

Desarrollo de una Interfaz Cerebro-Ordenador (BCI) para Aplicaciones de Robótica

Lucía González-Sobrino, Julieta Prieto-Tarzia, Herminio Martínez-García
 Eastern Barcelona School of Engineering (Escuela de Ingeniería de Barcelona Este – EEBE)
 Departamento de Ingeniería Electrónica
 Technical University of Catalonia (Universidad Politécnica de Cataluña –UPC–), BarcelonaTech
 Avda. Eduard Maristany, nº 10 – 14
 E-08019 - Barcelona, Spain
lucia.gonzalez@estudiant.upc.edu; julieta.prieto@estudiant.upc.edu; herminio.martinez@upc.edu

Resumen—En este artículo se presenta el diseño y posterior implementación física de un sistema capaz de captar las señales procedentes del cerebro. Se resumirán los conocimientos y la tecnología empleada para el desarrollo del mencionado sistema, estableciendo así un canal de comunicación natural entre el ser humano, que será el responsable de dar las órdenes, y un determinado artefacto físico, que será el que llevará a cabo la acción requerida. De esta forma, y gracias al sistema diseñado, se pretende, en forma de *proof-of-concept*, poder controlar, por ejemplo, el cursor de un PC o un pequeño robot móvil a través de las señales neuronales capturadas por el sistema.

Palabras clave—Electroencefalografía (EEG), patrones, *brain-computer interface* (BCI), Robótica.

I. INTRODUCCIÓN

La existencia de personas con discapacidades físicas y personas de tercera edad que se encuentran en riesgo de exclusión social es un fenómeno que caracteriza y preocupa en nuestra sociedad actual. El desarrollo de un sistema capaz de comunicar las necesidades de aquellas personas con dificultades, les proporcionaría un grado de autonomía mayor que significaría, en algunos casos, no necesitar de una persona que le asistiera permanentemente.

Por otro lado, en los últimos lustros ha aparecido, en las áreas de la automática, robótica e informática, la cada vez más recurrente necesidad de poder controlar diferentes artefactos tecnológicos sin la acción manual de un operador humano sino, simplemente, mediante las propias señales neuronales. Esto, que hace décadas parecía de ciencia ficción, hoy en día es posible gracias a los conocidos como sistemas de *interface* cerebro-ordenador o BCI (*brain-computer interface*) [1]–[5].

El cerebro tiene diferentes zonas, en las cuales la actividad cerebral varía. Además de esto, se tiene que tener en cuenta que, dependiendo de cuál sea el estado en el que se encuentre el individuo, se emiten diferentes tipos de ondas [6]; es decir, mientras un sujeto está dormido se

emiten, entre otras, ondas conocidas como ‘delta’, mientras que cuando está mentalmente activo, se emiten ondas denominadas ‘beta’. Estas distinciones permiten saber cuál es el rango concreto de frecuencias (espectro) de la señal que se desea capturar, para poder filtrarla, y asegurarse de que se están captando aquellas señales que realmente se desean obtener en función de su rango de frecuencias.

La presente área de investigación no es nueva pero sí lo es la posibilidad de reducir los costes de esta tecnología para hacerla llegar a la mayor cantidad de público posible. Concretamente, la captura de señales eléctricas producidas por el cerebro comenzó en el año 1929, cuando el científico Hans Berger aplicó la electroencefalografía (EEG) por primera vez en la historia en un ser humano (anteriormente había sido probada con animales por el científico ruso Vladimir Vladimirovich Pravdich-Neminsky alrededor del año 1912 [7]). Esta técnica posibilita la creación de registros que contengan la actividad cerebral de un individuo para su posterior análisis.

