. The presented conclusions can be the basis for future projects in this field.

**Keywords:** EEG;Brain Computer Interface;signal processing

## DESARROLLO DE UN PROTOTIPO DE DELETREADOR VISUAL UTILIZANDO UN LECTOR DE ONDAS CEREBRALES

Este trabajo implementa un interfaz cerebro-máquina para construir un deletreador visual basado en el potencial evocado P300 y el paradigma oddball empleando un lector de ondas cerebrales. La onda P300 es una deflexión positiva del voltaje en la actividad eléctrica cerebral que se inicia aproximadamente 300 milisegundos después de que una persona detecte un estímulo informativo relevante. El paradigma oddball es el método empleado para suscitar la onda P300. Se presentan al sujeto dos estímulos, uno frecuente y otro infrecuente. El sujeto tiene que reconocer el estímulo infrecuente, que aparece de forma aleatoria entre el frecuente. En este trabajo, los estímulos provienen de una matriz de 6 columnas y 6 filas de caracteres. El sujeto debe prestar atención al carácter que quiere deletrear mientras las filas y columnas comienzan a iluminarse alternativamente y de forma aleatoria. El evento improbable (oddball) que hace que se excite la onda P300 será que el carácter al cual el sujeto está prestando atención se ilumine. El proyecto se lleva a cabo de manera experimental con la finalidad de evaluar las posibilidades y conocer las limitaciones que ofrece esta tecnología, presentando las conclusiones que pueden servir de base para futuros proyectos en este campo.

**Palabras clave:** EEG;Brain Computer Interface;procesamiento señales

Correspondencia: Vicente Rodríguez Montequín - montequi@api.uniovi.es

Agradecimientos: Agradecemos la colaboración de las empresas Emotional Factor Neurodesign y HFE Consultancy por la colaboración y cesión de los equipos de encefalografía utilizados, y en particular a Daniel Puente Berdasco y Noé González Monestina.

## 1. Introducción

Desde hace décadas, los científicos e ingenieros vienen dándose cuenta del increíble potencial que reside en el entendimiento del comportamiento de la mente humana y de las innumerables posibilidades que ofrece el poder aprovecharse de las señales que emite el cerebro. Con el objetivo de poder traducir la información que capturamos directamente de nuestro cerebro en señales interpretables que puedan ser procesadas con objetivos concretos, nace la llamada neurociencia.

En este trabajo se exploran las posibilidades que aporta la neurociencia para el desarrollo de aplicaciones a través del tratamiento digital de la señal registrada mediante electroencefalografía (EEG). La electroencefalografía es uno de los métodos más antiguos de electro-física, llevado a cabo por primera vez en 1929 por Hans Berger (Berger 1929). El electroencefalograma se aprovecha de las corrientes producidas en la corteza cerebral como consecuencia de la actividad cerebral y que pueden ser registradas por medio de la colocación de electrodos en el exterior del cráneo. Estos electrodos convierten las corrientes iónicas en corrientes eléctricas bien con el uso de algún gel conductor o del recubrimiento de los electrodos con plata o algún derivado químico, como el cloruro de plata. La señal eléctrica resultante, pasa por un amplificador y se representa en función del tiempo.

Entender cómo funciona el cerebro humano y ser capaces de clasificar las respuestas a diferentes estímulos, abre un sinfín de puertas en lo que a aplicaciones tecnológicas se refiere. Surge la posibilidad de utilizar la información que aporta esta ciencia para el desarrollo de aplicaciones que permitan la comunicación no verbal entre el cerebro humano y un ordenador, el cual será capaz de procesar la señal de tal manera que pueda extraer el mensaje que intenta transmitir la mente humana y actuar en consecuencia. De esta manera, surgen las llamadas Interfaces Cerebro-Máquina (BCI, *Brain-Computer Interface*).

Este proyecto aborda un estudio experimental apoyado en un lector de ondas cerebrales basado en la electroencefalografía (EEG) para evaluar las posibilidades que ofrece esta disciplina. Concretamente se implementa un interfaz cerebro-máquina para construir un deletreador visual (denominado habitualmente por su término en inglés "*Visual Speller*") basado en el potencial evocado P300 y el paradigma *oddball* (Squires, Squires, y Hillyard 1975). La onda P300 es una deflexión positiva del voltaje en la actividad eléctrica cerebral que se inicia aproximadamente 300 milisegundos después de que una persona detecte un estímulo informativo relevante (Picton 1992). El paradigma *oddball* es el método empleado para suscitar la onda P300. Se presentan al sujeto dos estímulos, uno frecuente y otro infrecuente. El sujeto tiene que reconocer el estímulo infrecuente, que aparece de forma aleatoria entre el frecuente. En este trabajo, los estímulos provienen de una matriz de 6 columnas y 6 filas de caracteres. El sujeto debe prestar atención al carácter que quiere deletrear mientras las filas y columnas comienzan a iluminarse alternativamente y de forma aleatoria. El evento improbable (*oddball*) que hace que se excite la onda P300 será que el carácter al cual el sujeto está prestando atención se ilumine.

