

PRÓTESIS DE MANO CONTROLADA CON SEÑALES EEG

HAND PROSTHESIS CONTROLLED BY EEG SIGNALS

Andrés M. Cruz-Rodríguez, Hernán Sánchez-Machet

Departamento de Física, Universidad Nacional de Colombia, Bogotá, Colombia.

(Recibido: 05/2021. Aceptado: 06/2021)

Resumen

En este trabajo, se describe cómo las ondas cerebrales producidas en el lóbulo lateral izquierdo del cerebro humano y detectadas con un auricular NeuroSky MindFlex fueron usadas para controlar voluntariamente una prótesis de mano. En primera instancia, las señales EEG (electroencefalográficas) son detectadas por una BCI (Interfaz de control cerebral) y tras ser analizadas con la ayuda de un microcontrolador ARDUINO su espectro de frecuencias es dividido en rangos Alfa, Beta, Theta y Gamma. Como resultado del análisis EEG, se encuentra que el parpadeo voluntario afecta principalmente los valores de potencia relacionados con la banda alfa, tal que finalmente se utiliza esta banda de frecuencias para dirigir en forma voluntaria y controlada los movimientos de abducción y aducción de los dedos de la prótesis.

Palabras clave: Prótesis, señales cerebrales, interfaz cerebral, ARDUINO.

Abstract

This work describes how brain waves produced in the left lateral lobe of the human brain and detected with a NeuroSky MindFlex headset were used to voluntarily control a prosthetic hand. In the first instance, the EEG (electroencephalographic) signals are detected by a BCI

(Brain Control Interface) and after being analyzed with the help of an ARDUINO microcontroller, their frequency spectrum is divided into Alpha, Beta, Theta and Gamma ranges. As a result of the EEG analysis, it is found that voluntary blinking affects mainly the power values related to the alpha band, such that this frequency band is finally used to direct in a voluntary and controlled way the abduction and adduction movements of the fingers of the prosthesis.

Keywords: Prosthesis, brain signals, brain interface, ARDUINO.

Introducción

Una interfaz para control cerebral basada en señales de EEG (electroencefalografía), en forma general denominada BCI (Brain Computer Interface) busca establecer un enlace directo entre el cerebro y una máquina, sin utilizar acciones motoras directas. Su desarrollo está principalmente orientado hacia la ayuda a personas con discapacidades motoras severas, que poseen deterioros en el sistema nervioso y muscular, pero no presentan lesiones cerebrales.

A partir del entendimiento de las propiedades físicas de una unidad MINDFLEX, desarrollada principalmente para su utilización en juegos, y su adaptación a las características de una BCI se desarrolló un modelamiento experimental e instrumental de una interfaz que permitió obtener y manipular señales eléctricas provenientes del cerebro, a bajo costo (menos de US\$ 500) y con gran eficacia. Esta interfaz se aplicó a una prótesis de mano, diseñada con impresión 3D que responde a las señales eléctricas originadas en el lóbulo frontal.

Aspectos Teóricos

1. Interfaces de Comunicación a través de EEG (BCI)

Una interfaz basada en EEG, es un montaje de comunicación que permite establecer una relación directa entre el cerebro humano que reacciona ante un estímulo, y un computador que lo interpreta y lo

traduce en otro tipo de señal que puede ser utilizada para generar trabajos con otros dispositivos [1].

Podemos dividir los sistemas BCI en tres grupos diferentes [2]:

-Activo: se caracteriza por permitir el control de manera consciente y voluntaria de un sistema BCI, independientemente de los eventos externos.

-Reactivo: el control de la aplicación, está directamente relacionado con un estímulo externo que indirectamente modela la actividad cerebral.

-Pasivo: se deriva del procesamiento de señales cerebrales arbitrarias y generadas sin ninguna intencionalidad por el usuario. La información allí contenida se utiliza para saber nuestro estado cognitivo, así como nuestros niveles de atención, relajación, etc.

Toda interfaz basada en EEG posee la estructura como se muestra en la Figura 1.



FIGURA 1. Estructura General de una BCI. Tomado de [3].

2. Potencial de acción generado en las neuronas

El cerebro está compuesto por millones de neuronas. Cada neurona está conformada por un cuerpo celular llamado soma, dendritas, axones y terminaciones nerviosas. La información llega a la neurona a través de las dendritas, las cuales reciben información de en promedio 10000 neuronas. Con relación a la membrana celular, el exterior de la neurona tiene mayor concentración de iones Na^+ y el interior mayor concentración de iones K^+ . Con esta concentración, el potencial de membrana es -70mV , donde la parte interna se carga negativamente y la parte externa positivamente [4, 5].