En la actualidad, esta técnica se emplea, mayoritariamente, en la detección de enfermedades cerebrales. Fuera del ámbito médico, se utiliza el sensado de las ondas cerebrales con intención de hallar en ellas **patrones** relacionados con la **toma de decisiones**. Éste es el quid de la cuestión: **asociar patrones a toma de decisiones** [8], [9]. Es decir, se lleva a cabo un estudio de las señales producidas por el cerebro ante la decisión de realizar una determinada acción. Ante este hallazgo, se pueden introducir en la sociedad, por medio de la tecnología, grandes mejoras en la calidad de vida de personas con discapacidades físicas que faciliten la realización de determinadas acciones por ellas mismas.

A continuación, se presenta el desarrollo de un sistema de bajo coste, capaz de sensar las ondas cerebrales que expresen tales necesidades, filtrarlas y hallar patrones que permitan clasificarlas. Dichos patrones podrán servir para toma de decisiones que, permitirán, *a posteriori*, el control de un determinado artefacto móvil como, por ejemplo, un pequeño robot controlado mediante las citadas ondas cerebrales.

En concreto, el sistema trata de un prototipo de casco de

bajo precio y, por tanto, asequible a la inmensa mayoría de la sociedad. Dicho casco podrá colocarse en la cabeza del individuo, y constará de una serie de electrodos que harán de sensores para poder capturar las ondas emitidas por su cerebro. El casco se deberá comunicar con un ordenador personal convencional para poder grabar las señales medidas o un microcontrolador de uso general [10]. Estas señales servirán para, en una fase final, poder controlar un simple punto de luz (señal binaria *on-off*), o un dispositivo más complejo como puede ser un pequeño robot móvil que se utilizará como prueba de concepto (*proof of concept*).

II. IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA

El sistema, visto como una máquina encargada de traducir las necesidades humanas, consta de tres partes claramente diferenciadas:

- *Adquisición de la señal:* se trata de la parte física del proyecto, encargada de capturar la señal de forma digital, con la máxima fiabilidad posible, y almacenarla para poder tratar los datos.
- *Procesado de la señal:* aplicación de diferentes filtros y algoritmos de clasificación necesarios para reflejar la intención del usuario o individuo bajo prueba.
- *Aplicación:* es la parte encargada de llevar a cabo la interacción entre los resultados hallados en la parte de procesado y la aplicación final del sistema cerebro-máquina. Puede tratarse de aplicaciones sencillas, como apagar o encender una simple luz, u otras más complejas como el manejo de una silla de ruedas o un robot móvil.

A. Hardware del Sistema

Esta parte engloba todo lo referente a la adquisición de la señal. En primer lugar, para poder sensar las señales emitidas por el cerebro, se colocarán ocho electrodos en la superficie craneal con el fin de realizar un electroencefalograma sobre el paciente. Su colocación se hará siguiendo el sistema internacional conocido como 10/20 [11], escogiendo aquellos puntos que permitan apreciar con mejores resultados las señales que deseen ser analizadas en cada uno de los casos (Fig. 1).

Para que la señal llegue con las menores perturbaciones posibles, se emplearán electrodos de cuchara (ver Fig. 2) bañados en oro (al ser un metal noble es menos sensible a interferencias). Estas señales pasarán por un filtro pasa-bajos RC, que ayudará al convertidor a reducir el ruido presente en las mismas.

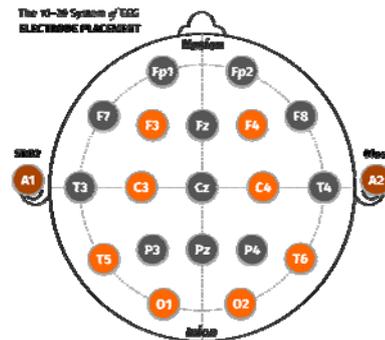


Fig. 1.- Posicionamiento de los electrodos en el cráneo del individuo de acuerdo al conocido sistema internacional 10/20.



Fig. 2.- Electrodos de cuchara con cable recubiertos en oro [13].