Para la adquisición de las señales se empleó el lector de ondas cerebrales ENOBIO8 comercializado por la compañía Neuroelectronics («Products / ENOBIO / ENOBIO 8 - Neuroelectronics» 2016). Este dispositivo ofrece 8 canales de medida de la actividad cerebral. Su principal característica es su portabilidad libre de cables. Las características técnicas del dispositivo aparecen reflejadas en la tabla 1:

**Figura 1 Casco de electroencefalografía empleado (ENOBIO8)**



**Tabla 1. Características técnicas ENOBIO8**

Parámetro	Valor
Número de canales	8
Ancho de banda	0 (DC) to 125 Hz
Tasa de muestreo	500 muestras por segundo
Resolución	24 bits – 0,05 microvoltios ( $\mu$ V)
Ruido registrado	< 1 $\mu$ V RMS
Impedancia de entrada	> 1 GigaOhm
Comunicación	Bluetooth 2.1
Output	Fichero de datos EDF+, ASCII, NEDF o flujos de datos sobre TCP/IP
Tarjeta MicroSD para almacenamiento empotrado	
Batería de Li-Ion recargable por USB	
Tiempo operativo	16 horas
Dimensiones	60 x 85 x 20 mm
Peso	65 g
Compatible con	Windows 7, 8 y Mac OS X

Los electrodos empleados fueron de tres tipos: *sticktrode*, *foretrode* y *geltrode*. Los primeros, los *sticktrodes* son electrodos adhesivos cuyo uso es obligatorio. Es necesario colocar dos unidades en contacto con el mastoide, normalmente detrás de la oreja, para que actúen como referencia a masa y cierren el circuito. Los *geltrodes* son los electrodos empleados para medir en zonas con pelo y requieren el uso de gel conductor. Para zonas sin pelo, como las zonas del cortex frontal anterior, la alternativa es utilizar los *foretrode*, que no requieren el uso de gel conductor siendo por ello mucho más manejables.

Neuroelectrics ofrece un programa software llamado NIC que recibe la señal de EEG captada por sus dispositivos y la representa en tiempo. Da la oportunidad de aplicar varias técnicas de filtrado frecuencial y temporal y la posibilidad de guardar la señal registrada en un fichero para su posterior tratamiento. Además, vuelca el flujo de datos adquiridos en un puerto del ordenador.

## 2. Fundamentos teóricos

Antes de explicar en qué consistirán los experimentos que se llevarán a cabo en este proyecto, es necesario tener presentes las propiedades de las señales cerebrales. La señal de EEG se puede estudiar desde dos puntos de vista diferentes, bien dentro del dominio del tiempo, o bien desde su representación frecuencial. Atendiendo al espectro de la onda cerebral, esta puede ser dividida en diferentes ritmos cerebrales, como se verá más adelante. Por otro lado, si se estudia su comportamiento a lo largo del tiempo, el concepto de potencial evocado y los diferentes tipos que pueden aparecer, cobra especial importancia.

Un concepto clave para este tipo de aplicaciones es el de los ritmos cerebrales. El cerebro está formado por billones de células llamadas neuronas, las cuales usan electricidad para comunicarse entre ellas. La combinación de esta enorme cantidad de neuronas enviándose señales a la vez, produce una enorme cantidad actividad eléctrica en el cerebro, la cual es captada con el equipamiento descrito anteriormente. La combinación de esa actividad eléctrica es comúnmente conocida como patrón de ondas cerebrales, dada su naturaleza cíclica de onda. Esta actividad eléctrica en el cerebro humano cambia dependiendo de la actividad que se esté realizando.

Las ondas ERP (Event-Related Potencial o Potencial Evocado por Evento) son respuesta cerebrales a un evento sensorial, cognitivo o motor. La manera de referirse a ellos es con una letra (P o N) indicando la polaridad (positivo o negativo) seguida de un número que indica la latencia en milisegundos, es decir, el tiempo que transcurre desde el estímulo que suscita el potencial hasta que aparece el propio potencial. De esta forma, el potencial P300 es un potencial positivo que aparece 300 milisegundos tras el evento que lo provoque.