En la despolarización de la neurona debido a la información recibida en las dendritas, se produce un potencial de acción que viaja a través del axón como se ve en la Figura 2.a [6].

Configuración de la corteza cerebral

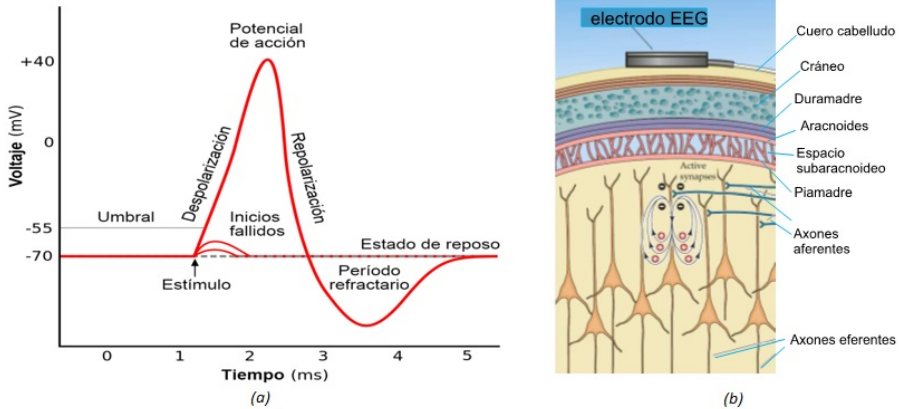


FIGURA 2. Señales cerebrales y su registro. a) Potencial de acción en la membrana de una neurona, b) Generación de una señal EEG. Tomado de [6].

El cerebro está compuesto por dos hemisferios (izquierdo y derecho) separados por un cuerpo calloso. La corteza de cada hemisferio cerebral posee una serie de pliegues denominados circunvoluciones o giros, que se encuentran separados por fisuras o surcos [4, 7]. Las subdivisiones de cada hemisferio se basan en varios surcos de la corteza cerebral y se denominan lóbulos. Para referenciar partes de la corteza cerebral se utiliza, complementariamente, las áreas de Brodmann [8, 9], que están numeradas del 1 al 51 por la cito-arquitectura o disposición de las neuronas que conforman la corteza cerebral (Figura 3).

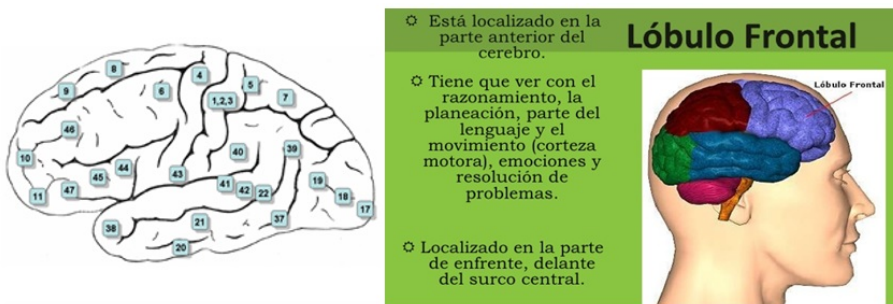


FIGURA 3. Áreas de Brodmann y función del lóbulo frontal [8, 9].

El lóbulo frontal, de vital importancia para este trabajo, posee tres áreas reconocidas con funciones determinadas. El área precentral que se divide en posterior (motora primaria) y anterior (motora secundaria) encargadas de los movimientos individuales de diferentes partes del cuerpo. Otra área de este lóbulo, es la ocular frontal donde están determinados los movimientos conjugados de los ojos, a la vez que controla los movimientos oculares voluntarios producidos independientemente de los estímulos visuales [9].

La llamada área de lenguaje o de broca, como su nombre lo indica, está encargada principalmente de la producción del habla y finalmente se encuentra el área de corteza prefrontal y que se asocia a la meditación, la atención y la concentración del sujeto, la que a su vez tiene fuerte conexión con la personalidad del individuo y su expresión de sentimientos.

