



**Revista Especializada de Ingeniería y  
Ciencias de la Tierra**

**ISSN: L2805 -1874**

**Vol: 2 N°1 Julio - Diciembre 2022**

## **Estudio sobre prótesis de mano controlada con señales EEG para discapacitados**

### **Study on EEG signal-controlled hand prosthesis for the disabled**

José Francisco Castro Vargas  
Universidad de Panamá, Facultad de Informática, Electrónica y Comunicación  
jose.castro-v@up.ac.pa  
<https://orcid.org/0000-0002-2732-5767>

Jorge Luis Martínez Ramírez  
Universidad de Panamá, Facultad de Ingeniería  
Jorgel.martinez@up.ac.pa  
ORCID.ORG/0000-0002-1036-6167

Recibido:8/7/2021 Aceptado: 208/10/2021 Publicado: 7/2022  
Se autoriza la reproducción total o parcial de este artículo, siempre y cuando se cite la fuente completa y su dirección electrónica

#### **RESUMEN**

El documento resume en términos generales la propuesta de trabajo en torno a la construcción de una prótesis de mano controlada a través de señales EEG, justificando los elementos fundamentales de la escogencia del tema, planteando los objetivos, los avances conseguidos y la metodología llevada a cabo para alcanzar los mismos. Dentro de los materiales y métodos se establecen algunos parámetros teóricos de lo que es conocido como una unidad Mindflex creada por la empresa Mattel® y como un microcontrolador puede ser expuesto a procesos de ingeniería inversa para conocerlo detalladamente y ampliar la gama de posibles

aplicaciones. El construir una prótesis sobre la plataforma desarrollada para los juegos de mesa y basada en el análisis de señales, ofrece una gran oportunidad para reducir los costes hasta un 80% y ofrecer las prestaciones adecuadas para una respuesta eficaz y oportuna y una fácil ejecución de las tareas. La unión de la Física y el estudio del cerebro abre paso a nuevas investigaciones acerca de la función total de este último, haciendo óptimo la creación de nuevas comodidades para el ser humano y su adaptación a estas.

**Palabras clave:** Electroencefalografía, Mindflex, interfaz, microcontrolador, actuadores, Arduino.

#### **ABSTRACT**

The document summarizes in general terms the proposed work on the construction of a hand prosthesis controlled through EEG signals, justifying the fundamental elements of the choice of the subject, setting out the objectives, the progress achieved and the methodology carried out to achieve them. Within the materials and methods, some theoretical parameters of what is known as a Mindflex unit created by the Mattel® company are established and how a micro controller can be exposed to reverse engineering processes in order to know it in detail and expand the range of possible applications. Building a prosthesis on the platform developed for board games and based on signal analysis offers a great opportunity to reduce costs by up to 80% and provide adequate performance for efficient and timely response and easy task execution. The union of Physics and the study of the brain opens the way to new research on the total function of the brain, making optimal the creation of new comforts for the human being and its adaptation to these.

**Keywords:** Electroencephalography, Mindflex, interface, microcontroller, actuators, Arduino.

## INTRODUCCIÓN

Para Wolpaw (2002), citado por Ángel Villegas, Edgar Lugo, José R. Pacheco y Hyxia Villegas (2008), una interfaz cerebro computador (ICC) es un dispositivo que se encarga de analizar señales provenientes de la actividad consciente de un individuo para traducirlas en acciones (p. 767–791).

Como seres vivos, los humanos deben ser capaces de responder a los estímulos del entorno para sobrevivir. En la vida cotidiana, esta reacción se consigue principalmente de dos maneras: una es alterando directamente el entorno mediante mecanismos musculares y la otra es expresando los pensamientos (comunicación) mediante la expresión de sentimientos, deseos e ideas. Sin embargo, en algunos casos, las funciones motoras se ven afectadas por enfermedades como lesiones medulares, derrames cerebrales, esclerosis lateral amiotrófica, esclerosis múltiple, distrofia muscular, tumores y accidentes. Por lo tanto, sufren daños parciales o totales en los subsistemas del cuerpo, lo que lleva a una pérdida de la capacidad de respuesta natural (parcial o total) al medio ambiente. Este tipo de trastornos ha llevado al desarrollo de la tecnología de interfaz cerebro computador.

El origen de las tecnologías BCI nació con el descubrimiento de la naturaleza eléctrica del cerebro. *El científico Richard Caton en 1875 usó un galvanómetro para observar impulsos eléctricos en la superficie del cerebro vivo de algunos animales.* Años más tarde, Hans Berger dio continuidad al trabajo de Caton y consiguió registrar la actividad cerebral mediante la electroencefalografía siendo en 1924 el primero en registrar un EEG de un cerebro humano. Mediante análisis de EEG, Berger consiguió clasificar las diferentes ondas cerebrales, por ello las ondas Alfa (8-12 Hz) también se denominan ondas Berger. (Haas, L. F., 2003, p. 647-649)

Hubo que esperar hasta 1970 para que se iniciara la investigación de los primeros dispositivos BCI. *Esa inicial de utilizar un sistema computacional para extraer información del cerebro*

*de un individuo fue propuesta por Jacques J. Vidal, en el marco del proyecto “The Brain-Computer Interface” (Vidal, J., 1973, p.163). En ese momento, Vidal le dio nombre a una área de investigación que casi 40 años después presenta una actividad impresionante, en la que están involucrados decenas de grupos de investigación y laboratorios de todo el mundo.*

Durante los próximos años, el mercado experimentará un crecimiento escalonado debido a la creciente demanda de tecnologías avanzadas en el campo de la neurociencia y la tecnología de la información y la comunicación (García, B., 2018). Sin embargo, esta tecnología se encuentra aún en su infancia quedando abiertos muchos campos para la investigación y desarrollo.