La parte más importante del dispositivo se encuentra en el convertidor analógico-digital (ADC). Se ha empleado el modelo comercial ADS1299, del fabricante Texas Instruments, ya que se trata de un dispositivo pensado para la adquisición de señales biológicas procedentes de electroencefalogramas craneales o electromiogramas [14]. Las principales características del mismo son las siguientes:

- Incluye 8 canales en su versión ADS1299-8, siendo posible su ampliación a través de la conexión en serie de varios dispositivos.
- Amplificador programable individual para cada canal (ganancia máxima $\times 24$).
- Muestreo realizado a través de la técnica delta-sigma, la cual proporciona un nivel de ruido muy bajo y una reducción de la complejidad en la aplicación del filtro *antialiasing*.
- Permite alimentación simétrica (en este caso, se ha optado por alimentar a $\pm 2,5$ V).
- Alto CMRR (-110 dB).
- Comunicación a través de bus SPI.
- Resolución máxima de 24 bits.
- Frecuencia de muestreo establecida a 250 Hz para reducir al máximo el ruido producido en la señal durante su conversión (cumpliendo en todo momento el criterio de Nyquist).

Como puede observarse, el amplificador dispone de una amplia resolución, que permite introducir la señal procedente del electrodo sin la necesidad de ser preamplificada exteriormente, algo que reduce sustancialmente el ruido existente en la misma. Aunque esto se traduce en un aprovechamiento no óptimo de la cantidad de bits utilizados, proporciona resultados más exactos y con suficiente detalle, ya que el convertidor posee un alto número de bits en su conversión (aunque realmente los bits de conversión empleados dentro del rango máximo de las señales se vean reducidos al indicado por el fabricante). Pese a incorporar una referencia interna de 4,5 V, se ha optado por incluir una de forma externa a 2,5 V, de manera que el rango de voltaje utilizado para la conversión se ajuste en mayor medida al rango de señales obtenidas después de la amplificación interna del ADC, fijada a su valor máximo, 24.

Se ha optado por adquirir las señales referenciadas a

través de un electrodo ubicado en la oreja. Es decir, el valor obtenido por el ADC será la diferencia de potencial entre cada uno de los canales respecto a dicho electrodo (al tratarse de un único electrodo común para los ocho canales, se trata de una referencia unipolar).

Por otro lado, se dispone de otro electrodo adicional situado en el lóbulo derecho de la oreja, que incorpora un electrodo de *bias*. Este servirá para mantener los valores medidos dentro de los rangos de conversión (evita la saturación de los amplificadores) y, a su vez, favorece la eliminación de señales presentes en modo común (ruido).

El convertidor irá conectado a un microcontrolador, que será el encargado de ejecutar las órdenes de conversión y recibir los datos obtenidos, empleando la comunicación por serie SPI.

