

**SISTEMA DE RECONOCIMIENTO DE PATRONES DE
POTENCIALES EVOCADOS VISUALES DE ESTADO
ESTACIONARIO**

**DANIEL MATEO LARA LÓPEZ
MARÍA CAMILA OLAYA PABÓN**

Trabajo de grado para optar al título de Ingenieros Biomédicos

**Jairo Antonio Cuartas Molina
Candidato a Magister**



**ESCUELA DE INGENIERÍA DE ANTIOQUIA
UNIVERSIDAD CES
INGENIERÍA BIOMÉDICA**

**ENVIGADO – MEDELLÍN
2013**

A mis Papás María E. y Francisco J. por ser lo más importante para mí, por ser mi motor, mi guía, la más grande motivación para cumplir todos mis sueños, a mi Tía Adriana por cuidarme y apoyarme durante todo mi proceso formativo y a María Camila por la ayuda y acompañamiento durante la carrera.

Daniel Mateo.

A mis papás por enseñarme que solo existirá vida mientras quede un motivo para perseguir los sueños, y a mis hermanas María Daniela, María Paula y María Paz, por ser ese motivo.

María Camila.

AGRADECIMIENTOS

Agradecemos a nuestro director Jairo Antonio Cuartas por ser una guía incansable, por no dudar de nosotros. Al profesor Róbinson Torres por su constante asesoría, disponibilidad y apoyo durante todo el desarrollo de este proyecto. A todos nuestros profesores y compañeros por estar ahí y ayudarnos a cumplir este sueño.

Finalmente gracias a nuestras familias y a todos aquellos que creyeron y nos acompañaron en esta aventura que hoy culminamos.

CONTENIDO

| | |
|--|----|
| INTRODUCCIÓN | 12 |
| 1. PRELIMINARES | 14 |
| 1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA..... | 14 |
| 1.1.1 Contexto y caracterización del problema..... | 14 |
| 1.1.2 Formulación del problema..... | 15 |
| 1.2 OBJETIVOS DEL PROYECTO..... | 15 |
| 1.2.1 Objetivo General..... | 16 |
| 1.2.2 Objetivos Específicos..... | 16 |
| 1.3 MARCO DE REFERENCIA | 16 |
| 1.3.1 Breve descripción del Sistema Nervioso Central (SNC)..... | 16 |
| 1.3.2 Control del Movimiento | 18 |
| 1.3.3 Señales Electroencefalográficas | 20 |
| 1.3.4. Potenciales Visuales de Estado Estacionario..... | 27 |
| 1.3.5 Interfaces cerebro computador | 29 |
| 1.3.6. Procesamiento de la señal | 31 |
| 1.3.7. VIDEOJUEGO | 37 |
| 2. METODOLOGÍA DEL PROYECTO | 40 |
| 3. SISTEMA DE RECONOCIMIENTO DE PATRONES DE POTENCIALES EVOCADOS DE ESTADO ESTACIONARIO | 43 |
| 3.1 ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL Y ACONDICIONAMIENTO..... | 43 |
| 3.1.1 Elaboración del estímulo..... | 43 |
| 3.1.2 Elaboración de la interfaz gráfica para adquisición de la señal | 45 |
| 3.1.3 Elaboración de la interfaz gráfica para procesamiento de la señal..... | 47 |
| 3.1.4 Pruebas de EEG | 49 |
| 3.2 PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL | 59 |
| 3.2.1 Extracción de características | 59 |
| 3.3 CLASIFICACIÓN Y TRASLACIÓN DE CARACTERÍSTICAS | 60 |

| | |
|--|-----------|
| 3.3.1 Máquina de Soporte Vectorial | 61 |
| 3.3.2 Análisis Máquina de Soporte Vectorial | 61 |
| 3.3.3. Evaluación de Algoritmos de Clasificación de Características..... | 62 |
| 3.4 VERIFICACIÓN..... | 63 |
| 3.5 DESARROLLO DE VIDEOJUEGO | 65 |
| 4. RESULTADOS Y DISCUSIONES | 69 |
| 5. CONCLUSIONES Y CONSIDERACIONES FINALES | 83 |
| 6. RECOMENDACIONES..... | 84 |
| BIBLIOGRAFÍA..... | 86 |

LISTA DE TABLAS

| | |
|--|----|
| Tabla 1 Respuestas a estímulos con frecuencia de 17 Hz. | 70 |
| Tabla 2 Respuestas a estímulos con frecuencia de 20 Hz. | 70 |
| Tabla 3 Respuestas a estímulos virtuales con frecuencias de 21.8 Hz y 25.9 Hz. | 71 |
| Tabla 4 Respuestas a estímulos físicos con frecuencias de 21.8 Hz y 25.9 Hz. | 72 |
| Tabla 5 Respuestas a estímulos virtuales con frecuencias de 21.8 Hz y 25.9 Hz. | 73 |
| Tabla 6 Respuestas a estímulos virtuales con frecuencias de 13 Hz y 22.42 Hz. | 74 |
| Tabla 7 Respuestas a estímulos visuales con frecuencias de 22.42 Hz y 28 Hz independientes. | 75 |
| Tabla 8 Respuestas a estímulos virtuales con frecuencias de 22.42 Hz y 28 Hz simultáneos. | 76 |
| Tabla 9 Respuestas a estímulos virtuales con frecuencias de 22.42 Hz y 28 Hz simultáneos en sujetos con diferente nivel de concentración. | 76 |
| Tabla 10 Respuestas a estímulos con frecuencias de 22 Hz y 28 Hz durante 8 minutos en sujeto de prueba con 9 canales. | 77 |
| Tabla 11 Respuestas a estímulos con frecuencias de 22 Hz y 28 Hz durante 12 minutos en sujeto de prueba con 9 canales. | 77 |
| Tabla 12 Resultados % Validación. | 78 |
| Tabla 13 Comparación Tasas de transferencia de la señal por porcentaje de clasificación en las tres pruebas con mejores resultados. | 79 |
| Tabla 14 Resultados de verificación del sistema. | 81 |

LISTA DE FIGURAS

| | |
|--|----|
| Figura 1 Circuitos de la Médula Espinal y el Encéfalo, basado en (Purves & Augustine, 2007) | 19 |
| Figura 2 Posición electrodos según sistema 10 – 20 (Lopes, 2010)..... | 26 |
| Figura 3 Esquema de operación básica de una BCI, basado en (Wolpaw & Winter, 2012). | 30 |
| Figura 4 Diagrama de bloques del Sistema de Reconocimiento de Patrones de Potenciales Evocados Visuales de Estado Estacionario. | 43 |
| Figura 5 Estímulos visuales en MATLAB®. | 44 |
| Figura 6 Simulación en Proteus® circuito de estimulación..... | 44 |
| Figura 7 Fotografía de estímulos visuales..... | 45 |
| Figura 8 Interfaz de selección de proceso..... | 46 |
| Figura 9 Flecha indicando dirección derecha..... | 46 |
| Figura 10 Flecha indicando dirección izquierda. | 47 |
| Figura 11 Interfaz de extracción, caracterización y entrenamiento..... | 48 |
| Figura 12 Ubicación de electrodos según Sistema Internacional 10 – 20 modificado de (Rowan & Tolunsky, 2004). En circunferencias rojas los utilizados para la adquisición de la señal O ₁ , O ₂ , O _Z , PO ₃ , PO ₄ , PO _Z , P ₃ , P ₄ , P _Z y F _Z | 50 |
| Figura 13 Interfaz inicial g.USBamp demo. | 52 |
| Figura 14 Selección de canales interfaz g.USBamp demo..... | 52 |
| Figura 15 Configuración de Tierras interfaz g.USBamp demo. | 53 |
| Figura 16 Configuración de Referencias interfaz g.USBamp demo..... | 53 |
| Figura 17 Filtrado de la señal interfaz g.USBamp demo. | 54 |
| Figura 18 Inicio de la adquisición interfaz g.USBamp demo..... | 54 |
| Figura 19 Ubicación de electrodos según Sistema Internacional 10 – 20 modificado de (Rowan & Tolunsky, 2004). En circunferencias rojas los de información más relevante según la bibliografía, O ₁ , O ₂ , O _Z , P ₃ , P ₄ , P _Z | 58 |
| Figura 20 Ilustración de función de smvStruct de separación de datos donde se representa frecuencia de 22 Hz como puntos rojos y frecuencia de 28 Hz como puntos azules. | 62 |
| Figura 21 Interfaz de ingreso de parámetros de verificación..... | 63 |
| Figura 22 Interfaz de Verificación..... | 64 |
| Figura 23 Interfaz videojuego..... | 65 |
| Figura 24 Selección de nivel de dificultad del videojuego. | 66 |
| Figura 25 Aviso de explicación metodología del videojuego. | 67 |
| Figura 26 Aviso de finalización del videojuego..... | 67 |
| Figura 27 Ventana para selección de Frecuencia de Muestreo..... | 68 |
| Figura 28 Total de aciertos entregado al finalizar el juego. | 68 |