El presente artículo se refiere al estudio de una interfaz de control cerebral basada en señales de EEG (electroencefalografía), comúnmente llamada BCI (Brain Computer Interface), la cual pretende establecer una conexión directa entre el cerebro y una máquina sin utilizar acciones motoras directas, ayudando así a personas con poca o nula movilidad; todo esto en base al trabajo sobre *“Prótesis de mano controlada con señales EEG”* de Andrés M. Cruz Rodríguez, Hernán Sánchez Machet (2021). El desarrollo del documento se realiza de la siguiente manera: en la sección uno, aspectos teóricos; en la sección dos, potencial de acción generada en las neuronas; en la sección tres, desarrollo experimental; y finalmente, la discusión de los resultados y las conclusiones.

## **MATERIALES Y MÉTODOS**

La investigación se fundamenta en el estudio de interfaces cerebro-computadora (BCI por sus siglas en inglés), por medio del análisis de electroencefalogramas (EEG); las cuales establecen un nuevo camino para interactuar con tecnología mediante nuestro pensamiento, ya que estas interfaces permiten transformarlo en acciones reales en nuestro entorno. Todo esto con el objetivo de observar si son viables para el uso en individuos con movilidad nula y/o reducida.

Para determinar la relación entre todas las variables del estudio se realiza mediante una secuencia lógica que se explica a continuación:

### **1. Aspectos teóricos**

### **1.1. Interfaces de comunicación a través de EEG (BCI)**

Las interfaces basadas en los electroencefalograma (EEG) son dispositivos de comunicación capaces de establecer una relación directa entre el cerebro humano, que responde a los estímulos, y el ordenador, que lo interpreta y convierte en otro tipo de señal que sirve para generar trabajos con otros dispositivos utilizados (Borrego, C. y Trujillo, J., 1983, p. 255).

Los sistemas BCI pueden dividirse en tres grupos (Martín Barraza, J. I., 2015):

-Activo: se caracteriza por permitir el control consciente y voluntario del sistema BCI, independientemente de los acontecimientos externos.

-Reactivo: el control de la aplicación está directamente relacionado con estímulos externos que influyen indirectamente en la actividad cerebral.

-Pasivo: deriva del procesamiento de cualquier señal cerebral generada sin la intención del usuario. La información que contiene se utiliza para medir nuestro estado cognitivo y los niveles de excitación, relajación, etc.



Figura 1. Estructura General de una BCI. Tomado de Spinelli, E.M., 2000, p.10-11.

Cada interfaz basada en el EEG está estructurada como se muestra en la Figura 1.

## **2. Potencial de acción generado en las neuronas**

El cerebro está formado por millones de neuronas. Cada neurona está formada por cuerpos celulares llamados células somáticas, dendritas, axones y terminaciones nerviosas. La información llega a la neurona a través de las dendritas. Las dendritas reciben información

de una media de 10.000 neuronas. En comparación con la membrana celular, la parte externa de la neurona tiene una mayor concentración de iones  $\text{Na}^+$  y la parte interna tiene una mayor concentración de iones  $\text{K}^+$ . A esta concentración, el potencial de la membrana es de  $-70\text{mV}$ , con la parte interior cargada negativamente y la parte exterior cargada positivamente (Bear M. F. y et al., 2008; Sanei S. y Chambers J. A., 2007).

Cuando una neurona se despolariza debido a la información recibida en las dendritas, se genera un potencial de acción que viaja por el axón, como se muestra en la Figura 2.a.

### 2.1. Configuración de la corteza cerebral

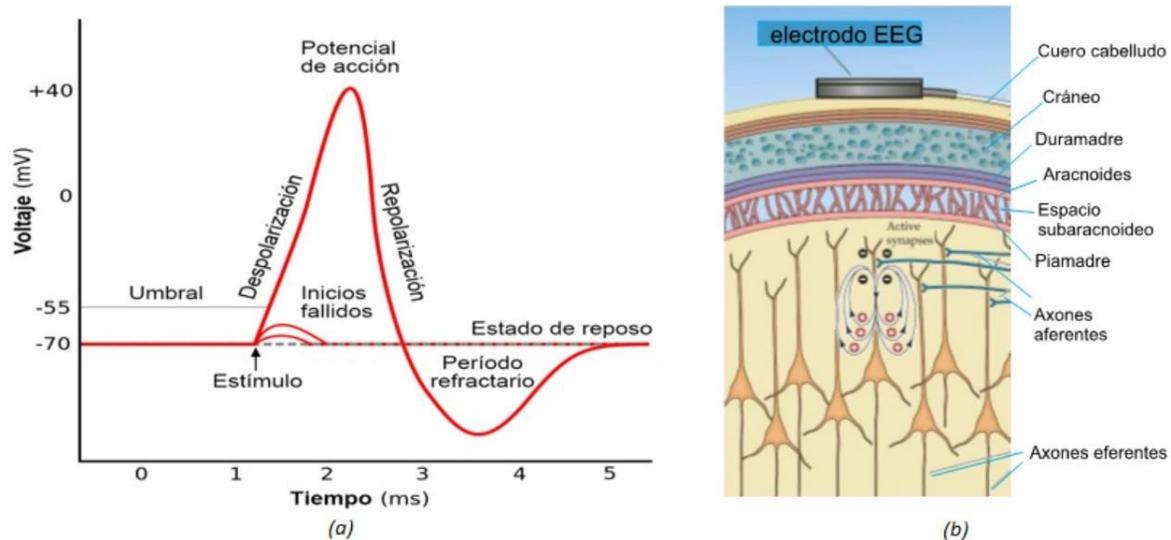


Figura 2. Señales cerebrales y su registro. (a) Potenciales de acción en las membranas de las neuronas; (b) Generación de la señal EEG. Adaptado de De La Torre Abaitua J., 2012.