Generación de las señales EEG

La corteza cerebral está conformada principalmente por neuronas piramidales [10], y las señales EEG son producidas por la sincronización local de miles de neuronas piramidales [4]. Esta sincronización se presenta por la sumatoria de sinapsis excitadoras en las dendritas de miles de neuronas piramidales. Esto genera en cada neurona un dipolo conformado entre la carga del soma y la carga de las dendritas, Figura 2.b.

De esta manera, la corriente en el cerebro está conformada por el bombeo de iones Na^+ , K^+ , Ca^{++} y Cl^- a través de la membrana de las neuronas [9]. En consecuencia, las señales electroencefalográficas EEG consisten en un conjunto de ondas eléctricas generadas por la corteza cerebral [6].

Cuando se mide con electrodos superficiales (Scalp o no invasivos), el rango de voltajes está entre 0 y $300\mu\text{V}$, con frecuencias que oscilan entre 0.5 y 100 Hz. Algunas de las ventajas que presentan este tipo de señales son: la buena resolución temporal (ms), el hecho de que las señales están permanentemente disponibles para ser capturadas, que la grabación es sencilla y el costo de los equipos para su detección es bajo.

Clasificación de los potenciales de las señales EEG

Los potenciales de las señales EEG pueden clasificarse en Potenciales Evocados si se producen como respuesta a un estímulo externo y Potenciales Espontáneos si nacen de la “voluntad” del sujeto.

Dentro de los potenciales espontáneos podemos diferenciar los Ritmos Cerebrales que se registran en condiciones de reposo, cuando las neuronas no procesan información, y los Potenciales Relacionados RP (Related Potentials), que se producen como consecuencia de algún evento puntual. Generalmente los RP son de reducida amplitud comparados con la actividad de base (background). Por ejemplo, las señales de EEG en el cuero cabelludo relacionadas a una actividad motora (MRP) Movement Related Potential) presentan relaciones señal-ruido menores a -10 dB [3, 11].

Para este trabajo las señales fueron tomadas del lóbulo prefrontal izquierdo donde según estudios [9], se concentran las señales asociadas a meditación, atención y concentración. Cuando el análisis se efectúa en el dominio de frecuencias se incorporan los términos ERS (Event Related Sincronization), para describir el incremento de la energía en alguna banda como consecuencia de un evento, y ERD (Event Related Desincronization), para su decremento. Figura 4 [3, 11].

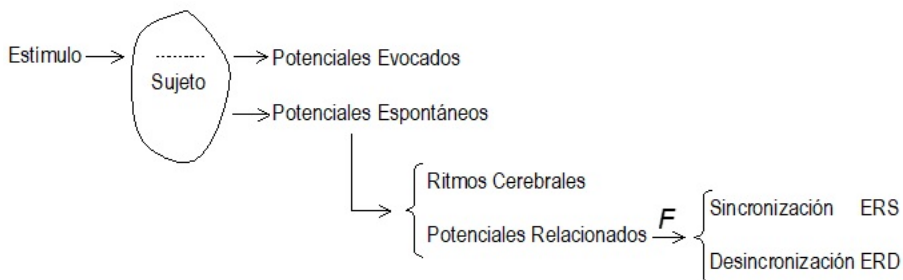


FIGURA 4. Clasificación de los potenciales EEG. Tomado de [3].

El espectro de frecuencias de las señales electroencefalográficas se extiende desde algunas décimas de Hz hasta aproximadamente 100 Hz. En el análisis espectral de señales EEG, se definen ciertas

bandas de importancia clínica que se denominan con las letras griegas δ , Θ , α , β y γ . Si bien estas bandas no tienen límites precisos abarcan aproximadamente los intervalos mostrados en la Tabla 1 [3]:

δ	< 4 Hz
Θ	4 -8 Hz
α	8-12 Hz
β	12-32 Hz
γ	>32Hz

TABLA 1. Intervalos de frecuencias de las señales electroencefalográficas.

La distribución espectral de la energía de las señales de EEG depende de la actividad mental en ejecución. En la Figura 5 se muestran espectros típicos de EEG; estos corresponden a registros tomados con electrodos superficiales en la zona occipital con ojos abiertos y con ojos cerrados sobre un ancho de banda de 32 Hz. Se puede observar, en ambos casos, una predominancia de la banda alfa.