La onda P300 adquiere mayor amplitud en las zonas parietales y es menos detectable en las zonas frontales, tomando valores intermedios en las zonas centrales. Aunque su latencia media es de 300 milisegundos, ésta puede tomar valores entre 250 y 1000 milisegundos, lo cual normalmente viene determinado por la complejidad del estímulo y puede variar de un sujeto a otro. La amplitud del P300 en una localización concreta es directamente proporcional a lo inesperado que sea el estímulo que lo provoque. En los experimentos, con el objetivo de que el potencial sea lo más identificable posible, típicamente se suelen utilizar probabilidades menores del 30%.

La respuesta en frecuencia de la onda P300 está compuesta por la superposición de diferentes ritmos cerebrales. La componente que predomina actúa en torno a 2.5 Hz (ritmo delta). Otra componente relevante en esta onda aparece en la banda theta, en torno a los 6 Hz. También influyen en esta onda los ritmos alfa y beta aunque en menor medida. Por ello,

es típico realizar un filtrado paso-banda entre 1 y 40 Hz, ya que de esta forma se eliminan componentes que nada tienen que ver con esta onda y que pueden llevar a incorrecciones en los experimentos.

La excitación de este tipo de potenciales se consigue mediante pruebas que se basan en el paradigma *oddball*. En él se parte de dos eventos diferentes: probables o frecuentes e improbables o poco frecuentes. Al sujeto se le pide que determine en cuál de las dos categorías incluiría los eventos que se van presentando. Se comprueba que aquellos eventos marcados como improbables suscitan un potencial evocado positivo a una latencia de aproximadamente 300 ms, es decir, una onda P300. Además, la amplitud de esta onda es proporcional a la relevancia del evento poco frecuente e inversamente proporcional a la probabilidad de que éste suceda. Esta característica es de gran importancia, ya que implica que el sujeto no tenga que informar sobre la aparición de dicho evento, simplemente se le pedirá que lleve la cuenta mental del número de veces que dicho suceso acontece con el único fin de asegurar la concentración en el experimento. De esta forma, aparece un canal de comunicación no oral mediante la señal P300 que indica la aparición de un evento poco frecuente sobre un fondo de eventos.

Gracias a este hecho, es posible desarrollar dispositivos que permitan la comunicación de personas con algún tipo de discapacidad que les impida moverse y hablar. En el caso abordado en este proyecto, los estímulos provendrán de una matriz de 6 columnas y 6 filas de caracteres (letras y números) (Farwell y Donchin 1988). El sujeto deberá prestar atención al carácter que quiera deletrear. Las filas y columnas empezarán a iluminarse alternativamente y de forma aleatoria, con objeto de hacer el evento lo más impredecible posible. Este fondo de eventos, filas y columnas siendo resaltadas, será el fondo de evento frecuente en el paradigma. El evento improbable y que hará que se excite la onda P300 será que el carácter al cual el sujeto está prestando atención sea remarcado. Se denomina estímulo objetivo o target a aquel estímulo que se espera que suscite una onda P300, es decir, a la iluminación de una fila o columna que contenga el carácter al cual el sujeto está prestando atención. Cualquier otro estímulo, o dicho de otra forma, cualquier otra fila o columna que sea resaltada, será denominado estímulo no objetivo o non-target.