LISTA DE ANEXOS

| | |
|--|-----|
| ANEXO 1 Protocolo para la elaboración de pruebas para la adquisición de señal de potenciales visuales de estado estacionario para extracción de características y clasificación..... | 91 |
| ANEXO 2 Consentimiento Informado..... | 95 |
| ANEXO 3. Análisis Adquisición y Verificación..... | 101 |
| ANEXO 4. Encuesta | 102 |
| ANEXO 5 Código para interfaz I1 (interfaz inicial de selección)..... | 104 |
| ANEXO 6 Código para interfaz I2 (interfaz de extracción y clasificación de características)..... | 106 |
| ANEXO 7 Código para interfaz I3 (interfaz de procesamiento offline)..... | 113 |

GLOSARIO

EEG: Electroencefalografía.

BCI: Brain Computer Interface.

SSVEP: Steady State Visually Evoked Potentials

SVM: Support Vector Machine.

GUI: Graphic User Interface

RESUMEN

Las Interfaces Cerebro Computador (BCI por sus siglas en inglés), han sido un campo altamente atractivo y estudiado debido a las asombrosas posibilidades que ofrece como son, manipular objetos con la mente, traducir pensamientos en señales de control, dejar de depender de los músculos para realizar actividades básicas de la vida diaria como comunicarse, movilizarse o jugar. Específicamente, los Potenciales Visuales de Estado Estacionario (SSVEP por sus siglas en inglés), en las últimas décadas han sido estudiados y utilizados para el control selectivo de dispositivos y herramientas electrónica accesibles para la gran mayoría de personas estén o no en situación de discapacidad.

En este trabajo se presenta el proceso para el desarrollo de un sistema de reconocimiento de SSVEP, con el fin de permitir a la población especialmente al segmento de esta que presenta discapacidad motora, el control de dispositivos y herramientas electrónicas utilizando señales electroencefalográficas de la corteza visual ubicada en la zona occipital y parietal del cerebro.

Para el desarrollo del sistema se realizó la adquisición de las señales de EEG por medio del dispositivo comercial g.USBamp, su procesamiento digital y clasificación para reconocer las intenciones del usuario y traducir las señales cerebrales derivadas de un estímulo en dos comandos de control específicos.

Palabras clave: Interfaz Cerebro Computador (BCI), Potenciales evocados de estado estacionario (SSVEP), Electroencefalografía, Extracción de características, Clasificación.

ABSTRACT

The Brain Computer Interfaces (BCI), have been an attractive and studied field because of the amazing possibilities offered by them like, manage objects by the mind, translate thoughts in control signals, stop to depend of the muscles for the performance of basic daily activities like communications, movilization or entertainment. Specifically, the steady – state visual evoked potentials (SSVEP), in the last decades have been studied and used for the selective control of devices and electronic tools handy for the majority of people being or not in disability situation.

In this work, we present the development process of an recognition system of SSVEP order to allow the people, particulary the segment with motor disability, the devices and electronic tools control using electroencephalography signals of the visual cortex placed in the occipital and parietal zone of the brain.

For the develop of the system, we perform a serie of steps which incorporated, the adquisition of EEG signals by the comercial device g.USBamp; their digital process and the classification for the recognition of the user intentions and the translation of brain signals derived of an stimuli in two specific commands

Key words: Brain computer interfaces (BCI), Steady – state visual evoked potentials (SSVEP), Electroencephalography, Feature Extraction, classification.

INTRODUCCIÓN

Al ver la necesidad de brindarle a personas en situación de discapacidad motora la posibilidad de acceder a objetos y herramientas digitales, se vio la importancia de crear sistemas que puedan controlar dispositivos utilizando solamente sus pensamientos, es decir, anulando las barreras existentes en su propio cuerpo, debido a su discapacidad. Sistemas que además fueran de fácil manejo, fácil elaboración, accesibles para los usuarios y versátiles para la implementación de muchas aplicaciones para el control básico.

Durante la elaboración de este trabajo, se busca adquirir las señales de sujetos y lograr clasificar estas de forma satisfactoria para traducirlas en controles básicos con potencial no solo de ser una herramienta lúdica sino también de permitir la comunicación, el transporte, la rehabilitación y la inclusión social.

Los SSVEP son señales que no se han explorado mucho en el país, se caracterizan por un fácil sistema de configuración, por no requerir de ningún tipo de entrenamiento por parte del usuario y por tener altas tasas de transferencia que hacen que los sistemas basados en estos potenciales sean efectivos.

Este trabajo, presenta el desarrollo de un nuevo sistema basado en la utilización de SSVEP y la implementación de algoritmos para el procesamiento, extracción de características y clasificación utilizando un dispositivo comercial para la adquisición de la señal.

La primera parte de este trabajo, correspondiente al capítulo uno contiene las referencias técnicas y definiciones necesarias para introducir el tema que se abordará en el proyecto, con el fin de ilustrar al lector y trasladarlo al contexto adecuado.

La metodología utilizada durante todo el desarrollo se expone en el capítulo segundo. Esta parte del informe, presenta los pasos más importantes que se siguieron para dar cumplimiento a cada uno de los objetivos específicos del proyecto.

El tercer capítulo hace referencia a la detallada descripción del desarrollo del proyecto, se enmarcan cada uno de los pasos que se siguieron para completar el desarrollo del sistema.

Una vez se detallan cada uno de los procesos, se presenta el capítulo cuatro, el cual le presenta al lector los resultados relevantes y la justificación de cada uno de estos; para en el capítulo cinco, exponer las conclusiones y discusiones que se desglosan de los análisis realizados en este.

1. PRELIMINARES

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

1.1.1 Contexto y caracterización del problema

Existen un gran número de discapacidades que afectan de manera contundente la calidad de vida de los seres humanos que las padecen, siendo las más comunes la cuadriplejía y los Trastornos de la médula espinal (Piña - Garza, 2013); los cuales ocasionan parálisis permanente inmediata y pérdida de la sensibilidad por debajo del nivel de la lesión.

La cuadriplejía, se caracteriza por una paralización de las cuatro extremidades. Es causada por una lesión en la columna que imposibilita al cerebro para enviar satisfactoriamente las señales nerviosas a los miembros. Existen dos tipos, la cuadriplejía total en la cual no hay movimiento de ningún miembro y la parcial en la que existe cierta movilidad en los dedos (Bradley, Daroff, Fenichel, & Jankovic, 2011).

Según el Departamento Administrativo Nacional de Estadística en Colombia (DANE), hay 18.522 niños en situación de discapacidad con limitación en el movimiento de todo su cuerpo, manos, brazos o piernas; y 11.205 adolescentes con algún tipo de discapacidad motora siendo en total 2.625.000 personas de toda la población donde el 79 % pertenecen a estratos 1 y 2 (Departamento Administrativo Nacional de Estadística, 2010).

Los niños con este tipo de lesiones no solo tienen deficiencias motoras si no también psicológicas, con consecuencias indirectas en otros ámbitos del desarrollo. Cuando existe alguna alteración en la motricidad de una persona, se restringe el número de experiencias adquiridas en los ámbitos físico y social, situación que limita las posibilidades de aprendizaje y de interacción social, esto además; puede inducir a crear una imagen de sí mismo empobrecida, un auto concepto rebajado y una autoestima negativa.

Usualmente cuando los niños presentan este tipo de patologías motrices tienen un nivel de inteligencia igual a la de los niños de su edad, pero estos suelen presentar

problemas de aprendizaje desencadenados por sus dificultades en el desarrollo motor; lo cual contribuye a que no se desarrollen igual que los otros niños y no compartan las mismas experiencias que ellos durante su infancia y adolescencia (Papalia, 2001).