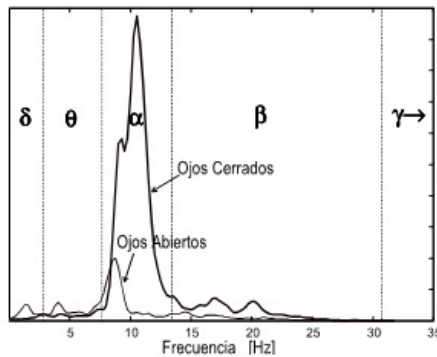


FIGURA 5. Espectro típico de las señales EEG. Tomado de [3].

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 $e^{j2\pi k \cdot f \cdot t}$, 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.

Desarrollo experimental

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

1. Se realizó el análisis respectivo de una unidad MINDFLEX Duel (figura 6), para entender la técnica electrónica e identificar las partes del hardware (figura 7) que capturan las señales EEG. Las señales eléctricas se identificaron con 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 [12].

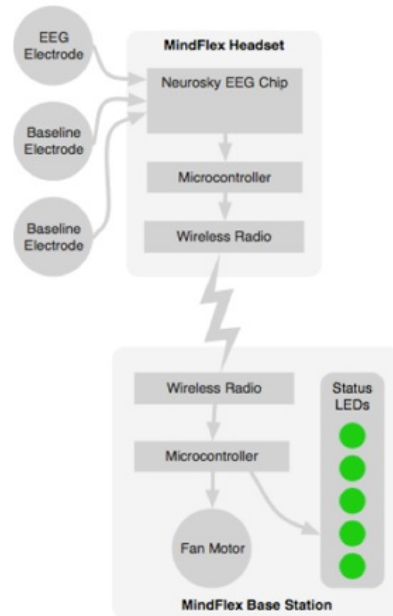


FIGURA 7. Hardware Unidad Mindflex[®]. Tomado de [12].

La captura e interpretación primaria de estas señales que provienen

del lóbulo frontal conducen en una etapa posterior al diseño de la interface para control cerebral (BCI) basado en arduino. El proceso experimental que permite la obtención y procesamiento de datos se ilustra en la figura 8:

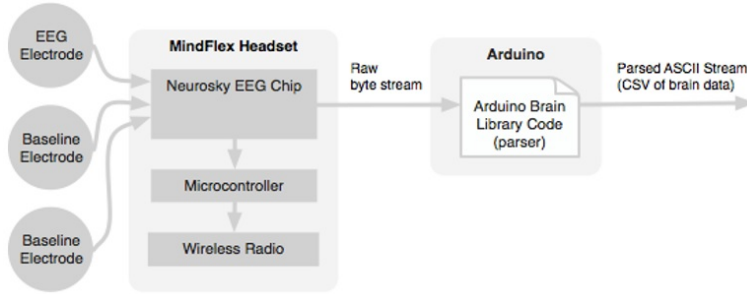


FIGURA 8. Configuración preliminar de hardware. Tomado de [13].

Hay tres electrodos ubicados en el auricular, cuya colocación para una configuración monopolar correcta, debe ser tal que un electrodo se ubique en el lóbulo prefrontal izquierdo, y los otros dos en una zona sin terminaciones nerviosas u óseas, que se comporten como una tierra para el circuito. La zona propicia para la configuración de la tierra es el lóbulo de la oreja que no presenta actividad nerviosa que pueda generar algún registro de voltaje para los electrodos. Los electrodos utilizados en este trabajo son superficiales (scalp), se ubican sobre el cuero cabelludo o la piel desde un solo canal y un punto de referencia o tierra constituido por las terminaciones nerviosas de la oreja. Internamente el auricular posee además, un chip diseñado por Neurosky, un micro controlador y un emisor de señales de radio.

Las señales encefalográficas captadas en el auricular del mindflex son enviadas al chip Neurosky donde son amplificadas y procesadas en forma tal que se generan ocho señales cuya amplitud depende de la actividad cerebral y en los rangos de frecuencias registrados en la tabla 1. Estas señales, se transmiten por conductores a un micro controlador Arduino Uno, (emulando el micro controlador interno del Auricular), para luego ser enviadas via USB a un computador, en el cual a través de diseño de código de programación y con ayuda de diferentes librerías que ofrece la plataforma Arduino, se registran los datos obtenidos, en formato ASCII o CVS, facilitando

su almacenamiento, despliegue o representación gráfica en tiempo real. Una descripción más detallada de como intervenir físicamente el auricular puede verse en [13].