**Figura 2 Matriz de dimensiones 6x6 con letras y números. Las filas y las columnas serán iluminadas sucesivamente,**



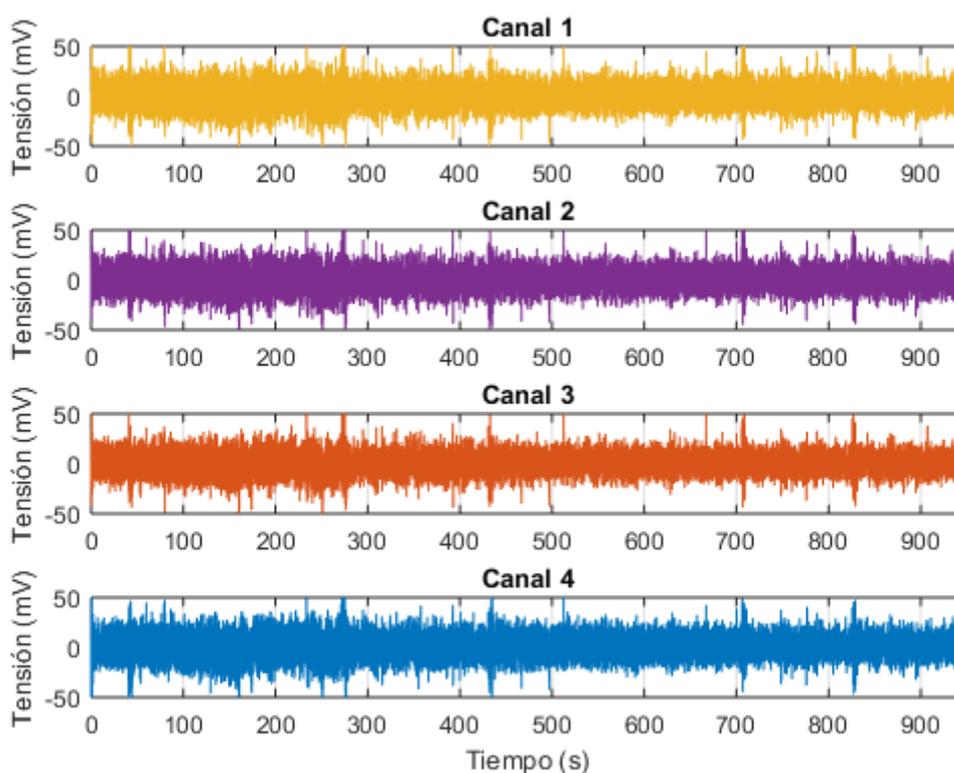
### 3. Metodología de los experimentos

Los experimentos con este tipo de dispositivos son muy sensibles a las condiciones ambientales y las posibles distracciones de los sujetos. Las pruebas se realizaron en una habitación con poca iluminación y con el menor ruido exterior posible.

En cuanto a equipamiento, se utilizarán dos pantallas diferentes, una para la monitorización de la señal registrada así como para la configuración de la interfaz, y otra, conectada al mismo ordenador, para la presentación del sistema *visual speller*. De esta manera, el monitor en el que se muestra el sistema está libre de cualquier ventana extra que podrían desconcentrar al sujeto.

Para la adquisición de la actividad cerebral e implementación de la matriz de caracteres explicada en el capítulo anterior se utilizó la plataforma BCI2000. BCI2000 es un software de propósito general para investigación en el campo de BCI que incorpora funciones para la adquisición de datos, la presentación de estímulos y la monitorización de las señales. Las señales adquiridas se procesaron con MATLAB. Los datos de partida eran una matriz de tantas filas como electrodos se hayan utilizado, según se muestra en la figura 3 (cuatro electrodos en este caso).

**Figura 3 Señales originales adquiridas directamente de los electrodos.**

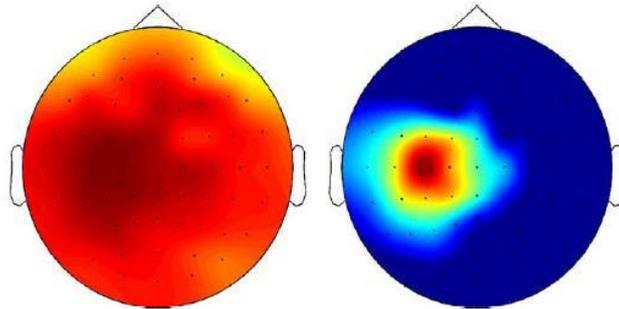


A continuación se describe el procesado que se realiza a las señales adquiridas.

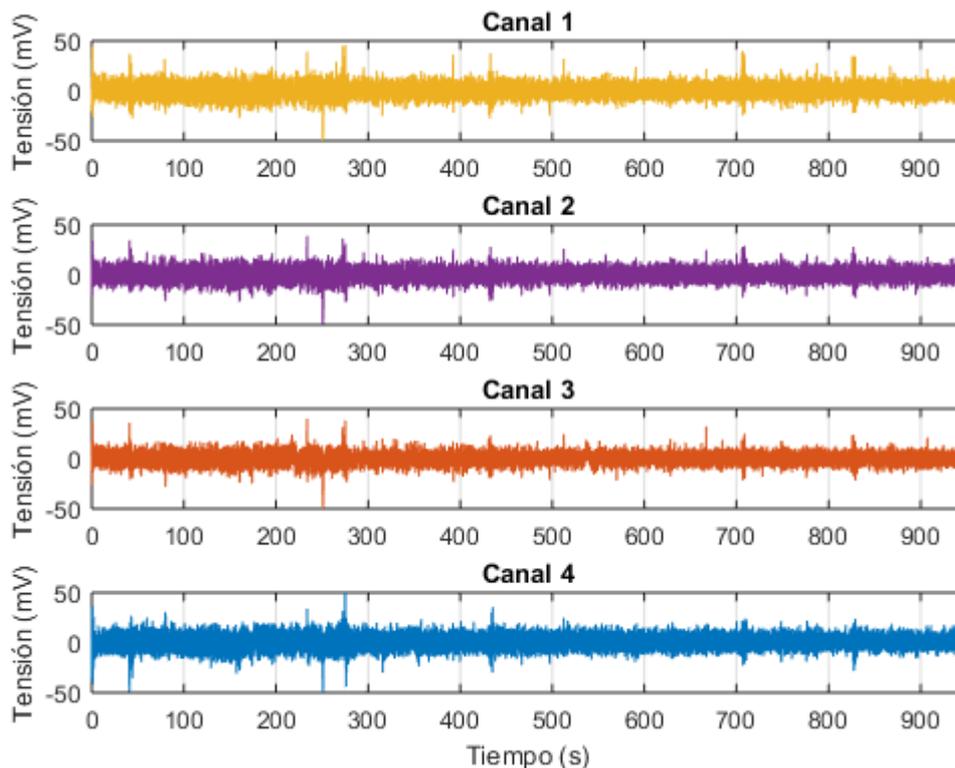
En primer lugar se eliminará toda componente de corriente continua (DC) que tenga la señal, con el objetivo de eliminar toda información irrelevante, al igual que algún tipo de artifacts como el parpadeo o el movimiento de ojos. A continuación se aplica un filtro espacial. Este tipo de filtros actúan muestra a muestra, es decir, no cruzan información. Por