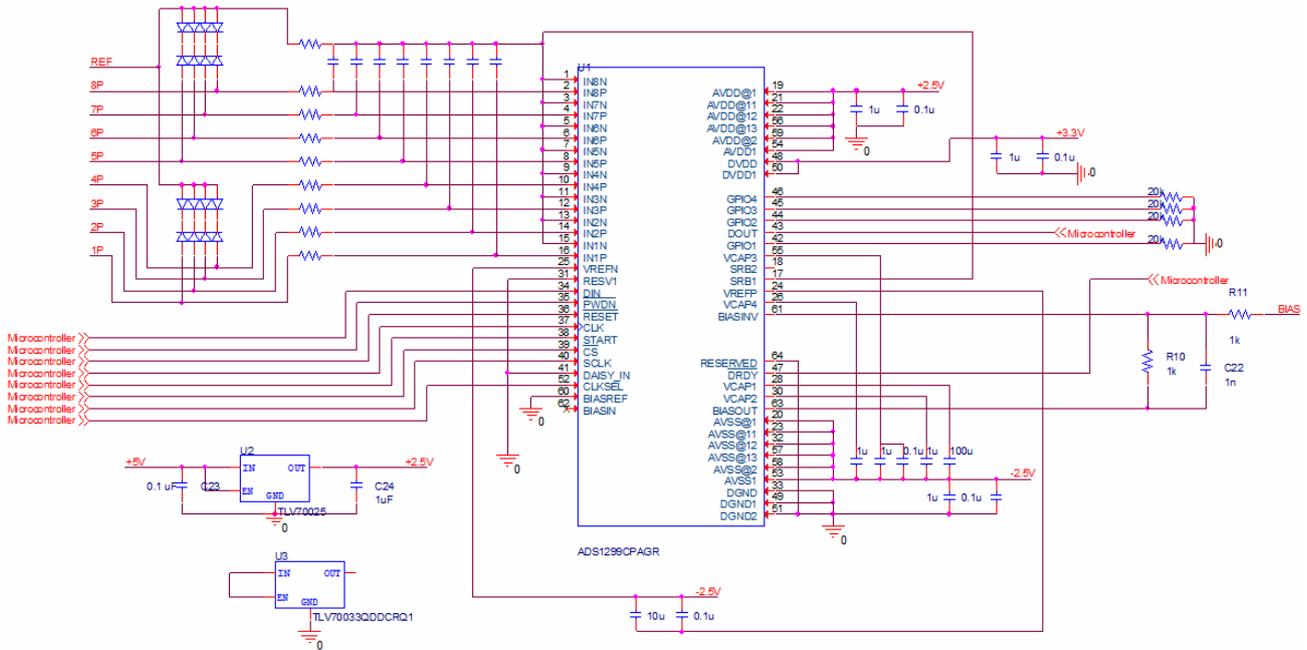


Fig. 3.- Esquemático del sistema de adquisición de las señales.

B. Procesado de la Señal

Una vez obtenidos los datos a través del convertidor, las señales presentarán dos problemas que deben de ser solucionados antes de proceder a la búsqueda de patrones: por un lado, los datos obtenidos incorporarán todas las señales procedentes del cerebro (ondas *alfa*, *beta*, *gamma*, *delta* y *theta*); por otro lado, a su vez, existirá una repercusión, en menor nivel, de otro tipo de sucesos, como, por ejemplo, la interacción del parpadeo de los ojos, movimiento de la mandíbula, etc. Por este motivo, es sumamente importante la existencia de filtros y algoritmos que reduzcan al máximo el efecto de los mismos, ya que estos podrían intervenir de forma crucial en la aplicación de

algoritmos de clasificación [11].

Para el primer problema planteado (separación de las diferentes tipologías de ondas cerebrales generadas), se han empleado filtros digitales FIR (*finite impulse response*) mediante el método de las ventanas, ya que su implementación conlleva un menor coste computacional que la utilización de filtros IIR (*infinite impulse response*).

Dado que el objetivo de dichos filtros es lograr la separación entre las diferentes ondas presentes en la actividad cerebral, se llevarán a cabo filtros pasa-altos y pasa-bajos, según el rango de frecuencia necesario en cada uno de los casos. Cuando se realiza la captura, el usuario del sistema es capaz de ajustar externamente varios parámetros relacionados

con el filtro: frecuencia de corte, atenuación del filtro y frecuencia de muestreo. El programa diseñado empleará, de forma automática, aquella ventana que optimice el orden del filtro con el fin de reducir al máximo el tiempo invertido.

Para el segundo problema (interacción, en menor nivel, de otro tipo de sucesos, como el parpadeo de los ojos, movimiento de la mandíbula, etc.), se procederá a realizar una lectura del estado en reposo del individuo. Para ello, se solicitará que éste cierre los ojos e intente dejar la mente en blanco durante 3 minutos. Posteriormente, se introducirá un vídeo en el que se visualizarán una serie de pautas para indicar que se realicen diferentes movimientos corporales durante un cierto intervalo de tiempo, tal como se encuentra indicado en la Tabla I.

El paciente será observado a través de una cámara para poder determinar el instante de tiempo exacto en el que realice cada una de las acciones detalladas anteriormente. La cámara será sincronizada a los datos obtenidos, y se producirá entonces un etiquetado manual de cada una de las acciones, que servirá para hallar patrones que permitan detectar este tipo de alteraciones y descartarlas previamente.