Se suele estar de acuerdo que el juego constituye una actividad importante para el desarrollo de los seres humanos, por lo que hay que darles oportunidades a todos los niños de que practiquen esta actividad. Esta puede repercutir en un mejor desarrollo psicológico y emocional por el placer que produce y por el desarrollo mental que genera. El psicólogo genetista, Jean Piaget (1896 - 1980) concibe el juego como una de las más importantes manifestaciones del pensamiento infantil y relaciona el juego con el desarrollo cognoscitivo, afirma que este enseña a los niños a percibir formas, colores, tamaños y estructuras y a desarrollarse como personas íntegras y completas (Ordóñez, Minga, & Montaña, 2011).

Como solución para generar autonomía y para destruir las barreras impuestas por las discapacidades motrices en los seres humanos, entre ellas la dificultad de jugar en niños y adolescentes, se han implementado, las Interfaces Cerebro Computador. Actualmente, estas utilizan un gran número de canales que transmiten una gran cantidad de información, de la cual no toda es relevante. Es importante brindar la oportunidad de aprovechar el juego como herramienta de entretenimiento, aprendizaje y desarrollo; de manera accesible y reduciendo complicados procedimientos que pueden entorpecer esta actividad.

1.1.2 Formulación del problema

Se requiere el desarrollo de un sistema de reconocimiento de patrones de señales de EEG que permita la adquisición y el procesamiento de estas para emplearlas en aplicaciones tales como el control de un joystick de juegos electrónicos para el entretenimiento de niños y adolescentes en situación de discapacidad motora para lograr así un adecuado desarrollo y una mejora en las capacidades cognitivas y en la calidad de vida de esta población.

1.2 OBJETIVOS DEL PROYECTO

1.2.1 Objetivo General

Desarrollar un sistema de reconocimiento de patrones de Potenciales Evocados de Estado Estacionario que pueda ser utilizado en el control básico de videojuegos.

1.2.2 Objetivos Específicos

Adquirir Potenciales Evocados Visuales de Estado Estacionario a partir de la señal EEG de sujetos sanos por medio de un sistema de adquisición de EEG comercial.

Programar un algoritmo que permita la extracción y clasificación de características de los Potenciales Evocados de Estado Estacionario para la elaboración de un sistema de control básico para videojuegos.

Verificar el desempeño del sistema implementado.

1.3 MARCO DE REFERENCIA

1.3.1 Breve descripción del Sistema Nervioso Central (SNC)

El SNC está conformado por el Encéfalo y la Médula Espinal y contiene miles de millones de neuronas organizadas en circuitos neuronales por los cuales se transmiten impulsos nerviosos. Es la fuente de los pensamientos, las emociones y los recuerdos, y el origen de la mayoría de los impulsos que producen las contracciones musculares.

1.3.1.1 Encéfalo

El encéfalo es el centro donde se registran las sensaciones, se correlacionan unas con otras y con la información almacenada para tomar decisiones y emprender acciones. Es el centro del intelecto, las emociones, la conducta y la memoria y está formado por cuatro partes principales: tallo cerebral, cerebelo, diencefalo y cerebro (Tortora & Reynolds, 2002).

De forma sintetizada, se puede decir que el tronco encefálico, se encarga de la transmisión de impulsos motores y sensoriales y del control de diferentes segmentos musculares. El cerebelo, está constantemente comparando los movimientos del organismo para regular la postura y el equilibrio; y, las diferentes partes del diencefalo, cumplen funciones de percepción y regulación de sensaciones y participan en acciones motoras voluntarias.

El cerebro, presenta áreas sensoriales, motoras y de asociación cuyas funciones abarcan procesos intelectuales y emocionales. A continuación, se presenta de una forma más extensa, las características de este importante órgano.

1.3.1.2 Cerebro

El cerebro corresponde a la porción más desarrollada del encéfalo, es el mayor órgano del sistema nervioso central que controla tanto las actividades voluntarias como involuntarias (Javeriana, 2011)

En el cerebro se asientan tres clases de funciones: las sensitivas, las motoras y las intelectuales. Las partes del cerebro que controlan el movimiento muscular se llaman áreas motoras; las que controlan las sensaciones, áreas sensitivas y las relacionadas con las facultades más elevadas, como el razonamiento y la voluntad, se denominan áreas de asociación (Gutiérrez, 2004).

Una parte muy importante del cerebro es la corteza cerebral o córtex. Esta constituye el 85% de su peso y es la parte de este que permite razonar; está dividida en dos mitades, llamadas hemisferios cerebrales, uno derecho y otro izquierdo; la mitad derecha controla la parte izquierda del cuerpo y la mitad izquierda controla la derecha (Snell, 2012)

El área motora de la corteza cerebral específicamente, la cual recorre las dos mitades del cerebro, se encarga de dirigir los movimientos de los músculos esqueléticos. (Silverthorn, 2009).

Cada hemisferio cerebral está dividido en cuatro secciones denominadas lóbulos, que reciben su nombre según los huesos que los envuelven: frontal, parietal, temporal y occipital (Tortora & Reynolds, 2002). Para comprender mejor el

funcionamiento del presente proyecto, nos interesa abordar una de estas secciones específicamente.

1.3.1.2.1 Lóbulo occipital

Está involucrado principalmente en el procesamiento de información visual. El área visual primaria ubicada en su superficie media, permite ver y reconocer objetos (Krebs, Weinberg, & Akesson, 2012).

A partir de esta área específica del cerebro, se pueden obtener señales cerebrales con información visual del sujeto, información que puede ser adquirida y transformada en comandos específicos que se traduzcan en información relevante o en señales de control.

1.3.1.3 Médula espinal

La médula espinal, junto con sus meninges se localiza dentro del conducto vertebral (Nieuwenhuys, Voogd, & Huijzen, 2008). Está conformada por la materia gris en forma de mariposa y, esta a su vez, formada por cuerpos celulares de Moto neuronas, además de canales nerviosos de entradas y salidas (Longstaff, 2005). Es la continuación del encéfalo y la vía por donde transitan los impulsos sensoriales para llegar a este.

Lleva a cabo dos funciones principales, la propagación de impulsos nerviosos y la integración de datos; y junto con los nervios raquídeos, contiene circuitos neuronales que median algunas de las reacciones más rápidas del organismo ante ciertos estímulos externos (Tortora & Reynolds, 2002).

1.3.2 Control del Movimiento

Los movimientos, sean voluntarios o involuntarios, son producto de patrones espaciales y temporales de contracciones musculares orquestados por el encéfalo y la médula espinal (Purves & Augustine, 2007).

Globalmente, las estructuras neurales implicadas en el control del movimiento se dividen en cuatro sistemas distintos; los circuitos locales de la médula espinal y del

tronco del encéfalo, los sistemas moduladores descendentes, los ganglios basales y el cerebro.

Hay diversas regiones del encéfalo comprometidas con la regulación de los movimientos del cuerpo. Las áreas motoras de la corteza se encargan de los movimientos discretos y precisos; los ganglios basales ayudan a establecer el tono muscular y a integrar los movimientos automáticos semivoluntarios; y por último, el cerebelo que se encarga de la coordinación de estos (Tortora & Reynolds, 2002).

Las contracciones musculares son iniciadas por las neuronas motoras o neuronas inferiores, quienes envían axones directamente a los músculos esqueléticos a través de raíces ventrales y nervios periféricos centrales.

A continuación se presenta un esquema de los circuitos de la médula espinal y el encéfalo que comprometen el movimiento de los diferentes sistemas corporales

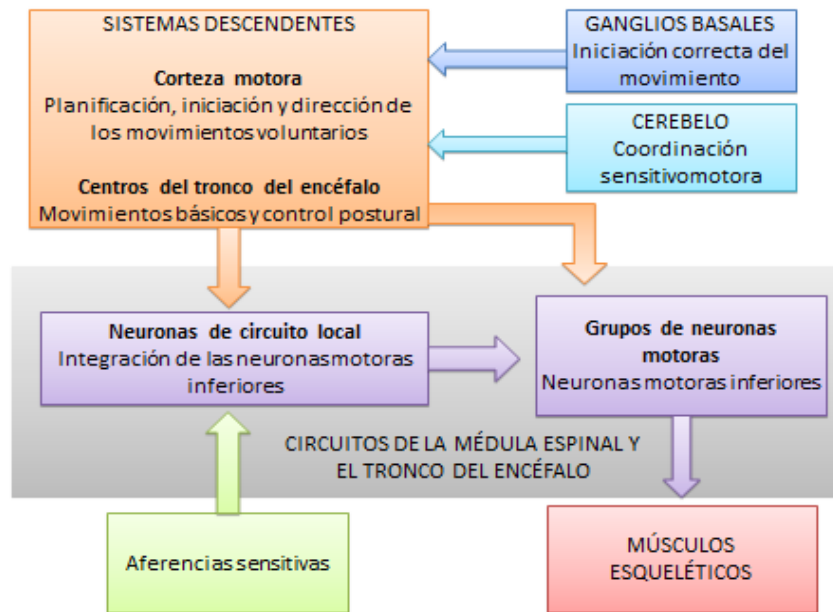


Figura 1 Circuitos de la Médula Espinal y el Encéfalo, basado en (Purves & Augustine, 2007)