lo tanto, son caracterizables mediante una matriz de transformación donde cada muestra en cada canal es multiplicada por un número. El filtro espacial utilizado para la BCI es el llamado Common Average Reference o Referencia Promedio Común (CAR) (Alhaddad et al. 2012). Este filtro calcula la media entre todos los canales de los datos de entrada y resta este valor a los canales que se seleccionen como salida. De esta manera, elimina componentes que afecten a todos los canales por igual, reflejado en el ejemplo de la figura 4. Como se puede observar, la información crítica es mucho más diferenciable de la que no lo es mediante la aplicación de este filtro espacial. La señal resultante de este proceso se muestra en la figura 5.

**Figura 4 Ejemplo de aplicación de un filtro espacial de tipo CAR**



**Figura 5 Señales originales tras aplicarles un filtrado CAR**

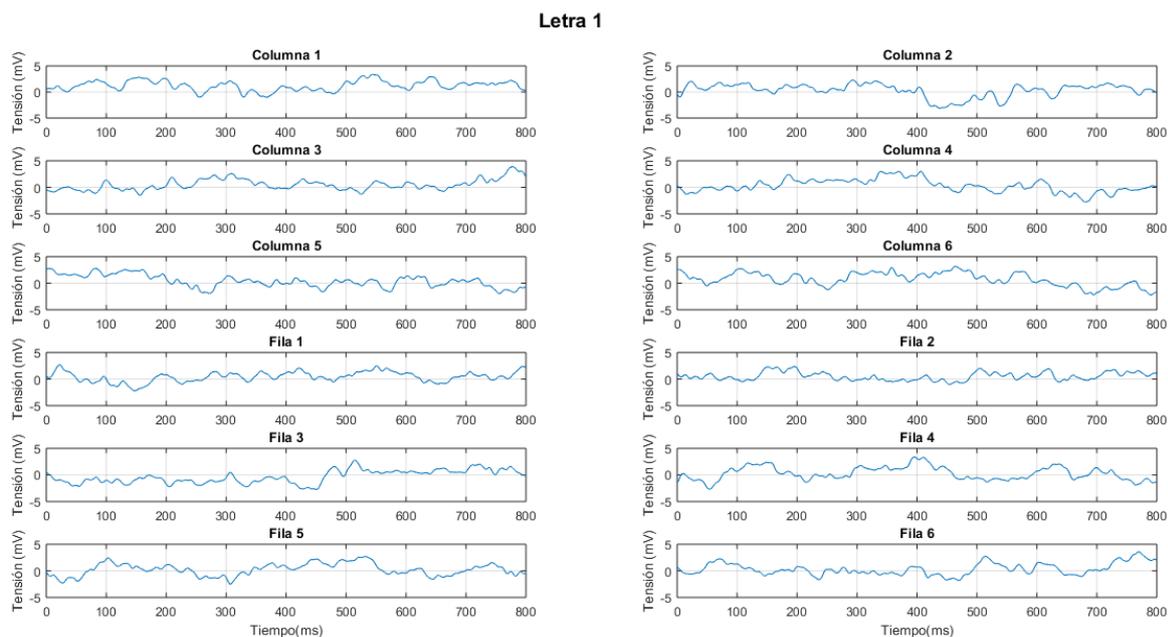


En segundo lugar se aplica un filtro paso bajo de hasta 40 Hz, frecuencia por encima de la cual no se encontrará información acerca de la onda P300.