TABLA I.
SECUENCIA DEL VÍDEO PARA CALIBRAR EL SISTEMA

Movimiento	Tiempo (s)
Reposo	180
Parpadeo	30
Movimiento de cabeza	30
Movimiento del ojo (derecha)	30
Movimiento del ojo (izquierda)	30
Movimiento del ojo (arriba)	30
Movimiento del ojo (abajo)	30
Apretar mandíbula	30
Intervalo de tiempo entre cada prueba	20
Total	510

Es sumamente importante considerar, por otro lado, algunas condiciones que no resultan tan significativas, pero que permitirán obtener mejores resultados en el funcionamiento de la aplicación final; a saber: las señales obtenidas cambiarán en función del sujeto, de las condiciones en las que éste se encuentre y de factores externos que puedan influir en su estado de ánimo. Por dicho motivo, el proceso de calibración debe de llevarse a cabo reiteradas veces, adjuntando en cada una de ellas los siguientes datos:

- Edad del individuo.
- Sexo del individuo.
- Experiencia en la utilización de sistemas BCI.
- Mano de escritura (izquierda, derecha, ambas).
- Hora a la que se realiza la calibración.

- Tiempo que ha dormido en las últimas 24 h.
- Consumo de alcohol, tabaco, bebida energizantes u otros estupefacientes en las últimas 24 h.
- Nivel de ruido del ambiente.

Habiendo contemplado dichas variables, que conllevaban eliminación o variación de ciertos datos obtenidos a través del convertidor, se procede a aplicar métodos que permitan hallar patrones y distinguir entre señales procedentes únicamente de la actividad cerebral.

C. Aplicación Llevada a Cabo

La aplicación llevada a cabo consistirá en el movimiento del cursor (ratón) de un ordenador. Para poderlo conseguir, se asociará cada una de las direcciones de desplazamiento del ratón a la orden de mover alguna parte del cuerpo (ver Tabla II).

TABLA II.
MOVIMIENTOS ASOCIADOS AL DESPLAZAMIENTO DEL RATÓN

Movimiento	Dirección
Elevar mano izquierda	Izquierda
Elevar mano derecha	Derecha
Mover pierna izquierda	Abajo
Mover pierna derecha	Arriba

En primer lugar, se solicitará al individuo bajo prueba que realmente realice el movimiento de las articulaciones, para poder observar cuales son aquellas zonas del cerebro que sufren una alteración mayor del valor de las señales respecto al estado de reposo. Habiendo observado los principales cambios en las señales recibidas, se avanza a la siguiente fase: se solicita al usuario que recree un movimiento imaginario (MI), en el cual simule levantar cada una de sus articulaciones, pero no efectúe tal movimiento.

Es sumamente importante que el usuario intente focalizar sus pensamientos con la máxima concentración posible; por lo tanto, se favorecerá un entorno silencioso y se le resolverán todo tipo de dudas que éste pueda tener previamente. Estas instrucciones se realizarán, una vez más, mediante un vídeo que seguirá la secuencia mostrada en la Tabla III.

TABLA III.
SECUENCIA DEL VÍDEO PARA AJUSTAR PATRONES

Movimiento	Tiempo (s)
MI elevar mano izquierda	30
MI elevar mano derecha	30
MI mover pierna izquierda	30
MI mover pierna derecha	30
Intervalo de tiempo entre cada prueba	20
Total	180

Los resultados obtenidos serán etiquetados según la secuencia temporal, eliminando aquellos intervalos presentes entre el cambio de movimientos, ya que el usuario puede tardar unos segundos en asociar correctamente el movimiento que se le solicita. Esto constituirá el conjunto de training del algoritmo de clasificación.