El cerebro consta de dos hemisferios (izquierdo y derecho) separados por el cuerpo calloso. El córtex de cada hemisferio cerebral presenta una serie de pliegues, denominados giros o circunvoluciones, separados por fisuras o surcos (Muzumdar, A., 2004; Bear M. F. y et al., 2008). Cada división hemisférica se basa en un surco diferente de la corteza, llamado lóbulo. Para referirse a las partes de la corteza, se utiliza el mapa cerebral de Brodmann, numerado del 1 al 51 según la arquitectura celular o la disposición de las neuronas que componen la corteza (Figura. 3).



Figura 3. Áreas de Brodmann y función del lóbulo frontal. Tomado de Purbes, D., 2004; y Snell, R.

El lóbulo frontal, esencial para esta tarea, tiene tres áreas reconocidas con funciones específicas. Las áreas actuales, divididas en posterior (corteza motora primaria) y anterior (corteza motora secundaria), son responsables de los movimientos individuales de las distintas partes del cuerpo. Otra zona de este lóbulo es el área ocular frontal, donde se determinan los movimientos oculares conjugados, que controlan los movimientos oculares espontáneos que se generan independientemente de los estímulos visuales (Snell, R. S., 2010).

La llamada área del lenguaje o de Broca, como su nombre indica, participa principalmente en la producción del lenguaje, y por último está el área prefrontal. Esto se relaciona con la meditación, la atención y la concentración en un tema, que expresa la personalidad del individuo y su expresión emocional.

## 2.2. Generación de las señales EEG

La corteza cerebral está compuesta principalmente por neuronas piramidales (Sarmiento, L., 2015) y las señales EEG se generan por la sincronización local de miles de neuronas piramidales (Bear M. F. y et al., 2008). Esta sincronización está representada por la suma de sinapsis excitatorias en las dendritas de miles de neuronas piramidales. Esto crea un dipolo en cada neurona entre las cargas somáticas y dendríticas (Figura 2.b).

Así, la corriente en el cerebro consiste en el bombeo de iones  $\text{Na}^+$ ,  $\text{K}^+$ ,  $\text{Ca}^{++}$  y  $\text{Cl}^-$  a través de la membrana de la neurona (Snell, R. S., 2010). Como resultado, la señal del EEG consiste

en una serie de ondas de radio generadas por la corteza cerebral (De La Torre Abaitua J., 2012.).

Cuando se mide con electrodos de superficie (Scalp o no invasivos), el rango de tensión es de 0-300  $\mu\text{V}$  y la frecuencia es de 0,5-100 Hz. Algunas de las ventajas de este tipo de señal son: la excelente resolución temporal (ms), el hecho de que la señal sea permanentemente detectable, la facilidad de registro y el bajo coste de los equipos para detectarla.

### 2.3. Clasificación de los potenciales de las señales EEG

Los potenciales de las señales de EEG pueden dividirse en potenciales evocados, cuando se generan en respuesta a estímulos externos, y potenciales espontáneos, cuando surgen de la "voluntad" del sujeto.

Dentro de los potenciales espontáneos, se puede distinguir entre los ritmos cerebrales, que se registran en reposo cuando las neuronas no están procesando información, y los potenciales asociados RP (Related Potentials), que se generan como resultado de eventos temporales. En general, los PR son de menor amplitud en comparación con la actividad de base (background). Por ejemplo, las señales de EEG del cuero cabelludo asociadas a los potenciales relacionados con el motor (MRP-Movement Related Potential) tienen una relación señal/ruido inferior a -10 dB (Spinelli, E.M., 2000, p.10-11; Lange, D. y Inbar, G., 1996).

En este trabajo, se adquirieron señales de la corteza prefrontal izquierda. Según la investigación [9], se concentran las señales relacionadas con la meditación, la atención y la concentración. Cuando el análisis se realiza en el dominio de la frecuencia, el término ERS

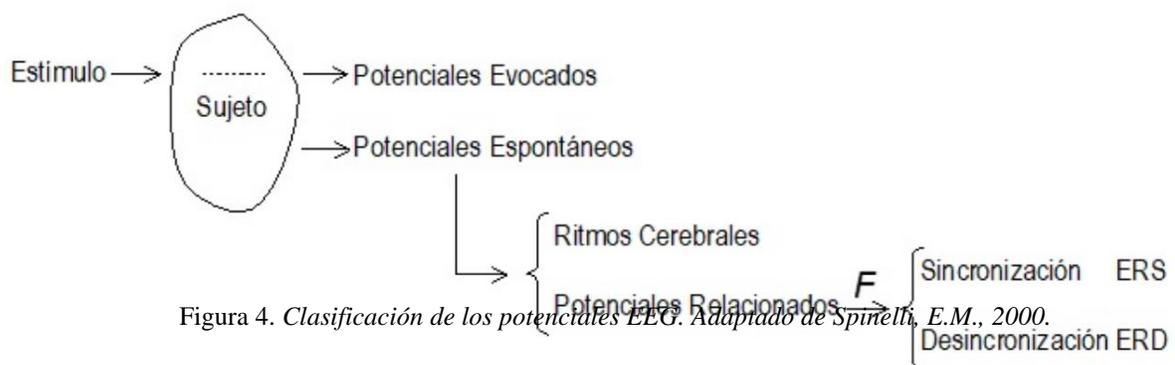


Figura 4. Clasificación de los potenciales EEG. Adaptado de Spinelli, E.M., 2000.