En tercer lugar, se separan las medidas y se promedian. Para cada set de 12 estímulos (6 columnas y 6 filas), se extraen los intervalos correspondientes a cada fila y columna, denominados *epochs*, mostradas en la figura 6. Con el fin de reducir la relevancia de las posibles interferencias que se introduzcan en el proceso de toma de medidas, cada estímulo se repetirá un número de veces fijado a priori. Es decir, primero se producirán los 12 eventos de manera aleatoria y seguidamente, este conjunto de eventos se repetirá tantas veces como se indique, de forma igualmente aleatoria. De esta manera se consigue que se puedan extraer varias *epochs* del mismo estímulo (tantas como veces se repita este). Este conjunto de respuestas se promediará en el tiempo. Así, se consigue que si una de las veces que se produce el estímulo, la medida de la respuesta fue errónea (error por parte del sujeto, interferencia de cualquier fuente, etc.), el efecto de este error sea menos relevante a la hora de discernir qué carácter fue el escogido.

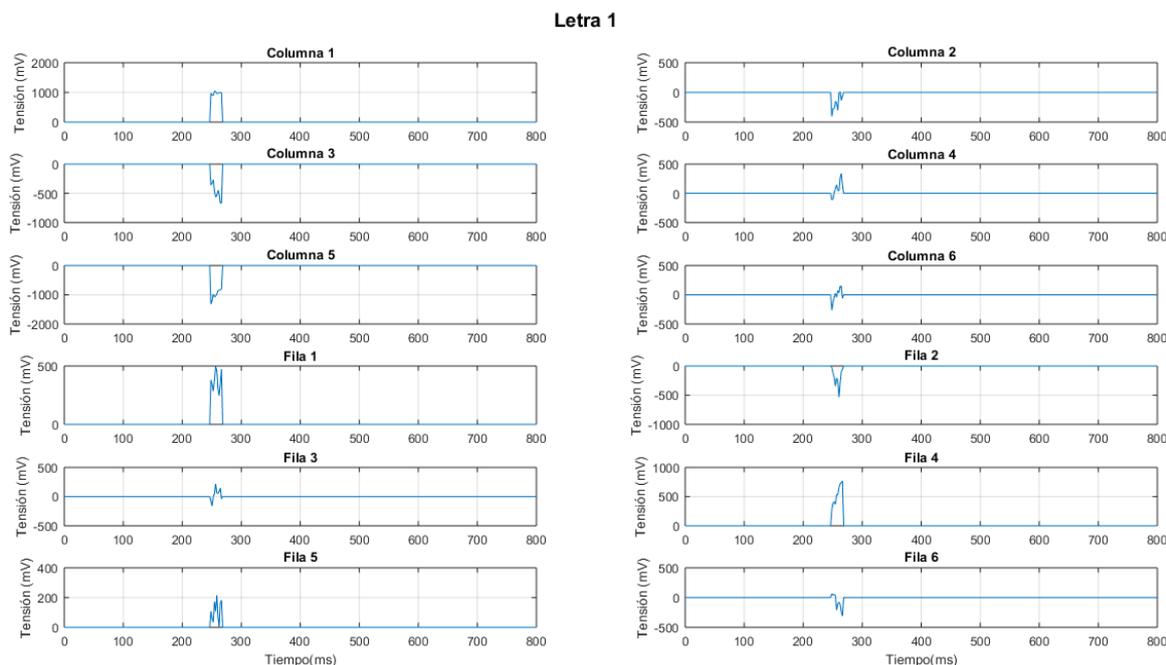
En los experimentos llevados a cabo en este proyecto se tomó la decisión de repetir el conjunto de 12 eventos 15 veces. Las razones de esta elección fueron meramente experimentales, ya que así se consiguió una calibración aceptable sin que el proceso de toma de datos sea demasiado tedioso.

**Figura 6 Epochs extraídas de los datos originales una vez filtrados para los estímulos correspondientes a la primera letra**



Seguidamente se aplica una clasificación a los datos previamente promediados. Este proceso es similar al filtro espacial realizado anteriormente, pero esta vez se realiza sobre cada *epoch* por separado. La matriz de clasificación se obtendrá en las sesiones de calibración explicadas posteriormente. Contiene información de la latencia (intervalo de tiempo tras el estímulo) al que aparece el potencial P300 y en que canal se puede observar, ya que todas estas variables dependen en gran medida del sujeto. El resultado se muestra en la figura 7.

**Figura 7 Epochs de la figura 3.3 tras pasar por el clasificador. Dicho clasificador intensifica las zonas en las que la respuesta P300 es fuerte, siendo nulas las zonas menos importantes.**



Por último, se lleva a cabo una regresión multi-variable, es decir, se asigna un nivel de verosimilitud a cada epoch en todos los canales utilizados de la siguiente forma (ecuación 1):

$$Puntuación_k = \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N epoch_{ijk} \quad (1)$$

Donde las *epochs* de entrada tienen M muestras y corresponden a N canales. Para cada conjunto de *epochs* k (es un conjunto ya que se toman las *epochs* de todos los canales), se asigna un valor de puntuación. Se obtendrán de esta forma 12 valores de puntuación diferentes, uno por cada estímulo, o dicho de otra forma, por cada fila o columna iluminada. El último paso será determinar que fila y columna tienen mayor valor de puntuación y que carácter se corresponde con estas.