1.3.2.1 Discapacidad motora

La discapacidad motora también llamada motriz, es la alteración en la funcionalidad de las extremidades superiores y/o inferiores. Dicha alteración se produce por una lesión en el SNC a nivel de la médula o del encéfalo (Lic. Barraza, 2006), que como se ha explicado en las secciones precedentes, son los centros reguladores de estas. Se puede presentar con pérdida total del movimiento corporal o con la deficiencia motriz de un área específica (Hodapp, 1998). Esta deficiencia puede ser consecuencia de una disfunción central o periférica, que puede producir diferentes limitaciones de desplazamiento, coordinación de movimientos y postura (Martino & Barrera, 2003). Además de esto, puede generar problemas como: movimientos incontrolados, dificultades de coordinación, alcance limitado, fuerza reducida, habla no inteligible, dificultad con la motricidad fina y gruesa, y mala accesibilidad al medio físico (Ritcher, Zaretsky, & Eisenberg, 2005).

La visión que se le daba a lo largo del siglo XX a la discapacidad estaba relacionada con una condición o función considerada deteriorada respecto del estándar general de un individuo o de su grupo. La concepción de esta, evolucionó a ser presentada como un modelo médico, debido a que puede presentarse desde el nacimiento o en cualquier momento durante la vida de las personas (Diario de Sesiones N 9, 2009).

Hoy en día la discapacidad se considera una cuestión de derechos humanos. Las personas están discapacitadas por la sociedad, no sólo por sus cuerpos. Vivimos en una comunidad que pone barreras y obstáculos no solo físicos sino también morales, que impiden que las personas con esta condición tengan una vida y un desarrollo bajo las mismas condiciones de los demás miembros de su grupo social respectivo. Estos obstáculos se pueden superar si los gobiernos, las organizaciones no gubernamentales, los profesionales y las personas con discapacidad y sus familias trabajan en colaboración (Salud, 2011)

1.3.3 Señales Electroencefalográficas

Las señales electroencefalográficas, son aquellas provenientes de la actividad neuronal principalmente de la zona cortical del cerebro y pueden ser adquiridas de manera no invasiva por medio de electroencefalografía (EEG) (Regan, 1990).

Todo el tiempo, las neuronas generan diferentes impulsos o potenciales nerviosos que se denominan ondas encefálicas, las cuales pueden dividirse en los cuatro grupos que se presentan a continuación:

- **Ondas alfa (α):** Aparecen durante la vigilia y el reposo con los ojos cerrados en un rango de frecuencia de aproximadamente 7.5 Hz a 13 Hz (Lopes da Silva & Niedermeyer, 2004).
- **Ondas beta (β):** Estas ondas aparecen en estado de máxima alerta, durante periodos de estimulación sensorial y actividad mental, en una frecuencia de 14 Hz a 30 Hz (Lopes da Silva & Niedermeyer, 2004).
- **Ondas theta (θ):** Existen durante el estado de vigilia, en un intervalo de 3.5 a 7.5 Hz. Suelen aparecer al someterse a estados de estrés emocional y son comunes en personas con muchos tipos de trastornos cerebrales (Tortora & Reynolds, 2002).
- **Ondas delta (δ):** Se encuentran en frecuencias de 1 Hz a 5 Hz, durante el sueño profundo y meditación (López, 2009).
- **Ondas gamma (γ):** Este tipo de ondas pueden reconocerse en un rango de 25 Hz a 100 Hz durante la percepción consciente de los seres humanos (Lopes da Silva & Niedermeyer, 2004).

La señal electroencefalográfica, registra la actividad eléctrica de estas ondas y sigue sus variaciones entre el transcurso del tiempo, la cual posee formas muy complejas que varían con la localización de los electrodos y entre individuos. Esto es debido al gran número de interconexiones que presentan las neuronas y por la estructura no uniforme del encéfalo (Barea Navarro, Rafael, 2009). En su formación hay factores que influyen en todas las actividades cerebrales y que hacen que estas no tengan el mismo impacto; factores como la profundidad, la orientación y la simetría de las conexiones de la zona cerebral activa (Sabatini A. , 2013).

Para el análisis clínico de señales EEG, se utilizan propiedades, tales como: forma de la onda, frecuencia, amplitud, distribución espacial, relación de fase, sincronización, persistencia y reactividad (Müller-Putz, Eder, Wriessnegger, & Pfurtscheller, 2007) (Hwang, y otros, 2012) . Las señales EEG poseen una serie de

propiedades que las hacen particularmente difíciles de analizar. Su naturaleza estocástica y la escasez de patrones que puedan ser reconocidas a simple vista requieren de la utilización de nuevos métodos de análisis, como son analizadores automáticos de los componentes frecuenciales del EEG, por lo general basados en el análisis de Fourier (Sabatini, 2012).

El EEG registrado a nivel del cuero cabelludo es el resultado de la suma de millones de potenciales de acción simultáneos (tanto inhibitorios como excitatorios) (Cantor, 1999); y la actividad registrada en este, es la suma del flujo extracelular de corriente de muchas neuronas, teniendo predominancia en este registro el flujo de corriente extracelular producido por la actividad de neuronas corticales cercanas al sitio de registro del electrodo (Westbrook, 2000).

Se sabe que el cerebro humano está respondiendo de forma continua e ininterrumpida a una serie de estímulos externos e internos sin parar; estos estímulos producen diferentes tipos de señales que pueden ser registradas a partir del cuero cabelludo de una persona si esta es afectada por un estímulo específico.

1.3.3.1 Electroencefalógrafo

Es un instrumento que permite el registro de potenciales eléctricos generado por las neuronas en el cerebro por medio de amplificadores de señal. Para poder realizar dichos registros se utilizan electrodos colocados en diferentes partes del cuero cabelludo. (Sabatini, 2012).

Aunque se pueden obtener registros eléctricos de forma más precisa de manera invasiva instalando electrodos dentro de la cavidad craneal, por medio de una técnica denominada Electroencefalografía (EEG) (Webster, 2009); las señales obtenidas de forma superficial por medio de este instrumento médico son certeras y dan información relevante para posteriores estudios.

La función de un electrodo consiste en recoger pasivamente potenciales eléctricos provenientes de grupos o bancos de neuronas que se ubican principalmente en la corteza cerebral; las cuales comúnmente tienen un orden de micro voltios (Sabatini, 2012).

La introducción de nuevas técnicas de análisis de señales de EEG, y los avances en las interfaces cerebro – computador, han permitido explotar diferentes habilidades humanas como la comunicación y el control, desde las diferentes integraciones de las redes neuronales (Ibáñez & Guevara, 2012).

1.3.3.2 Electrodo de EEG

Toda medición de EEG, requiere de mínimo tres electrodos, un electrodo tierra y otros dos para recibir la información de las señales cerebrales. Para obtener una buena adquisición de la señal, utilizando electrodos de oro pasivos, se recomienda tener una impedancia menor a 10 k Ω , por lo que se suele emplear gel conductor como interfaz entre estos electrodos y el cuero cabelludo del sujeto.

Para disminuir ruido proveniente de otras señales biológicas como EOG, ECG y EMG, se recomienda obtener las señales de modo bipolar, es decir, restando los voltajes entre dos electrodos de forma que uno trabaje como electrodo de adquisición de señal, y otro como electrodo de referencia (Cifuentes, 2010). Esto cobra mucha importancia cuando solo se emplean tres electrodos para realizar la adquisición de señales de EEG; sin embargo, no es tan necesario pero si muy recomendable hacerlo cuando hay más de dos electrodos y se toma uno como referencia para todo el arreglo.

No todos los electrodos presentan las mismas características, y por eso no todos se pueden utilizar para tomar las mismas mediciones ni tampoco van a presentar los mismos resultados al ser utilizados sobre el mismo segmento corporal.