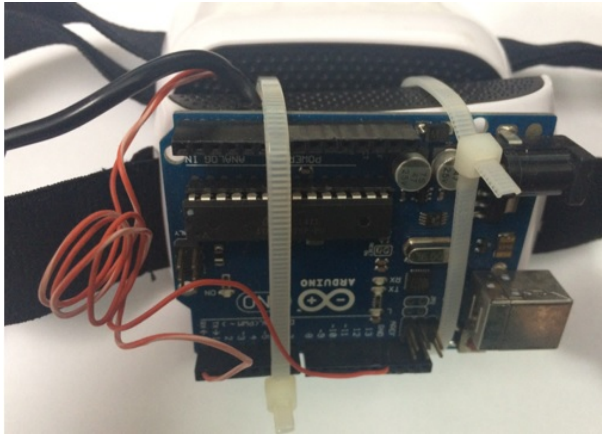


FIGURA 9. *Conexión del Auricular al Arduino.*

2. Una vez conectado el Arduino al auricular se le instala la librería Brian Serial Out, de código libre y se agrega con IDE un código de trabajo que permita visualizar las señales transmitidas desde el auricular como datos CVS.

Para graficar se utiliza un software libre de aplicación conocido como Processing 2.2.1 el cual es compatible con Arduino y permite visualizar en tiempo real los datos obtenidos en formato CVS, y presentarlos como espectros de energía.

Es necesario Programar el Processing con extensión PDE, vincularlo al código escrito en IDE de Arduino, para lo cual se deben descargar dos librerías gratuitas prediseñadas conocidas como BrainGrapher.pde y control IP5. El código definitivo [14] contiene las plataformas (subcódigos) denominadas Brain grapher, Channel, ConnectionLigth, Graph y Monitor, que, en términos generales tras su vinculación, generan los parámetros necesarios para realizar las gráficas que muestran los cambios de las ondas cerebrales con el tiempo, como se observa en la figura 10. Todo

el desarrollo de procesamiento y de interpretación de cada una de las señales obtenidas en los diferentes ejercicios que hacen referencia a los ritmos cerebrales en el ámbito de la frecuencia, están albergados en el código fuente de procesamiento en Arduino, donde se establecen cada uno de los patrones de entrada y salida desde las variables denominadas en el código como X, Y, W y H, asociadas al canal de transmisión IP5, con un tamaño de paquetes de datos desde 1024 bytes hasta 768 bytes a una velocidad de 9600 baudios. Esas señales son el modelamiento de cada una de las Wavelets [14].

Al representar gráficamente los datos procesados por Arduino contra el tiempo, se observan picos que corresponden de acuerdo al color, a la calidad de la señal, el nivel de atención, meditación, delta, theta, alfa baja, alfa alta, beta baja, beta alta, gama baja y gama alta (parte superior figura 10). Estos valores son discriminados por Neurosky para la modulación de la señal y la transmisión de los datos.

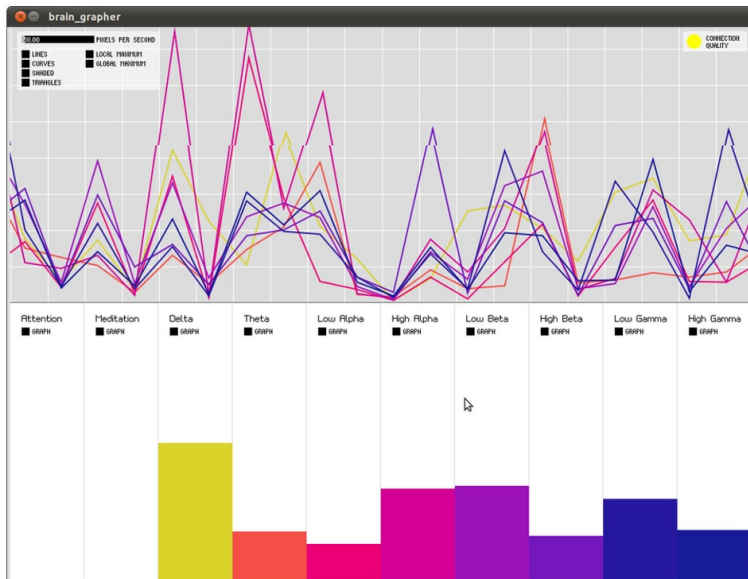


FIGURA 10. Visualización de la intensidad relativa de las señales cerebrales en el tiempo (triángulos) y por intervalos de frecuencia (rectángulos).