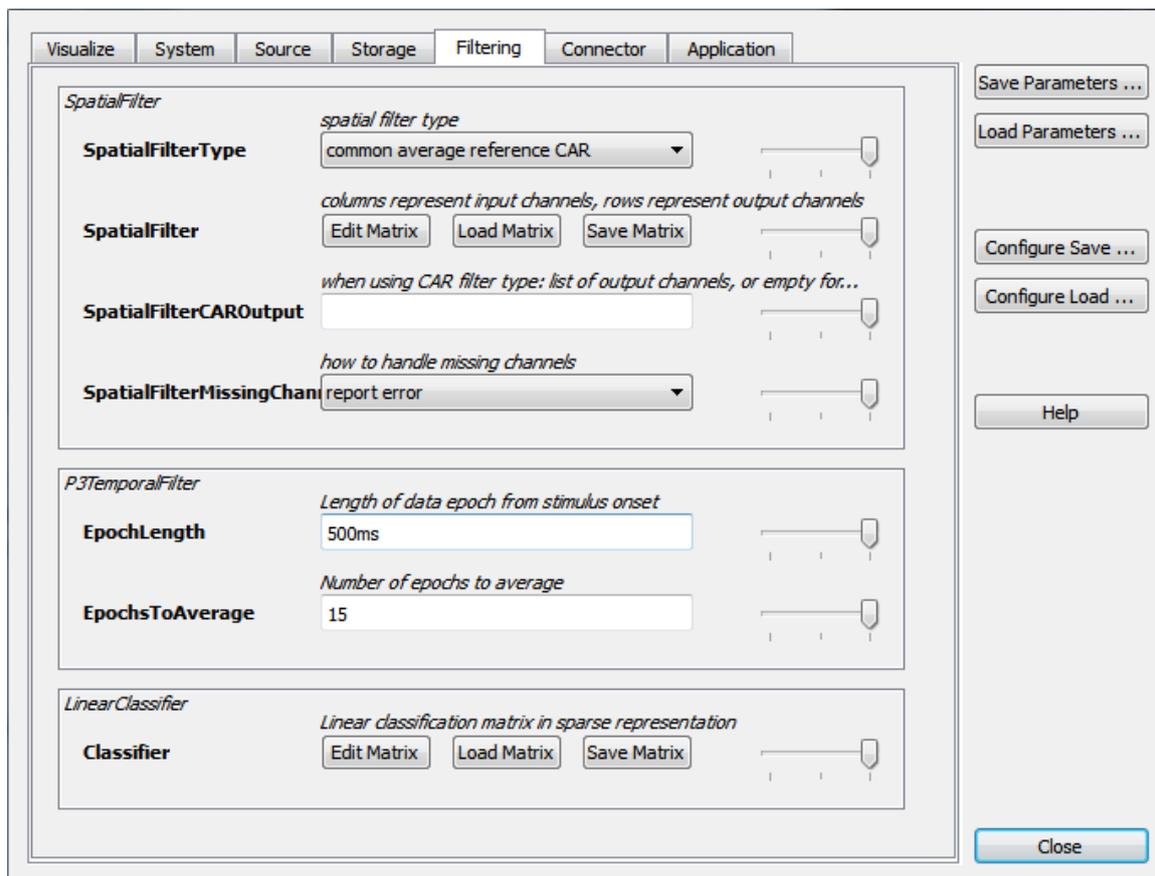
Con el fin de obtener los valores de la matriz de clasificación se realizan sesiones de calibración (Lotte y Guan 2009). La peculiaridad de estas sesiones es que los caracteres a deletrear le vienen impuestos al sujeto. De esta forma se pueden estudiar las respuestas a los estímulos objetivos y determinar las características específicas de cada sujeto. Se realizarán tantas sesiones de calibración como sean necesarias hasta alcanzar una exactitud del 90-100%. Una vez llegado a este punto, la matriz de clasificación se podrá utilizar para sesiones de comunicación libre del sujeto en todo momento.

#### 4. Implementación del prototipo de free-spelling

Para las sesiones de *free-spelling*, es decir, aquellas sesiones donde el sujeto deletrea las palabras que desee, no fue posible utilizar las rutinas de MATLAB. El tiempo de procesamiento de las mismas es demasiado grande como para emplearlas como aplicación en tiempo real. Por ello, se optó por utilizar el mismo software que se usó para la adquisición de datos,

BCI2000. Esta suite, además del módulo de adquisición, permite el empleo de un módulo de procesado de la señal, que realiza las tareas descritas en el apartado anterior mediante programación en C++. Por ello, la ejecución del procesado pertinente resulta mucho más ágil y apropiado para este tipo de aplicaciones en tiempo real. El propio módulo permite la introducción de la matriz de clasificación obtenida a partir de los métodos explicados en el apartado anterior, como se muestra en la figura 8.