(Event Related Sincronization) se utiliza para describir el aumento de energía en una banda concreta como resultado de un evento, mientras que ERD (Event Related Desincronization) se utiliza para describir su disminución. Figura 4 (Spinelli, E.M., 2000, p.10-11; Lange, D. y Inbar, G., 1997).

El espectro de frecuencias de las señales de EEG se extiende desde unas décimas de Hz hasta unos 100 Hz; el análisis espectral de las señales de EEG define bandas específicas de importancia clínica, denotadas por las letras griegas  $\delta$ ,  $\Theta$ ,  $\alpha$ ,  $\beta$  y  $\gamma$ . Estas bandas no tienen límites precisos, pero cubren aproximadamente los intervalos indicados en la Tabla 1 (Spinelli, E.M., 2000):

$\delta$	< 4 Hz
$\Theta$	4 -8 Hz
$\alpha$	8-12 Hz
$\beta$	12-32 Hz
$\gamma$	>32Hz

Tabla 1. *Intervalos de frecuencias de las señales electroencefalográficas. Tomado de Cruz Rodríguez, A. M. y Sánchez Machet, 2021, p. 34-51.*

La distribución espectral de la energía de la señal EEG depende de la actividad mental durante la ejecución. En la Figura 5 se muestra un espectro típico de EEG. Corresponden a registros realizados con electrodos de superficie en la región occipital con los ojos abiertos y cerrados en un ancho de banda de 32 Hz. En ambos casos, se observa una dominancia de la banda alfa.

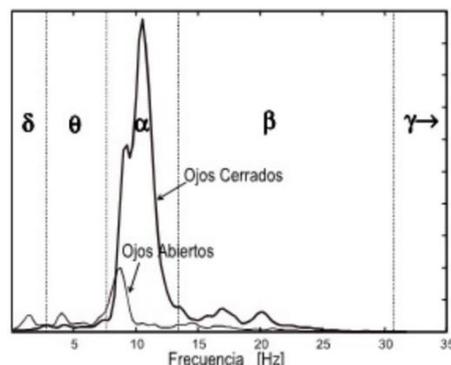


Figura 5. Espectro típico de las señales EEG. Tomado de Spinelli, E.M., 2000.

## 2.4. Análisis tiempo-frecuencia (t-f) utilizando Wavelets

Si se tiene una señal  $x(t)$ , se puede conocer su espectro energético si se descompone en una base de funciones de buena localización espectral (es decir alta resolución). Si  $x(t)$  es limitada en frecuencia ( $0, BW$ ), y se utiliza como base, exponenciales complejas del tipo  $e^{j2\pi kf}$ , (senos y cosenos), en un intervalo  $(0, T)$ ,  $x(t)$  puede

escribirse como:

$$x(t) = \sum_{K=-N}^{+N} C_k \cdot e^{-j2\pi k f_0 \cdot t}$$

Válida para  $0 < t < T$  donde  $f_0 = 1/T$  y  $N = BW/f_0$ .

Aquí los  $C_k$  son los coeficientes del desarrollo en serie de Fourier de  $x(t)$  dados por

$$C_k(t) = \frac{1}{T} \cdot \int_0^T x(t) e^{-j2\pi k f_0 \cdot t} \cdot dt$$

Hallados estos coeficientes, que son escalares,  $x(t)$  puede expresarse como:

$$x(t) = C_{-N} \cdot e^{-j2\pi \cdot N f_0 \cdot t} + \dots + C_{-2} \cdot e^{-j2\pi \cdot 2 f_0 \cdot t} + C_{-1} \cdot e^{-j2\pi \cdot f_0 \cdot t} + C_0 + C_1 \cdot e^{j2\pi \cdot f_0 \cdot t} + C_2 \cdot e^{j2\pi \cdot 2 f_0 \cdot t} + \dots + C_N \cdot e^{j2\pi \cdot N f_0 \cdot t}$$

Ahora bien, ya que una función de la forma  $e^{-j2\pi \cdot f_0 \cdot t}$ , tiene la energía localizada alrededor de  $k \cdot f_0$ , la magnitud del coeficiente  $C_k$  indica el peso o contribución a la señal analizada de la componente de energía para  $f = k \cdot f_0$ . Así que conociendo los  $C_k$  es posible determinar de la distribución espectral la energía de  $x(t)$ .

Las funciones utilizadas como base de descomposición  $e^{j2\pi k f \cdot t}$ , presentan una excelente localización en frecuencia (su transformada de Fourier es un delta alrededor de  $f_0$ ) lo cual permite conocer la contribución energética de las distintas frecuencias en  $x(t)$ . Pero no se tiene información alguna de cómo evoluciona esta energía en el tiempo, pues las funciones

$e^{j2\pi k \cdot f \cdot t}$ , son armónicas y varían continuamente en el tiempo. En otras palabras la localización temporal de estas funciones es nula.

Para realizar un análisis  $t-f$  es necesario descomponer  $x(t)$  en una base compuesta por funciones localizadas en  $t$  y en  $f$ . Suponiendo una función  $\psi(t)$  tal que su energía esté localizada tanto temporal como espectralmente. Si  $\psi(t)$  tiene su energía concentrada alrededor de  $f_0$ , se puede esperar que  $\psi(a \cdot t)$  la tenga en  $a \cdot f_0$ , así, partiendo de un factor de escala  $a$ , es posible generar una familia de curvas con su energía espectralmente localizada en distintas frecuencias.

### 3. Desarrollo experimental

Para el desarrollo del trabajo experimental, el proceso se dividió en diferentes etapas, que se describen a continuación.

**3.1.** Se realizó el correspondiente análisis de la unidad MINDFLEX Duel (Figura 6) para comprender la electrónica e identificar el hardware (Figura 7) que recogería las señales de EEG. Las señales eléctricas se identificaron en un osciloscopio antes de su codificación y transmisión.