A partir de estos datos, se procede a la aplicación de métodos clasificadores para poder etiquetar cada una de las muestras obtenidas y poder evaluar la precisión del mismo. Los clasificadores utilizados principalmente en sistemas BCI son los siguientes [9]:

- Análisis Discriminante Lineal (LDA).
- Máquinas de vectores de soporte (SVM).
- Estructuras de redes neuronales.
- Bayesiano ingenuo.
- Modelo oculto de Márkov (HMM).
- K vecinos más próximos (kNN).

Sin embargo, la aplicación de cada uno de ellos individualmente no da resultados satisfactorios. Por este motivo, que se opta por utilizar métodos de ensamblado de clasificadores, permitiendo que errores no correlacionados de clasificadores individuales puedan eliminarse por votación mayoritaria. Es decir, los métodos anteriormente mencionados se ejecutan reiteradas veces, combinando sus resultados, con el fin de obtener un método complejo que proporcione mejores resultados al conjunto de datos obtenido.

Constituido el método de clasificación, se solicita al usuario que proceda al control del ratón a través de los movimientos asociados previamente. El sistema adquirirá datos de forma continua (conjunto de *training*) y aplicará los pasos indicados anteriormente para saber qué función está realizando el usuario: movimiento a la izquierda, movimiento a la derecha, movimiento hacia arriba, movimiento hacia abajo o reposo. El propio programa dará las órdenes necesarias al PC para que efectúe dicho movimiento.

III. COMUNICACIONES IMPLICADAS EN EL SISTEMA

El desarrollo de este proyecto requiere establecer comunicación entre varios dispositivos, para que todas las fases puedan llevarse a cabo.

- Comunicación entre el circuito integrado ADS1299 y un microcontrolador, a partir del cual se establecerá la comunicación SPI entre ambos, con el fin de poder configurar los diferentes registros que tiene el ADS y poder adquirir los datos provenientes de los ocho canales.
- Comunicación entre el microcontrolador y *Python*, programa que ha sido elegido para tratar los datos

(aplicar filtros, clasificadores...) ya que es un software de uso libre que dispone de todas las herramientas necesarias.

Dado que el dispositivo debe poder ser configurado y utilizado por cualquier usuario, es necesario crear una forma de comunicación que no demande conocimientos específicos de programación. Por dicho motivo, se ha decidido realizar una interfaz desde la que sea posible realizar la configuración del ADS1299 y que, a la vez, pueda recibir los datos ya tratados y correctamente clasificados, para poder visualizar los resultados obtenidos.

Teniendo en cuenta las necesidades anteriores, se ha optado por el programa *Processing*, en el cual es sencillo programar todo el entorno gráfico para poder guiar al usuario, a la vez que puede comunicarse tanto con el microcontrolador como con *Python*.

Para realizar la comunicación con el microcontrolador se programará un algoritmo que pase los datos entre ambos utilizando el puerto serie al que está conectado el dispositivo. La comunicación entre *Python* y *Processing* será más complicada, ya que se deberá utilizar lo que es conocido como IPC (*inter-process-communication*), mediante la utilización de *sockets*, clientes y la creación de un servidor.

IV. RESULTADOS

En las Figs. 4 y 5, puede verse el aspecto que posee la interfaz gráfica. Por un lado, la Fig. 4 muestra la interfaz gráfica para la configuración de diversos registros del sistema. Por otro lado, la Fig. 5, muestra la interfaz gráfica para la configuración de los diversos canales y visualización de los datos preliminares obtenidos.

V. CONCLUSIONES

En el presente artículo se ha presentado el diseño y posterior implementación física de un sistema capaz de captar las señales neuronales procedentes del cerebro. Se han resumido los conocimientos y la tecnología empleada para el desarrollo del mencionado sistema, estableciendo así un canal de comunicación natural entre el ser humano, que será el responsable de dar las órdenes, y un determinado artefacto físico, que será el que llevará a cabo la acción requerida.