**Figura 8 Pestaña Filtering de la configuración del sistema BCI2000**



De esta forma, el sujeto es capaz de transmitir a que letra estaba prestando atención sin necesitar un canal de comunicación oral, simplemente aprovechando las características temporales de la señal de electroencefalograma.

Se realizaron experimentos con cinco personas diferentes, obteniendo un porcentaje de aciertos del 80%. Es notable mencionar que el sistema final no conseguía una precisión absoluta en cuanto a la identificación del carácter, sin embargo, en los errores que cometía, se observó cómo únicamente cometía fallos o bien en la columna o bien en la fila en la que se encontraba el carácter.

## 5. Conclusiones

El trabajo realizado permite evaluar la viabilidad de abordar proyectos de BCI empleando sistemas de encefalografía. Para ello se realizó una interfaz cerebro-máquina denominada visual P300 speller la cual demostró ser capaz de servir como método de comunicación para personas con algún tipo de enfermedad que le impida hablar o comunicarse de otra manera. Aunque el sistema que se implementó en este proyecto era algo rudimentario, dentro de la

complejidad de esta disciplina, se abre la posibilidad a desarrollar aplicaciones más robustas que mejoren la calidad de los resultados.

Cabe destacar que la velocidad de comunicación depende totalmente del número de repeticiones del mismo carácter que sean presentadas (15 en los trabajos llevados a cabo en este trabajo). La reducción de este número implica una disminución de la capacidad de corregir errores adquiridos junto a las respuestas de un determinado estímulo, que deberá ser compensado por otras vías. Ejemplos de maneras de desagrar el impacto de reducir este número serían el aumento del número de electrodos o un entorno totalmente controlado y libre de distracciones e interferencias (sonidos, señales electromagnéticas...) entre otros.

Para finalizar y complementando las conclusiones finales, se exponen una serie de mejoras que podrían aplicarse en el sistema de cara a trabajos futuros.

En primer lugar, sería sumamente interesante explorar otros algoritmos de calibración de los datos en el sistema *visual P300 speller*, como puede ser mediante PCA (Principal Component Analysis) (Pearson 1901) el cual podría mejorar el rendimiento del sistema, aumentando su nivel de acierto. Además, implementar las rutinas desarrolladas en MATLAB, en otro lenguaje de programación más avanzado como podría ser C++ o Python, incrementaría sumamente el rendimiento de la aplicación.

## Referencias

- Alhaddad, Mohammed J., Mahmoud Kamel, Hussein Malibary, Khalid Thabit, Foud Dahlwi, y Anas Hadi. 2012. «P300 Speller Efficiency with Common Average Reference». En *Autonomous and Intelligent Systems: Third International Conference, AIS 2012, Aveiro, Portugal, June 25-27, 2012. Proceedings*, editado por Mohamed Kamel, Fakhri Karray, y Hani Hagra, 234-41. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg. [http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-31368-4\\_28](http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-31368-4_28).
- Berger, Hans. 1929. «Über das elektroencephalogramm des menschen». *European Archives of Psychiatry and Clinical Neuroscience* 87 (1): 527-70.
- Farwell, Lawrence Ashley, y Emanuel Donchin. 1988. «Talking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials». *Electroencephalography and clinical Neurophysiology* 70 (6): 510-23.
- Lotte, Fabien, y Cuntai Guan. 2009. «An efficient P300-based brain-computer interface with minimal calibration time». En *Assistive Machine Learning for People with Disabilities symposium (NIPS'09 Symposium)*.
- Pearson, Karl. 1901. «LIII. On lines and planes of closest fit to systems of points in space». *Philosophical Magazine Series 6* 2 (11): 559-72. doi:10.1080/14786440109462720.
- Picton, Terence W. 1992. «The P300 wave of the human event-related potential.» *Journal of clinical neurophysiology* 9 (4): 456-79.
- «Products / ENOBIO / ENOBIO 8 - Neuroelectrics». 2016. Accedido abril 12. <http://www.neuroelectrics.com/products/enobio/enobio-8/>.
- Squires, Nancy K, Kenneth C Squires, y Steven A Hillyard. 1975. «Two varieties of long-latency positive waves evoked by unpredictable auditory stimuli in man». *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 38 (4): 387-401. doi:10.1016/0013-4694(75)90263-1.