Electrodos de superficie

Estos electrodos, se fijan en la piel alrededor del segmento de interés y permiten registrar la actividad global de los potenciales de acción de esa área. Son muy utilizados para medir la actividad muscular y de nervios periféricos (Rothstein, Roy, & Wolf, 2005).

Electrodos percutáneos

Los anteriores electrodos son convencionalmente utilizados para medir potenciales de músculos superficiales con potenciales de acción altos; no son muy efectivos para ser utilizados en áreas motoras más pequeñas; es por esto, que en estos casos se hace uso de electrodos de aguja que permite explorar áreas mucho más específicas.

Electrodo estimulador

Cumple la función de aplicar corriente eléctrica al segmento del cuerpo en el que se posiciona. Cuenta con dos partes, ánodo y cátodo (Rothstein, Roy, & Wolf, 2005).

Electrodos de succión

Este tipo de electrodos no requieren de adhesivo para ubicarse en la piel (Webster, 2009). Son muy utilizados en electrocardiografía y se ubican en las zonas específicas del cuerpo fijándose por succión aplicando simplemente gel conductor en su superficie para disminuir la impedancia de la piel.

Electrodos Flotantes

Mejoran el artefacto por movimiento, están formados por un disco de espuma lleno de gel electrolítico sobre la placa mecánica (Webster, 2009).

Electrodos Flexibles

Se adaptan a la curvatura del segmento corporal y son muy utilizados para la monitorización de neonatos (Webster, 2009).

Microelectrodos

Presentan diámetros entre 0.05 μm y 10 μm (Webster, 2009). Son utilizados para medir los potenciales celulares.

Además de esto, los electrodos pueden ser clasificados como pasivos o activos según su composición electrónica.

Los electrodos activos, contienen circuitos electrónicos activos que ayudan a disminuir la impedancia por la presencia de amplificadores operacionales en su interior, que además de esto, permiten una pre amplificación de la señal. A diferencia de los activos, los electrodos pasivos únicamente cumplen la función de cambiar la composición iónica en corriente eléctrica para permitir la medición del biopotencial (Tong & Thakor, 2009); lo que los hace menos efectivos.

Se recomienda la utilización de electrodos activos durante la adquisición de bioseñales de EEG ya que estas presentan una gran cantidad de ruido e interferencia.

La localización correcta de los electrodos en el cuero cabelludo, es de alta importancia para garantizar la obtención de señales verídicas según lo que se esté buscando al realizar la EEG. Existen diferentes estándares internacionales establecidos para ubicar los electrodos de forma efectiva; para la toma de señales de este proyecto, se optó por el sistema 10 - 20 el cual es un estándar clínico que es ampliamente utilizado y del cual se derivan otros sistemas como 10 - 10 y 10 - 5 (Wolpaw & Winter, 2012).

1.3.3.3 Sistema 10 – 20

Presenta un orden sistemático para ubicar los electrodos cerebrales durante la adquisición de la señal de EEG. Su nombre proviene de que estos electrodos se encuentran ubicados a distancias del 10% y 20% entre tres accidentes óseos, *inion*, que corresponde a la protuberancia en el medio de la parte posterior de la cabeza, *nasion*, el puente de la nariz directamente debajo de la frente y el *punto preauricular*, el cual es la depresión del hueso al frente de cada canal auditivo. La ubicación de cada electrodo está marcada por una letra, la cual corresponde a la región cerebral en la cual está ubicada y un número que corresponde a su desplazamiento lateral.

Los números impares se refieren al lado izquierdo y los pares al derecho, y la letra Z se refiere al cero o línea media del plano sagital.

Como se puede ver en la siguiente figura, la distancia entre inion y nasion se mide a lo largo de la línea media. El punto Frontopolar, Fp, se marca al 10% de la distancia del nasion. Los puntos frontal F_z, central, C_z y Parietal P_z, se marcan con incrementos del 20%, es decir, 30%, 50% y 70% de la distancia del nasion

respectivamente. El punto occipital O, es marcado al 10% de la distancia del inion (Baura, 2012).

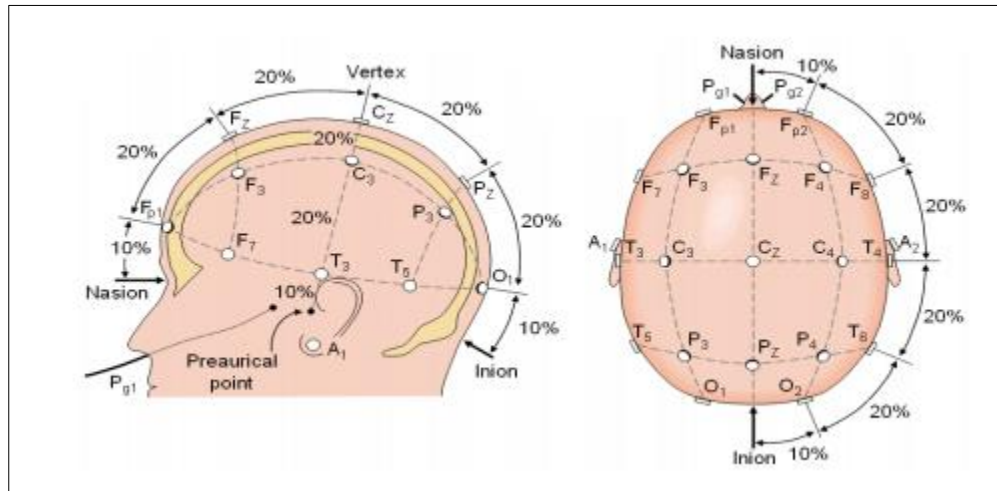


Figura 2 Posición electrodos según sistema 10 – 20 (Lopes, 2010)

1.3.3.4 Artefactos comunes

Hay diferentes maneras de contaminar una señal eléctrica. En el caso de las señales cerebrales se presenta en todo momento ruido de fondo en la actividad neuronal, y artefactos tanto de origen biológico o por una fuente externa no necesariamente relacionada con la actividad cerebral (Sanei & Chambers, 2008).

Las líneas de poder, es decir, la corriente alterna que se encarga de suministrar la energía eléctrica, interfiere de forma notoria en la toma de señales de electroencefalografía. En Colombia, esta presenta una frecuencia de 60 Hz, la cual debe ser filtrada adecuadamente para obtener respuestas más limpias y claras.

El mismo organismo, produce un sinnúmero de respuestas durante todo el tiempo que pueden ser captadas por los electrodos durante la toma de las señales; entre estas se encuentran el movimiento ocular y el parpadeo; lo cual representa una actividad continua que se traduce en ruido contaminante. Para eliminarlo, se opta por referenciar el sistema de electrodos con respecto a una referencia en un punto determinado de la corteza cerebral que permita la cancelación de las frecuencias correspondientes a estas actividades motoras.

Para disminuir la presencia de otros tipos de ruidos biológicos debidos a la actividad muscular, se le pedirá al sujeto que permanezca en una posición lo más estática posible durante la toma de las señales.

Otros tipos de ruidos que limitan la calidad de la señal pueden estar asociados al ambiente donde se toman las señales, o a los artefactos de los electrodos o transductores utilizados.

1.3.4. Potenciales Visuales de Estado Estacionario

Los Potenciales Visuales Evocados (VEP por sus siglas en inglés), son potenciales tomados sobre la corteza visual derivados de la respuesta cerebral a un estímulo visual (Hwang, y otros, 2012)

Una clasificación particular de estos son los Potenciales Visuales de Estado Estacionario (SSVEP), para los cuales existen dos diferentes definiciones; la primera considera los SSVEP como una respuesta directa en la corteza visual primaria cerebral; y la segunda, como una respuesta cortical indirecta desde la retina durante una tarea cognitiva. (Wu L. X., 2008).

La finalidad de los SSVEP es conocer la dirección del ojo. Para ello, se muestran en una pantalla varios botones o letras que parpadean a diferentes frecuencias, superiores a 4 Hz. El usuario debe mantener fija su mirada en uno de ellos para seleccionar el estímulo relacionado con la tarea deseada. De esta forma, se produce un SSVEP en el córtex visual, que consiste en una componente periódica de la misma frecuencia a la que parpadea el estímulo visual y una serie de armónicos secundarios, obteniendo una mejor respuesta en frecuencias superiores a 6 Hz (Xiaorong, Dingfeng, Ming, & Shangkai, 2003).