REFERENCIAS

- [1] EEG, E. EMOTIV Insight 5 Channel Mobile EEG – Emotiv. Disponible en: <https://www.emotiv.com/> [Acceso: 23/feb./2018].
- [2] Karvinen, T., and Karvinen, K. "Make a Mind-Controlled Arduino Robot. Use Your Brain as a Remote". Ed. O'Reilly (2011).
- [3] Instructables. "Arduino Brain Wave Reader". Disponible en: <http://www.instructables.com/id/Arduino-brain-wave-reader/>
- [4] *EEG Headsets | NeuroSky Store*. Disponible en: <https://store.neurosky.com/> [Acceso: 23/feb./2018].
- [5] *OpenBCI - Open Source Biosensing Tools (EEG, EMG, EKG, and more)*. Disponible en: <http://openbci.com/> [Acceso: 23/feb./2018].
- [6] M. Teplan, "Fundamentals of EEG Measurement," *Measurement Science Review*, vol. 2, Section 2, pp. 1–11, 2002.

- [7] International League Against Epilepsy. "The Birth of EEG". Disponible en: https://www.ilae.org/files/dmfile/Epi_poster17-26_PRESS6.pdf [Acceso: 23/feb./2018].
- [8] L. F. Nicolas-Alonso and J. Gomez-Gil, "Brain Computer Interfaces, a Review," *Sensors*, Vol. 12 (n° 2), pp. 1211–1279, 2012. DOI: [10.3390/s120201211](https://doi.org/10.3390/s120201211).
- [9] F. Lotte, M. Congedo, A. Lécuyer, F. Lamarche, and B. Arnaldi, "A Review of Classification Algorithms for EEG-Based Brain – Computer Interfaces," *Journal of Neural Engineering*, Vol. 4 (n° 2), Jan. 2007.
- [10] J. R. Wolpaw, N. Birbaumer, D. J. Mcfarland, G. Pfurtscheller, and T. M. Vaughan, "Brain–Computer Interfaces for Communication and Control," *Clinical Neurophysiology*, Vol. 113 (n° 6), pp. 767–791, Jun. 2002. [https://doi.org/10.1016/S1388-2457\(02\)00057-3](https://doi.org/10.1016/S1388-2457(02)00057-3).
- [11] Trans Cranial Technologies, "10 / 20 System Positioning.," *Manual*, Version 1.0, pp. 1–20, 2012.
- [12] Krusienski, D. J. et al. "Critical Issues in State-of-the-Art Brain–computer Interface Signal Processing." *Journal of Neural Engineering* 8.2 (2011): 025002. PMC. Web. [Acceso: 23/feb./2018].
- [13] Florida Research Instruments Web Shop. (2018). EEG Gold Cup Electrodes 48 Inch Wire with 1.5 DIN Plug Assorted Colors Package. [online] Disponible en: <https://fri-fl-shop.com> [Acceso: 23/feb./2018].
- [14] TexasInstruments. (2018). ADS1299 Low-Noise, 8-Channel, 24-Bit Analog-to-Digital Converter for Biopotential Measurements | TI.com. [online] Disponible en: <http://www.ti.com/product/>[Acceso: 23/feb./2018].