3. Para reducir el tamaño del equipo sin perder versatilidad ni funcionalidad, se reemplaza la placa Arduino Uno (10.1 cm de largo por 5.3 cm de ancho) por un Arduino pro- mini (3.3 cm de largo

por 1.8 cm de ancho) al cual se le incorpora un sistema Bluetooth HC-06 compatible con Arduino que permite transmitir los datos en forma inalámbrica, y facilita la transmisión de datos a un dispositivo Android) [15, 16].

Adicionalmente se agrega un módulo de conexión USB FTDI 232 que permite no solo ahorrar espacio, sino que representa una mejora en la velocidad de transmisión de datos. Dado que estos tres módulos (Arduino pro-mini, el HC-06 y el FTDI 232) son de tamaños similares, se facilita su ubicación dentro del auricular.

Finalmente se establece un protocolo en Arduino llamado “eyes blink”, que detecta señales no aleatorias de baja intensidad imbuidas en el ruido y que permitan accionar la prótesis a través de los impulsos de voltaje generados por estas. Como resultado de esta detección, es posible escoger si se utiliza la señal obtenida desde el lóbulo frontal o la obtenida del parpadeo.

Posteriormente se enlaza el sistema través de un código que transforma las señales provenientes del parpadeo en señales eléctricas de potencia media las cuales accionan un actuador (en este caso un motorreductor), y a través de este y acoples mecánicos, se acciona la prótesis.

El sistema final con sus diferentes partes interactuantes y protocolos de comunicación se sintetiza en el diagrama de bloques de la figura 11 y su aspecto real con la descripción de cada una de sus componentes en la figura 12. Como se observa en la figura 12, el sistema consta de módulos independientes, lo cual facilita el servicio de reparación y cambio en caso de daño.

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

[14].

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

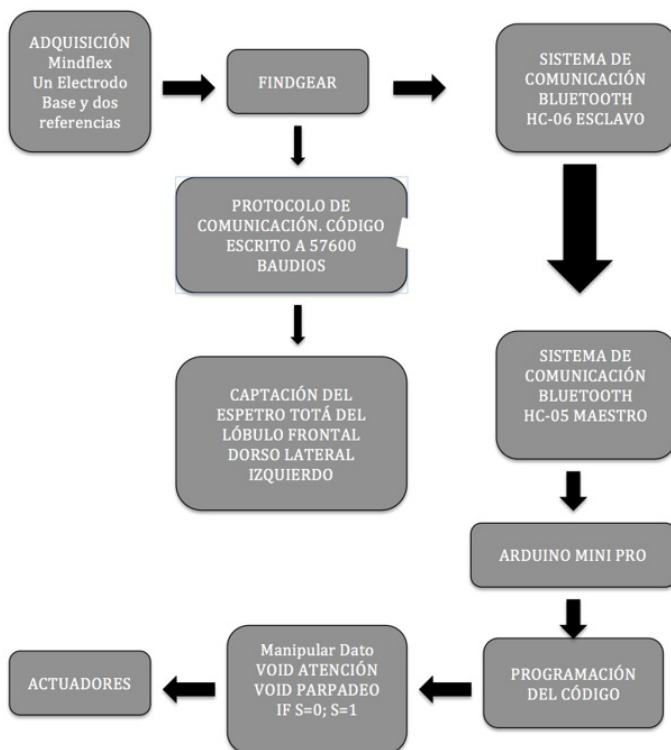


FIGURA 11. Diagrama de bloques funcional del sistema de prótesis de mano, controlada por señales EEG.

Conclusiones

Los protocolos de comunicación entendidos como un conjunto de reglas que gobiernan un intercambio organizado de bits a través de canales digitales pueden ser ejecutados a través de códigos de estructuras simples que proporcionan entendimiento y claridad en la ejecución de tareas de control de señales que, a través de actuadores, permiten la ejecución de tareas específicas.



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 Arduino Mini Pro y cuyo elemento de recepción es el módulo HC-05. 3) Modulo FTDI232: Encargado de 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 (www.prototype3d.com.co).