Una característica aún más sorprendente de los SSVEP es que pueden ser producidos a partir de diferentes tipos de estimuladores. Sin embargo es importante resaltar que según distintos estudios, se consideran más efectivos aquellos producidos por LEDS que por medio de un monitor; aunque estos cumplen satisfactoriamente el objetivo de estimulación, es necesario tener en cuenta la importancia de que las frecuencias establecidas para el parpadeo de estos, sean

submúltiplos de la frecuencia de barrido del monitor (García, Spinelli, & Toccaceli, 2011).

Los primeros estudios utilizando SSVEP para investigar los procesos cognitivos, fueron llevados a cabo por Wilson y O'Donnell en 1986 y por Sillberstein y su equipo quienes mostraron que las amplitudes de los SSVEP variaban de acuerdo a las tareas realizadas durante los estímulos (Postner P. M., 2002).

Además de esto, emplearon años de investigación en determinar características relevantes para obtener las respuestas más óptimas, entre las cuales se encuentra la importancia de que estos no presenten ningún daño en la vía visual o ningún daño neurológico que afecte su visión debido a que pueden disminuir la amplitud de la respuesta (Postner M. , 2012).

Por su parte, Müller (Putz, Eder, Wriessnegger, & Pfurtscheller, 2008), utilizó SSVEP para investigar que tanta relevancia presentaba la distancia entre estímulos y demostró que la respuesta aparecía tanto en estímulos separados a los que se les prestaba atención como también en estímulos en posiciones intermedias a los que no se les prestaba atención y que es posible dividir la atención entre varios estímulos mientras estos se encuentren en el mismo campo de visión.

También se realizaron investigaciones acerca del tamaño adecuado de los estímulos. Al no observar diferencias significativas entre las respuestas a letras grandes y pequeñas, se concluyó que este factor no era relevante (Postner M. , 2012).

Teniendo en cuenta que los SSVEP requieren únicamente la atención del usuario al fijar su mirada a un estímulo visual sin necesidad de realizar ningún movimiento, la distancia de los estímulos se recomienda que supere la máxima en la cual estos desaparezcan de su campo visual. Según la literatura ubicar al sujeto de prueba a una distancia entre 50 cm. y 1 m. de la estimulación otorga buenos resultados (Wu L. X., 2008)

Otro cuestionamiento que está presente al trabajar con estímulos visuales es que color se debe utilizar para obtener mejores resultados durante la estimulación de los sujetos. Es difícil determinar que colores producen una mejor respuesta a un

SSVEP, en muchos estudios se han utilizado verde, rojo, gris, negro y blanco sin obtener ninguna diferencia marcada.

Una buena solución es elegir los colores de los estímulos que se ajusten a las necesidades del usuario según la aplicación

Se recomienda la utilización de LEDS de colores primarios, azul, verde y rojo (RGB), esto es debido a que el ojo humano presenta en la retina tres tipos de conos cada uno sensible a una longitud de onda correspondiente a estos colores y de que a partir de estos, es posible estimular los tres receptores de color de manera casi independiente, proporcionando una gama especialmente amplia.

Los sistemas de BCI basados en los SSVEP no requieren entrenamiento previo, En comparación con otros tipos de estimulación como los Potenciales P300; adicionalmente, se han conseguido precisiones del 84% con estímulos a 6 frecuencias diferentes, así como tasas de comunicación de hasta 10-12 palabras por minuto.

Estos potenciales dependen de la capacidad del usuario de controlar la dirección de su mirada y se pueden clasificar como sistemas BCI independientes, las cuales, como se explicará en la siguiente sección, no dependen de ninguna actividad muscular. (Putz, Eder, Wriessnegger, & Pfurtscheller, 2008).

Otros estudios realizados con SSVEP comprenden el desarrollo de juegos de computadora por medio de dos electrodos de EEG ubicados en la corteza visual primaria. (Wu, y otros, 2011), y la búsqueda de estos potenciales en sujetos sanos (García, Spinelli, & Toccaceli, 2011).

En Colombia, no hay publicaciones acerca de investigaciones de SSVEP. Sin embargo, en Latinoamérica se reportan estudios en Argentina, en el Departamento de Electrotecnia en la Facultad de Ingeniería de la UNLP por Pablo García y su equipo, quienes adquirieron SSVEP y evaluaron su comportamiento para utilizarlos en el uso de una computadora de escritorio (García, Spinelli, & Toccaceli, 2011); por su parte, Pablo Díez y su equipo, utilizaron SSVEP para controlar un objeto móvil en la pantalla (Diez, Laciari, Mut, Avila, & Torres, 2008).

1.3.5 Interfaces cerebro computador

La tecnología de interfaz cerebro computador (BCI) es un sistema de interacción hombre-máquina capaz de traducir nuestras intenciones en interacción real con un mundo físico o virtual. El funcionamiento básico de una interfaz cerebro computador es medir la actividad cerebral, procesarla para obtener las características de interés, y una vez obtenidas interactuar con el entorno de la forma deseada por el usuario. Desde un punto de vista de interacción hombre-máquina, esta interfaz tiene dos características que la hacen única frente a todos los sistemas existentes. La primera de ellas es su potencial para construir un canal de comunicación natural con el hombre y la segunda su potencial acceso a la información cognitiva y emocional del usuario (Minguez J. E., 2011)

El potencial de estas interfaces es inmenso, no solo en el desarrollo de sistemas artificiales para el control motriz, sino también en el campo de regeneración neuronal y terapias neurológicas. (García, Villa, & Castaño, 2006).

Este tipo de herramientas permiten tener acceso a la actividad cerebral de un ser humano y extraer la información necesaria de este para controlar un sistema, comunicarse o entretenerse sin necesidad de utilizar su cuerpo.

Una BCI cumple la función de guardar las señales producidas por el cerebro humano, extraer características específicas de estas y convertirlas en salidas artificiales traducidas en acciones. Es decir, permite reemplazar acciones humanas que ciertas personas debido a una enfermedad o una herida no pueden realizar; es así, como se puede permitir la comunicación de alguien que haya perdido la facultad de hablar, o el control de una silla de ruedas para quien haya perdido la facultad de movilizarse por sí mismo

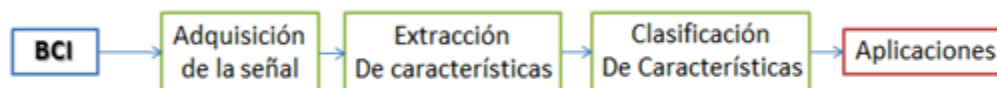


Figura 3 Esquema de operación básica de una BCI, basado en (Wolpaw & Winter, 2012).

1.3.5.1. Tipos de BCI

Se reconocen dos tipos de BCI:

- **Dependientes:** este tipo de BCI, utiliza señales cerebrales que dependen de actividad muscular, por ejemplo, el fijar la mirada.
- **Independientes:** no es necesaria la actividad muscular para generar señales cerebrales; un ejemplo de estas, son las basadas en ritmo sensoriomotores, es decir, generando simplemente una imagen mental de la actividad que se quiere realizar.

1.3.5.2. Potenciales relacionados a eventos

Los potenciales relacionados a eventos (ERPS por sus siglas en inglés) son respuestas en el tiempo que ocurren en el cerebro por un evento externo o interno.

- Los componentes exógenos ERP se dan como respuesta a estímulos físicos como una luz intermitente en el caso de los SSVEP.
- Los componentes endógenos ERP, son los que ocurren por un evento interno, por ejemplo deletrear letras, como es el caso de los potenciales P300. (He, 2005)

1.3.6. Procesamiento de la señal

El procesamiento de las señales tiene como fin permitir la extracción de la información relevante de estas, eliminando los componentes que corresponden a ruido contaminante o que no son de importancia para el cumplimiento del objetivo para el cual estas señales fueron tomadas. En el caso de las bioseñales, o señales biológicas; procesarlas se traduce en asociar a estas un estado patológico del cuerpo o un diagnóstico, describir un comportamiento o realizar un seguimiento del funcionamiento corporal.

Las señales transmiten información, procesarlas es encontrar entre esa información, los segmentos de interés y relevancia.

1.3.6.1. Filtrado

Los filtros cumplen la función de modificar la SNR de la señal sin eliminar componentes frecuenciales. Actúan aumentando o disminuyendo la amplitud de las señales en ciertas frecuencias establecidas por el diseñador; de esta forma se pueden atenuar componentes que no son de interés ubicados en frecuencias específicas y poder trabajar con los componentes que realmente presentan información relevante.