Figura 6. Unidad Mindflex, que cuenta con un micro controlador EEG producido por la empresa Neurosky, y mide la actividad eléctrica cerebral a través del Auricular que se ubica en el lóbulo frontal derecho del jugador. Tomado de Neurosky, 2021.

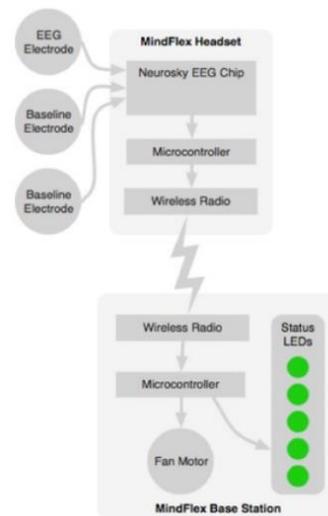


Figura 7. Hardware Unidad Mindflex®. Tomado de Neurosky, 2021.

La adquisición e interpretación primaria de estas señales del lóbulo frontal condujo al diseño de una interfaz de control cerebral (BCI) basada en Arduino. El proceso experimental que permite la adquisición y el procesamiento de datos se muestra en la Figura 8:

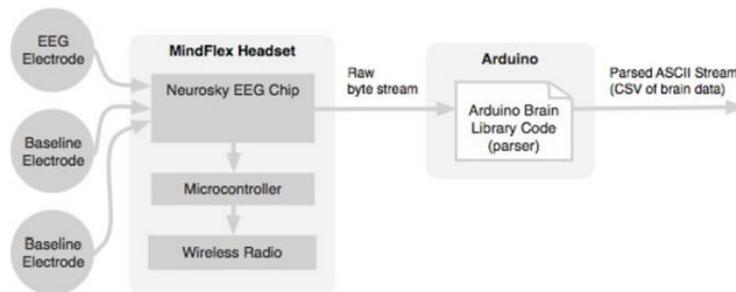


Figura 8. Configuración preliminar de hardware. Tomado de Mika, E., Vidich, A., y Yuditskaya, S., 2021.

El auricular tiene tres electrodos y, en la configuración unipolar correcta, debe colocarse de manera que un electrodo esté en la corteza prefrontal izquierda y los otros dos en zonas sin terminaciones nerviosas óseas, que actúan como un circuito de tierra. Una zona adecuada para la configuración de la tierra es el lóbulo de la oreja. En el lóbulo de la oreja no hay actividad nerviosa que pueda crear un registro de tensión en los electrodos. Los electrodos utilizados en este trabajo son de superficie (Scalp) y se colocan en el cuero cabelludo o en la piel a partir del punto de referencia o tierra formado por el canal único y las terminaciones nerviosas del oído. Internamente, el auricular también cuenta con un chip diseñado por Neurosky, un microcontrolador y un emisor de señales de radio.

Las señales de EEG captadas por los auriculares Mindflex se transmiten al chip Neurosky, donde se amplifican y procesan para generar ocho señales cuya amplitud depende de la actividad cerebral y se encuentra dentro del rango de frecuencias registrado en la Tabla 1. Estas señales se envían desde el cable al microcontrolador Arduino Uno (que emula el microcontrolador interno de los auriculares) y posteriormente al ordenador a través de USB. En el ordenador, los datos se facilitan con la ayuda del diseño del código de programación y de las distintas librerías que proporciona la plataforma Arduino. Lo obtenido se registra en

formato ASCII o CVS, lo que facilita el almacenamiento, la visualización y la elaboración de gráficos en tiempo real. Para más información sobre cómo intervenir físicamente en los auriculares, véase Mika, E., Vidich, A., y Yuditskaya, S., 2021.

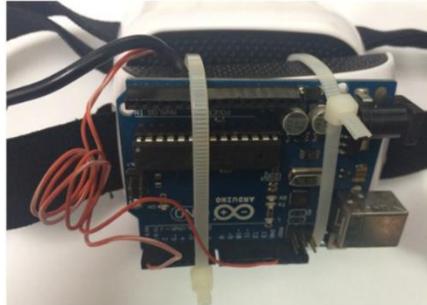


Figura 9. Conexión del Auricular al Arduino. Tomado de Cruz Rodríguez, A. M. y Sánchez

<sup>Machet, 2021, p. 34-51</sup>  
**3.2** Cuando se conecta el Arduino a los auriculares, se instala la biblioteca gratuita Brian Serial Out y se añade el código de trabajo utilizando un IDE que puede visualizar las señales enviadas desde los auriculares como datos CVS.

Para la elaboración de gráficos, se utiliza un software de aplicación gratuito llamado Processing 2.2.1, que es compatible con Arduino. Esto permite visualizar en tiempo real los datos adquiridos en formato CVS y representarlos como un espectro de energía.

La extensión PDE debe utilizarse para programar el procesamiento y vincularlo al código escrito en el IDE de Arduino. Para ello es necesario descargar dos librerías gratuitas ya creadas, BrainGrapher.pde e IP5Controller. El último código (Cruz Rodríguez, A. M., 2017) contiene plataformas (subcódigos) denominadas Brain grapher, Channel, ConnectionLigth, Graph y Monitor. Cuando se conectan entre sí, suelen generar los parámetros necesarios para producir un gráfico que muestre los cambios en las ondas cerebrales a lo largo del tiempo, como se observa en la Figura 10.