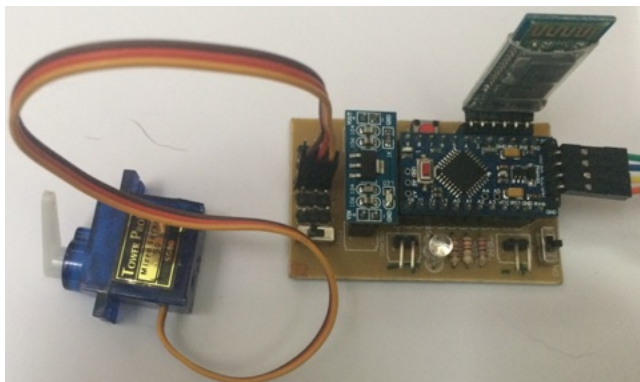


FIGURA 13. Montaje del servomotor (actuador) sobre la placa principal.

La presencia de potenciales en las diferentes regiones cerebrales, especialmente en la región dorso lateral izquierda donde se realizaron las mediciones gráficas se identificaron como correspondientes a los niveles llamados de atención, meditación y relajación. La intensidad de las señales alfa, beta, gama, entre otras, que un individuo puede generar son controlables y reproducibles a través del entrenamiento y facilitan la personalización de la rutinas para un manejo controlado de la prótesis.

Las señales obtenidas a partir del ritmo alfa, establecidas mediante el canal de comunicación digital de la plataforma Arduino, requieren un flujo de comunicación cercano a los 57600 baudios con lo cual se garantiza un muestreo tal que reduce la razón señal/ruido, aumentando con ello la confiabilidad en el nivel de señal registrada. Este nivel se ajusta en el código programado.

La construcción de la prótesis bajo la plataforma desarrollada para un video juego (Matel), y 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, reduciendo hasta en un 80% su costo comercial y presentando una funcionalidad apropiada para respuestas eficientes en tiempo y ejecución de tareas simples.

Queda abierta la posibilidad de utilizar los auriculares de Minflex en posibles líneas futuras de trabajo, si se utilizan las señales de atención y la meditación disponibles en los auriculares. El desarrollo de un algoritmo adecuado, que relacione además del parpadeo, la atención y la meditación para crear una respuesta binaria que se podría utilizar para mover cualquier sistema teledirigido como coches, sillas o drones. Una posibilidad entre muchas factibles sería relacionar la atención con el movimiento de avance, la meditación con el movimiento de retroceso y el parpadeo para detención y/o validación de la respuesta.

References

- [1] C. Borrego and J. Trujillo, *Acta Médica Colombiana* **8**, 255 (1983).

- [2] J. I. Martín Barraza, *Sistema Brain Computer Interface (tesis de maestría)* (Departamento de Diseño y programación de sistemas electrónicos, Universidad Politécnica de Cataluña de la Plata, 2015).
- [3] E. M. Spinelli, *Interfaces para Control Cerebral (tesis de maestría)* (Departamento de Electrónica, Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de la Plata, 2000) pp. 10–11.
- [4] M. F. Bear and et al., *Neurociencia La Exploracion Del Cerebro. 3a Edición* (Wolters Kluwer - Lippincott Williams & Wilkins, 2008).
- [5] S. Sanei and J. A. Chambers, *EEG Signal Processing* (Wiley, 2007).
- [6] J. De La Torre Abaitua, *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).
- [7] A. Muzumdar, *Powered Upper Limb Prostheses: Control, Implementation and Clinical Application* (Springer Science & Business Media, 2004).
- [8] D. Purbes and et al., *Neuroscience, 3rd ed.* (Sinauer Associates, Inc., 2004).
- [9] R. S. Snell, *Clinical Neuroanatomy, 7th Edition* (Wolters Kluwer - Lippincott Williams & Wilkins, 2010).
- [10] L. Sarmiento, *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).
- [11] D. Lange and G. Inbar, *IEEE T BIO-MED ENG* **43**, 341 (1996).
- [12] Neurosky - Body and Mind. Quantified, Visitada 2-2021.
- [13] E. Mika, A. Vidich, and S. Yuditskaya, “How to hack toy eegs,” Visitada 2-2021.
- [14] A. M. Cruz Rodríguez, *Construcción de una prótesis de mano, controlada a través de señales EEG obtenidas del lóbulo*

frontal, a través del análisis de una unidad Mindflex (Tesis de Maestría) (2017).

- [15] Yhtomitsy, “Add bluetooht to you arduino project,” (2014).
- [16] N. Mechatronics, “Configuración del módulo bluetooth hc-05 usando comandos AT,” (2014).