Durante el proceso de filtrado, las señales que pasan de la entrada a la salida del circuito caen dentro de una banda de frecuencias y las que están fuera de esta son las que se ven atenuadas (Nilsson & Riedel, 2005); de esta manera se puede garantizar que el análisis sea de la región de interés facilitando la clasificación y el aprendizaje del sistema.

1.3.6.2. Transformaciones

Son todas aquellas operaciones que se implementan para modificar y adaptar las señales adquiridas; sin embargo, no existe una receta mágica que establezca los pasos a seguir para transformar una señal biológica; este proceso dependerá del objetivo del proyecto y del tipo de señal.

Específicamente, si se trata de encontrar las características principales de este tipo de Interfaces Cerebro Computador como son los componentes frecuenciales; se puede hacer uso de una transformada de Fourier (FFT) para trasladar los datos en el dominio del tiempo al dominio de la frecuencia y así obtener la información realmente relevante. El teorema de las series de Fourier dice que cualquier señal periódica puede representarse por una única suma de señales senoidales relacionadas armónicamente con la frecuencia fundamental de la señal (Torres, 2013).

La representación mediante serie de Fourier de una función periódica es:

$$f(t) = a_v + \sum_{n=1}^{\infty} a_n (\cos(n * w_0 t)) + b_n (\text{sen}(n * w_0 t))$$

En la ecuación anterior, a_v , a_n , y b_n son los coeficientes de Fourier, mientras que el término, w_0 representa la frecuencia fundamental de la función periódica $f(t)$.

Los coeficientes de Fourier se determinan mediante las siguientes ecuaciones:

$$a_v = \frac{1}{T} \int_{t_0}^{t_0+T} f(t) dt$$
$$a_k = \frac{2}{T} \int_{t_0}^{t_0+T} (f(t) \cos(kw_0 t)) dt$$
$$b_k = \frac{2}{T} \int_{t_0}^{t_0+T} (f(t) \text{sen}(kw_0 t)) dt$$

El sufijo k indica el k -ésimo coeficiente (Nilsson & Riedel, 2005).

Transformada de Fourier

A partir del caso límite de las series de Fourier, se obtiene la ecuación que denota la transformada de Fourier:

$$F(w) = \mathcal{F}\{f(t)\} = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) e^{-j\omega t} dt$$

Una función en el tiempo $f(t)$ presenta Transformada de Fourier si la integral anterior converge (Nilsson & Riedel, 2005).

La inversa de la Transformada de Fourier se presenta a continuación:

$$f(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} F(w) e^{j\omega t} dw$$

1.3.6.3. Extracción y Traslación de características

La extracción de características es el proceso mediante el cual se aíslan las características importantes de una señal de una cantidad de información irrelevante y se representan de forma que tengan un significado que pueda ser interpretado por una persona o un computador.

En cualquier BCI, es necesario determinar las características que posteriormente se van a clasificar; lo implica dos tipos de métodos, *heurístico*, es decir, basado en el sentido común o la experiencia de los investigadores, o de *regularización*, en el cual, una constante es impuesta como parámetro para realizar la clasificación (Wolpaw & Winter, 2012).

Lo que buscan estos algoritmos es tomar cierta información de la señal, como la amplitud, frecuencia o tasa de excitación y traducirlas en algún tipo de comando o señal de control, es decir, en una variable dependiente que pueda ser manipulada; por ejemplo, mover un cursor, seleccionar una opción o tomar una decisión.

Para que una BCI pueda identificar cuáles son las intenciones del usuario, con el fin de traducir estas en comandos en tiempo real; utiliza una herramienta conocida como extracción de características, proceso mediante el cual, se aísla la información importante entre todo la señal obtenida al hacer un estudio de EEG, omitiendo las partes que no aportan datos importantes o son ruido (Wolpaw & Winter, 2012).

Los pasos para realizar la extracción de características son los siguientes:

1. Acondicionamiento de la señal; para eliminar interferencia (artefactos) o información irrelevante.
2. Extracción de características. Incluye la selección de métodos que puede ser en tiempo o en frecuencia; y el procesamiento de bloques, es decir, la segmentación de la señal en bloques a partir de los cuales se va a definir el vector de características y luego realizar el procesamiento.
- 3, Acondicionamiento de características; establecer la relación y distribución de estas para luego pasar a clasificarlas.

Cuando se toma la información de interés y se traduce en un comando, se utilizan los algoritmos de traslación de características

1.3.6.4 Aprendizaje supervisado

Su objetivo es identificar el comportamiento de algunas variables de entrada con respecto a ciertas variables de salida; basándose en un conjunto de observaciones de los valores de estas variables (Soman, Loganathan, & Ajay, 2009).

Se trata de modelar o entender las relaciones entre las variables utilizadas para describir algún objeto o situación en un contexto particular, es decir, comprender las características que describen un elemento y que lo hacen diferente a cualquier otro.

En la práctica, no es común tener información acerca del objeto de interés, sino una serie de datos que lo describen, los cuales reciben el nombre de atributos o características.

Además del aprendizaje supervisado, en el cual, se utilizan datos de entrenamiento para enseñarle al algoritmo a diferenciar y clasificar; existe un tipo de aprendizaje no supervisado; en el cual no existen datos de entrenamiento disponibles (Wolpaw & Winter, 2012).

1.3.6.5 Familias comunes de clasificadores para BCI

Para lograr el objetivo de convertir las características de la señal a comandos que cumplan con los requerimientos del usuario se debe seleccionar un modelo matemático que permita a partir de un vector de características realizar una clasificación apropiada que permita discernir entre las diferentes opciones.

Estos modelos se basan en observaciones previas, es decir, un set de datos de entrenamiento y luego se evalúa su eficacia por medio de datos futuros similares a estos (Wolpaw & Winter, 2012).

Para seleccionar un modelo matemático se debe tener en cuenta una serie de parámetros que permitan disminuir el error y maximizar la generabilidad del sistema, es decir, hacerlo funcional para cualquier set de datos dado un vector de características.

Existen diferentes familias de modelos matemáticas como son *Funciones de discriminante lineal de mínimos cuadrados*, *clasificadores Bayesianos*, *Modelos no lineales* y *Máquinas de soporte vectorial*, las cuales, seleccionan una observación específica en los límites de las dos clases y la utiliza para definir límites inferiores y

superiores. Tienen como características su capacidad de minimizar la función objetivo mediante una serie de iteraciones entrenándose con pocos datos.

1.3.6.6 Evaluación de Algoritmos de Clasificación de Características

Los algoritmos de clasificación deben ser evaluados para determinar si realmente se está realizando una clasificación y el sistema está aprendiendo a reconocer los patrones de interés. Existen diferentes métodos y algoritmos para llevar a cabo este proceso; sin embargo, en el presente trabajo se optó por utilizar la validación cruzada debido a que con el número adecuado de datos de entrenamiento y de test o evaluación, permite garantizar que el algoritmo sea efectivo desde el momento en que se realiza su entrenamiento hasta en una aplicación futura cuando este reconozca por sí solo los patrones pertenecientes a las características de interés determinadas.

Validación cruzada

Para realizar este tipo de validación, se deben utilizar datos diferentes a los utilizados para definir los parámetros, estos datos se dividen de la siguiente manera en:

- Set de entrenamiento; parámetros del algoritmo.
- Set test; evaluación de su desempeño

K fold: el set de datos es dividido en K particiones y cada una de estas es utilizada como test mientras que los otros $K - 1$ son usados para el entrenamiento (Wolpaw & Winter, 2012).

Para asegurarse de que el sistema logre adquirir un aprendizaje, es común entrenarlo con un porcentaje de los datos y evaluarlo con otro. Seleccionar los porcentajes es otra de las situaciones que se deben resolver al trabajar con ese tipo de estrategias de clasificación. Se obtienen mejores resultados cuando se utilizan mayor cantidad de muestras para realizar el entrenamiento por clase, mientras que si se utiliza un conjunto de datos pequeño con respecto al tamaño del vector de características, la clasificación del sistema será baja (Arboleda, García, & A., 2008).

1.3.6.7 Tasa de Transferencia

La tasa de transferencia, relaciona el porcentaje de clasificación con la velocidad del sistema. Se presenta en bits/ minuto (García & Gentiletti, 2008).

Para encontrar la tasa de transferencia de información de un sistema se utiliza la siguiente fórmula matemática:

$$B = \log_2(N) + P * \log_2 P + (1 - P) * \log_2 \left[\frac{(1 - P)}{(N - 1)} \right]$$
$$Bm = B * S$$

Dónde:

B: tasa de transferencia de bits por intento

N: número de selecciones posibles.