Todo el desarrollo, el procesamiento y la interpretación de las señales individuales obtenidas en los distintos ejercicios relacionados con los ritmos cerebrales en el dominio de la frecuencia se almacenan en el código fuente de procesamiento de Arduino. Esto incluye los patrones de entrada y salida de cada una de las variables mencionadas. Se codifican como X, Y, W y H y se asignan al canal de transmisión IP5, con tamaños de paquetes de datos que

van de 1024 a 768 bytes y velocidades de 9600 baudios. Estas señales se modelan para cada Wavelet (Cruz Rodríguez, A. M., 2017).

Cuando los datos procesados por el Arduino se grafican contra el tiempo, se observan picos clasificados por color, calidad de la señal, nivel de atención, meditación, delta, theta, alfa bajo, alfa alto, beta bajo, beta alto, rango bajo y rango alto (Parte Superior, Figura 10). Estos valores son identificados por Neurosky para la modulación de la señal y la transmisión de datos.

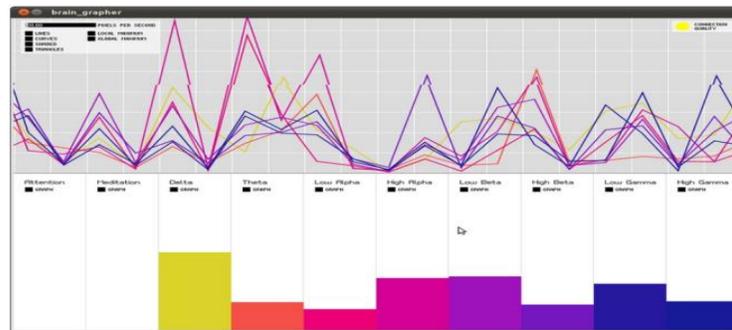


Figura 10. Visualización de la intensidad relativa de las señales cerebrales en el tiempo (triángulos) y por intervalos de frecuencia (rectángulos). Tomado de Cruz Rodríguez, A. M. y Sánchez Machet, 2021, p. 34-51

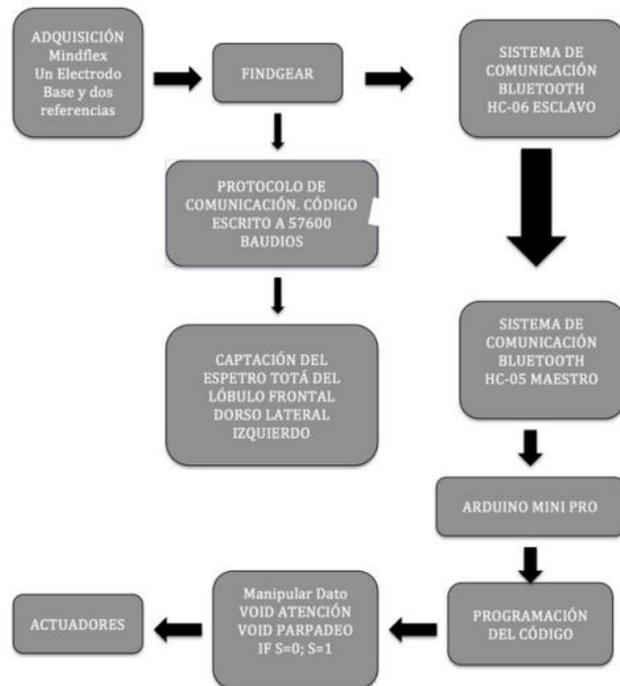
**3.3** Para reducir el tamaño del dispositivo sin sacrificar la versatilidad o la funcionalidad, se sustituyó la placa Arduino Uno (4,1" de largo y 2,1" de ancho) por la Arduino Pro-mini (1,3" de largo y 1,8 cm de ancho) que incluye una placa compatible con Arduino HC-06 sistema Bluetooth que permite la transferencia inalámbrica de datos y facilita la transferencia de datos a los dispositivos Android (Yhtomitsy, 2014; N. Mechatronics, 2014).

Además, se ha añadido un módulo de conexión USB FTDI 232 que, además de ahorrar espacio, aumenta la velocidad de transmisión de datos. Como estos tres módulos (Arduino pro-mini, HC-06 y FTDI 232) tienen el mismo tamaño, son más fáciles de colocar en el auricular.

Por último, se ha desarrollado un protocolo Arduino llamado "Eyes Blink". Esto detecta las señales de ruido, no aleatorias y de baja intensidad, y permite activar la prótesis mediante los impulsos de tensión que generan. Como resultado de esta detección, el usuario puede elegir si utilizar las señales obtenidas del lóbulo frontal o del parpadeo.

A continuación, el sistema está vinculado por un código que convierte la señal de parpadeo en una señal eléctrica de salida media que activa un actuador (en este caso un motorreductor), que a su vez activa la prótesis por acoplamiento mecánico.

El sistema final, con sus diversas partes interactivas y protocolos de comunicación, se sintetiza en el diagrama de bloques de la figura 11, y la apariencia real y la descripción de cada uno de sus componentes en la Figura 12.



Como se muestra en la Figura 12, el sistema consta de módulos independientes, lo que facilita los servicios de reparación y sustitución en caso de avería.

El código que hace posible el funcionamiento de la prótesis se inicia con la declaración de las variables de

Figura 11. Diagrama de bloques funcional del sistema de prótesis de mano, controlada por señales EEG. Tomado de Cruz Rodríguez, A. M. y Sánchez Machet, 2021, p. 34-51

ejecución para cada uno de los pines del Arduino mini, así como la definición de las variables para cada una de las señales en sus respectivos rangos de frecuencia y a continuación los comandos de envío hacia el puerto serial de los datos recibidos, con la opción de selección de modo entre parpadeo o relajación que hacen que el actuador Figura 13, se accione en el momento adecuado. Mayores detalles pueden ser consultados en Cruz Rodríguez, A. M., 2017.