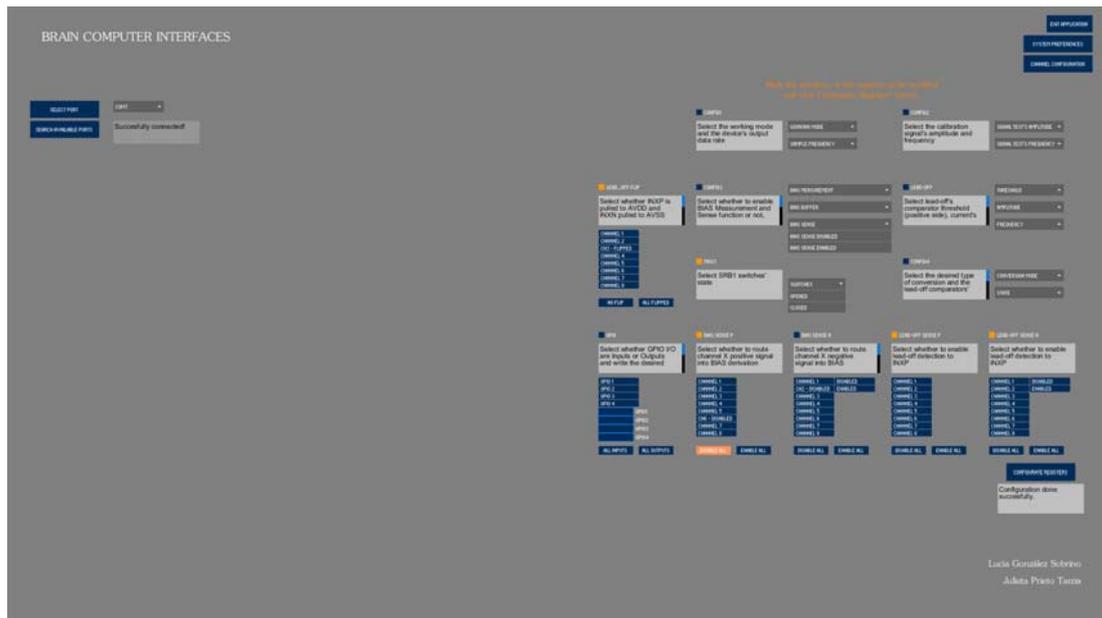


Fig. 4.- Interfaz gráfica para la configuración de diversos registros.

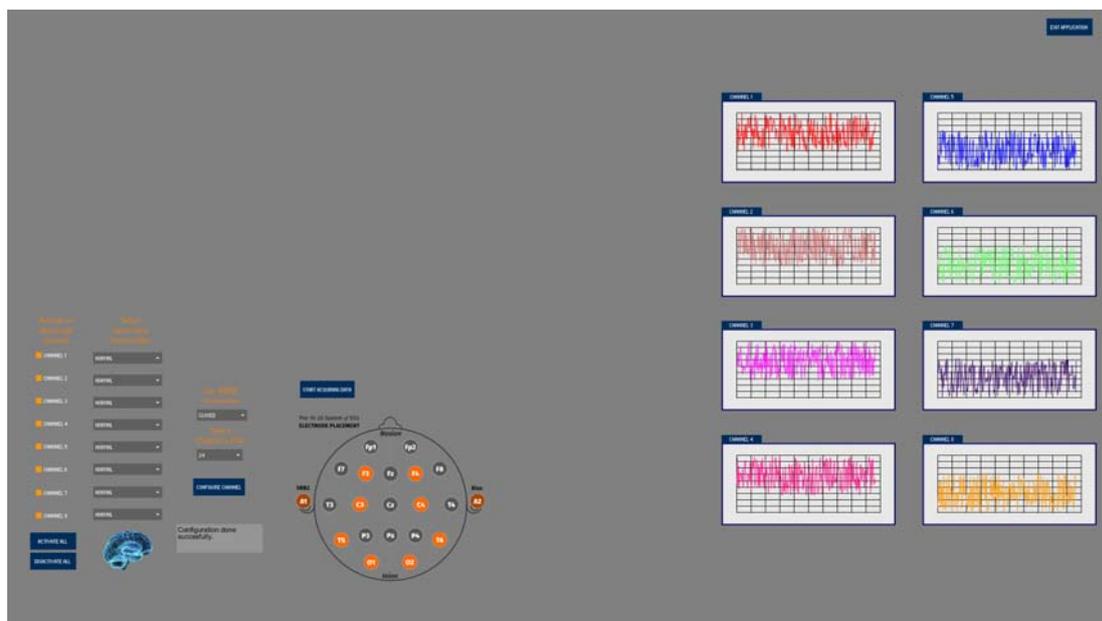


Fig. 5.- Interfaz gráfica para la configuración de los diversos canales y visualización de los datos obtenidos.