El diseño de la prótesis realizada con impresión 3D, se optimizó con el fin de que la adaptación de los servomotores garantice óptima funcionalidad.

## RESULTADOS

Un protocolo de comunicación, entendido como un conjunto de reglas que gobiernan el intercambio organizado de bits a través de un canal digital, puede implementarse mediante un código estructurado simple que proporciona comprensión y claridad en la ejecución de las tareas de control de señales que permiten la ejecución de tareas específicas por parte del actuador.

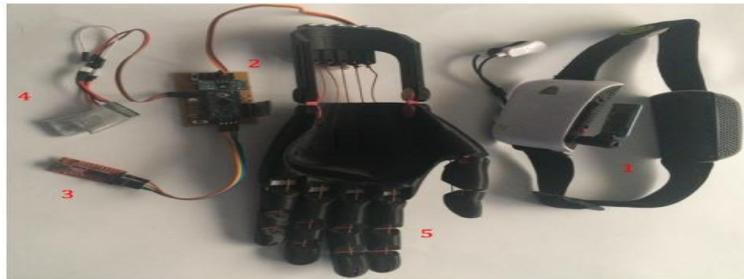


Figura 12. Estructura final del diseño. 1) Auricular: sistema de captación y envío de señales eléctricas, configurado básicamente con el módulo HC-04. 2) Módulo de recepción de señales, conformado por el Mini Pro y cuyo elemento de recepción es el módulo HC-05. 3) Módulo FTDI232: Encargado de Arduino posibilitar la conexión vía USB entre el Arduino Mini pro y un computador para hacer lectura del estado de las señales o captación de los niveles de POOR SIGNAL (ruido) que suministra el software. 4) Baterías de litio de 3.7v a 250 mAh, encargadas de la alimentación del servomotor (actuador), que fue diseñado con alimentación independiente para no afectar en caso de sobrecarga los diferentes módulos conectados en el sistema. 5) Prótesis diseñada por PROTOTYPE 3D. Tomado de Cruz Rodríguez, A. M. y Sánchez Machet, 2021, p. 34-51.

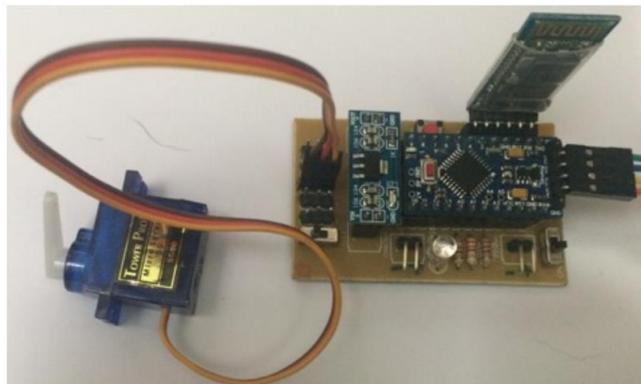


Figura 12. Montaje del servomotor (actuador) sobre la placa principal. Tomado de Cruz Rodríguez, A. M. y Sánchez Machet, 2021, p. 34-51.

Se identificó la presencia de potenciales en diferentes regiones cerebrales, especialmente en la región dorsolateral izquierda, donde se realizaron las mediciones gráficas, que se asocian con los niveles de atención, meditación y relajación. Sobre todo, la intensidad de las señales alfa, beta y gamma que puede generar una persona es controlable y reproducible mediante el entrenamiento, lo que facilita la adaptación de las rutinas para el manejo controlado de la prótesis.

Las señales adquiridas de los ritmos Alfa creados a través del canal de comunicación digital de la plataforma Arduino requieren un flujo de comunicación de aproximadamente 57600 baudios. Esto garantiza un muestreo que reduce la relación señal-ruido, aumentando con ello la confiabilidad en el nivel de señal registrada. Este nivel se ajusta en el código programado.

Construir una prótesis sobre la plataforma Neurosky, desarrollada para los juegos de mesa y basada en el análisis de señales, ofrece una gran oportunidad para reducir los costes en comparación con otros tipos de prótesis del mercado, reducir las ventas hasta un 80% con un coste menor y ofrecer las prestaciones adecuadas para una respuesta eficaz y oportuna y una fácil ejecución de las tareas.

## **CONCLUSIONES**

Un protocolo de comunicación, entendido como un conjunto de reglas que gobiernan el intercambio organizado de bits a través de un canal digital, puede ser implementado por un simple código estructurado que proporciona comprensión y claridad en la ejecución de las tareas de control de señales para realizar una tarea específica por un actor.

La presencia de potenciales en diferentes regiones cerebrales, especialmente en la región dorsolateral izquierda donde se han realizado mediciones gráficas en comparación con la

teoría, corresponden a niveles de atención, meditación y relajación, identificados como señales alfa, beta y gamma, en particular Una persona genera antes de operar la prótesis por primera vez a través de la práctica simple, y la práctica Más adelante, estos potenciales pueden generarse de forma más rápida y completa, y pueden ser detectados por electrodos.

Las señales obtenidas a partir del ritmo alfa, establecidas a partir del canal de comunicación digital de la plataforma Arduino, establece una velocidad cercana a los 57600 baudios que concuerda claramente con lo establecido con la teoría, disminuyendo los porcentajes de error o POOR Signal de 24 a 0 según lo estimado en el código programado.

Manipular desde la teoría y luego en los montajes electrónicos, cada uno de los dispositivos que se dispusieron para comprender el funcionamiento del sistema inicial, especialmente del microprocesador del Mindflex, y luego en la adaptación de funcionalidad y disminución de robustez del equipo, genera interesantes opciones de trabajo en la física, donde se hace posible abrir una amplia gama de opciones de simulación de sistemas físicos a partir del trabajo con micro controladores Arduino, que en su programación y modelamiento electrónico, no proporcionan mayor dificultad, pero si se consigue gran aprendizaje y verificación de los fenómenos.

La construcción de la prótesis bajo el proceso de análisis de un juego producido por una empresa como Mattel, con base en trabajo experimental basado en el análisis de señales, se convierte en una gran oportunidad en reducción de costos frente a otro tipo de prótesis que se encuentran en el mercado, reduciéndolos hasta en un 80% su costo comercial y presentando una funcionalidad apropiada para respuestas eficientes en tiempo y ejecución de tareas simples.

La inclusión de la física y el estudio del cerebro sigue abriendo puertas para la dedicación a una profesión específica en la neurología o la electrofisiología, en la que la física juega un papel fundamental y se relaciona con muchas áreas de la ciencia que permiten el trabajo posterior acerca del cerebro.

Herramientas como Arduino, Processing y Eagle se convierten en medios de fácil uso y amplia cobertura de aplicaciones para el análisis de sistemas electromagnéticos, que en

cuanto a sus simulaciones, dejan la posibilidad al estudiante de abordar trabajos con diferentes sensores o dispositivos electrónicos concretos que contribuyen a simular sistemas físicos con gran detalle y modelamiento matemático.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Wolpaw, J, et al. (2002): “Brain–computer interfaces for communication and control”. *Clin Neurophysiol*, Vol. 113, p. 767–791. [[Enlace](#)]

Villegas, A., Lugo, E., Pacheco, J., & Villegas, H. (2007). Implementación de una Interfaz Cerebro Computador Basada en la Interpretación del Electroencefalograma para el Control a Distancia de Dispositivos Electrónicos. *IV Latin American Congress on Biomedical Engineering 2007, Bioengineering Solutions for Latin America Health*, p. 220–224. [[Enlace](#)]

Haas, L. F. (2003). Hans Berger (1873–1941), Richard Caton (1842–1926), and electroencephalography. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, Vol.74, p. 647–649. [[Enlace](#)]

Vidal, J. (1973). “Toward direct brain-computer communication”. *Annual Review of Biophysics and Bioengineering*, Vol. 2, p. 157-180. [[Enlace](#)]

García, B. (2018, 8 febrero). El innovador futuro de las interfaces conectada al cerebro. *ThinkBig*. Recuperado el 16 de marzo de 2022. [[Enlace](#)]

Cruz Rodríguez, A. M., & Sánchez Machet, H. (2021). Prótesis de mano controlada con señales EEG. *MOMENTO*, Vol. 63, p. 34–51. [[Enlace](#)]

Borrego, C. y Trujillo, J., *Acta Médica Colombiana*, Vol. 8, p. 255 (1983). [[Enlace](#)]

Martín Barraza, J. I., Sistema Brain Computer Interface. Tesis de Maestría. *Departamento de Diseño y programación de sistemas electrónicos, Universidad Politécnica de Cataluña de la Plata*, 2015. [[Enlace](#)]

Spinelli, E. M., Interfaces para Control Cerebral. Tesis de Maestría. *Departamento de Electrónica, Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de la Plata*, 2000, p. 10–11. [[Enlace](#)]

Bear, M. F. y et al., Neurociencia La Exploración Del Cerebro. 3a Edición, *New York: Lippincott Williams & Wilkins*, 2008. [[Enlace](#)]

Sanei, S. y Chambers, J. A., EEG Signal Processing (Wiley, 2007). [[Enlace](#)]

De La Torre Abaitua, J., Procesado de señales EEG para un interfaz cerebro-máquina (BCI). Proyecto fin de carrera. *Departamento de teoría de la señal y comunicaciones, Universidad Carlos III de Madrid*, 2012. [[Enlace](#)]

Muzumdar, A., Powered Upper Limb Prostheses: Control, Implementation and Clinical Application. *Springer Science & Business Media*, 2004. [[Enlace](#)]

Purbes, D. and et al., Neuroscience, 3rd ed. *Sinauer Associates, Inc.*, 2004. [[Enlace](#)]

Snell, R. S., Clinical Neuroanatomy, 7ma Edición. *Wolters Kluwer - Lippincott Williams & Wilkins*, 2010. [[Enlace](#)]

Sarmiento, L., Reconocimiento del Habla Silenciosa con Señales Electroencefalográficas EEG para Interfaces Cerebro Computador. Tesis de Doctorado. *Departamento de Ingeniería Mecánica y Mecatrónica, Universidad Nacional de Colombia*, 2015. [[Enlace](#)]

Lange, D., Pratt, H., & Inbar, G. (1997). Modeling and estimation of single evoked brain potential components. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 44, p. 791–799. [[Enlace](#)]

NeuroSky. (s. f.). *Neurosky, Body and Mind*. Recuperado el 17 de marzo de 2022. [[Enlace](#)]

Mika, E., & Yuditskaya, S. (2010, 21 febrero). *How to Hack Toy EEGs*. Frontier Nerds. Recuperado el 19 de marzo de 2022. [[Enlace](#)]

Cruz Rodríguez, A. (2017). *Construcción de una prótesis de mano, controlada a través de señales EEG obtenidas del lóbulo frontal, a través del análisis de una unidad Mindflex*. [[Enlace](#)]

Yhtomitsy. (2017, 14 octubre). *Add Bluetooth to Your Arduino Project - Arduino+HC-06*. Instructables Circuits. Recuperado el 19 de marzo de 2022. [[Enlace](#)]

Naylamp Mechatronics. (s. f.). *Configuración del módulo bluetooth HC-05 usando comandos AT*. Recuperado el 19 de marzo de 2022. [[Enlace](#)]