P: probabilidad que la decisión correcta sea la seleccionada por el usuario.

S: velocidad promedio de selecciones por minuto.

Bm: tasa de transferencia en bits por minuto.

(Gentiletti, 2013)

1.3.7. VIDEOJUEGO

1.3.7.1 Características generales

Un videojuego o juego de video es una herramienta que a través de controles permite simular un juego en una pantalla de televisor, computadora o dispositivo electrónico (Edulopez, Sanchez, & Jimenez, 2013).

Se ha cuestionado en diferentes momentos de la historia si los videojuegos realmente traen un beneficio para los usuarios, y se ha llegado muchas veces a la misma conclusión, son más benéficos que negativos mientras sean jugados con responsabilidad.

Los juegos de video, están constantemente desarrollando numerosas habilidades en sus jugadores como son la capacidad de memorizar hechos, el instinto de

superación, de autocontrol, autorregulación y autoevaluación. Le permiten al usuario ponerse retos y generar diferentes destrezas.

Complementar la educación de un niño por medio del juego y el esparcimiento le permite a este aprender de forma más fácil, completar su desarrollo como ser humano y generar aptitudes y aprendizajes que un modo más simple. Los videojuegos, en particular, son una alternativa para complementar este desarrollo evitando la actividad física que en muchas ocasiones puede ser una barrera o un impedimento.

1.3.7.2 Juegos de Memoria

Este tipo de herramienta lúdica tiene como característica, que además de ofrecer un rato de esparcimiento y diversión, permite ejercitar la mente y aprender.

Practicar este tipo de juegos permite ayudar a mantener la mente más activa, mejorar la observación, atención y concentración (Gadberry, 1997). Si la mente no se mantiene constantemente en funcionamiento, se deteriora y pierde sus facultades normales de reaccionar y atender situaciones. Una forma amena y didáctica de mantenerla en forma es jugando.

1.3.7.3 Joystick

Una palanca de mando o joystick (del inglés joy, alegría, y stick, palo) es un dispositivo de control de dos o tres ejes. Pueden ser digitales (que leen diferente número de interruptores según sea el caso) y analógicos (que usan potenciómetros para leer continuamente el estado de cada eje), siendo estos últimos más precisos (Helander, Landeuer, & Prabhu, 2011).

Ciertos tipos especiales de joysticks se utilizan en las computadoras modernas con interfaz USB como sustitutos del ratón como dispositivo apuntador, para personas afectadas por parálisis cerebral, distrofia muscular, esclerosis lateral amiotrófica, artrogriposis congénita (Tangient, 2012).

Se han desarrollado diferentes tipos de joysticks pensando en personas en situación de discapacidad cuyas funciones motoras están disminuidas o son completamente

inexistentes; estos son controlados por medio de los músculos faciales o la actividad eléctrica cerebral, de tal modo que se tomen estas señales y se conviertan en comandos para el computador. De esta forma, se logra interactuar con la máquina por medio de un “simple pensamiento” (Tecno Pasion, 2008).

1.3.7.4 Desarrollo cognoscitivo

Al abordar el tema de los juegos de video, es necesario identificar para que público estos van a ser aptos. Se reconoce que el juego no es solo para los niños, los adultos también pueden jugar y aprender jugando, es así como la pregunta en realidad, es, ¿Desde qué edad se puede adaptar un juego virtual para una persona?

Hoy está comprobado que los niños desde que nacen, generan una estructura mental creada a partir de los estímulos que reciben todo el tiempo que les permite reconocer objetos y tomar decisiones acerca de ellos. Según el biólogo suizo, Jean Piaget, los bebés desde sus primeros meses de vida, van generando esquemas dependiendo de las respuestas que reciben de los objetos a su alrededor, por ejemplo, aprenden que al tirar una pelota esta va a rebotar; por lo tanto, desarrollan la capacidad de provocar que la pelota rebote cuando quieran, es decir una relación de causalidad intencionalidad. (Piaget, 1993).

Los niños entre 3 y 6 meses comienzan a centrar su atención en ciertos objetos que les interesan y entre los 12 y 18 meses son capaces de realizar acciones con el fin de conseguir una meta (Piaget, 1993). Es decir, un juego que requiera de la atención de una persona con el fin de obtener un beneficio o una consecuencia puede ser utilizado por niños desde antes de su primer año de vida.

2. METODOLOGÍA DEL PROYECTO

El presente proyecto fue desarrollado mediante cuatro etapas con el fin establecer una adecuada organización durante su elaboración. Esto con el propósito de alcanzar cada uno de los objetivos de forma cronológica y coherente. A continuación se presenta una descripción de cada una de estas:

1. Revisión Bibliográfica

Se realiza una revisión bibliográfica de artículos científicos, bases de datos y libros acerca de los SSVEP y los estudios previos realizados con estos. Esto con el fin de determinar los canales más significativos de los cuales se podría extraer la información más relevante, también para determinar cuál era el mejor método para la extracción de características y la caracterización basado en índices de evaluación determinados por los diferentes autores. También se realiza la búsqueda de información que permitiera determinar cuál era el mejor tipo de estímulo y el rango de frecuencias en la cual debían oscilar estos estímulos para obtener un mejor resultado.

Entre las fuentes de información consultadas están: JOURNAL OF NEUROENGINEERING AND REHABILITATION, Cognitive Brain Research (vol. 6), XVIII Congreso Argentino de Bioingeniería SABI 2011 - VII Jornadas de Ingeniería Clínica, IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING (VOL. 53, NO. 12), Journal of Neuroscience Methods, Neuroscience Letters, Medical Engineering & Physics, EURASIP Journal on Applied Signal Processing, Computational Intelligence and Neuroscience, Presence Vol 19.

2. Adquisición de Potenciales Evocados Visuales a partir del sistema de adquisición de EEG comercial

Posterior a la revisión bibliográfica y la recolección de la información se define la mejor estrategia para obtener los SSVEP en sujetos de prueba, esta incluye la definición del sistema de adquisición, tipo de estimulación y la

elaboración de distintas pruebas para establecer el protocolo más adecuado de trabajo que diera los resultados más óptimos.

La elaboración de estas pruebas, implican la experimentación con el número de canales, el tiempo de estimulación, la frecuencia de muestreo, el número de épocas en que se dividirá la señal para procesarla y la atención de los sujetos de prueba. Esto permite conocer el mejor método de adquisición y permitirle al sistema de reconocimiento ser lo más preciso y eficiente posible.

3. Elaboración de un algoritmo para la extracción y clasificación de características

Se toman las señales obtenidas mediante la electroencefalografía de los sujetos de prueba y se les realiza una serie de procesos para acondicionar la señal; estos procesos incluyen el desarrollo y la programación en MATLAB® de un algoritmo que tome las señales eléctricas provenientes del g.USBamp y las convierta en información digital; la cual, posteriormente es procesada y clasificada.

Una vez se determina que las características más relevantes y que brindan mayor información de los SSVEP son las potencias de las señales; para el procesamiento, se opta por realizar una etapa de filtrado y una transformada rápida de Fourier para obtener los componentes frecuenciales y extraer de estos las potencias de las frecuencias generadas por el cerebro al recibir el estímulo. Una vez se seleccionan las frecuencias correspondientes a las frecuencias de interés se procede a clasificarlas gracias a un modelo de Máquina de Soporte Vectorial.

4. Verificación del desempeño del sistema implementado

La verificación del sistema se dividió en dos etapas. La primera, permite la comparación de los resultados obtenidos luego de realizar la clasificación con el vector de clases, obteniendo el porcentaje de aciertos; es decir, encontrar el número de veces en que el sistema reconoce las señales cerebrales del usuario durante cada una de las frecuencias de estimulación.

Para la segunda etapa, se desarrolla un videojuego que permitiera al usuario reproducir una secuencia de cambios de dirección utilizando únicamente las respuestas visuales de su cerebro. Se le entregará al final una retroalimentación y un puntaje correspondiente al porcentaje de aciertos.

Una vez calculados los resultados de la verificación, se procede a analizar los resultados, y presentar conclusiones acerca del comportamiento del sistema.

3. SISTEMA DE RECONOCIMIENTO DE PATRONES DE POTENCIALES EVOCADOS DE ESTADO ESTACIONARIO

Durante el desarrollo del Sistema de Reconocimiento de Patrones de Potenciales Evocados de Estado Estacionario, se siguió la serie de pasos presentada en el diagrama de bloques de la Figura 4.

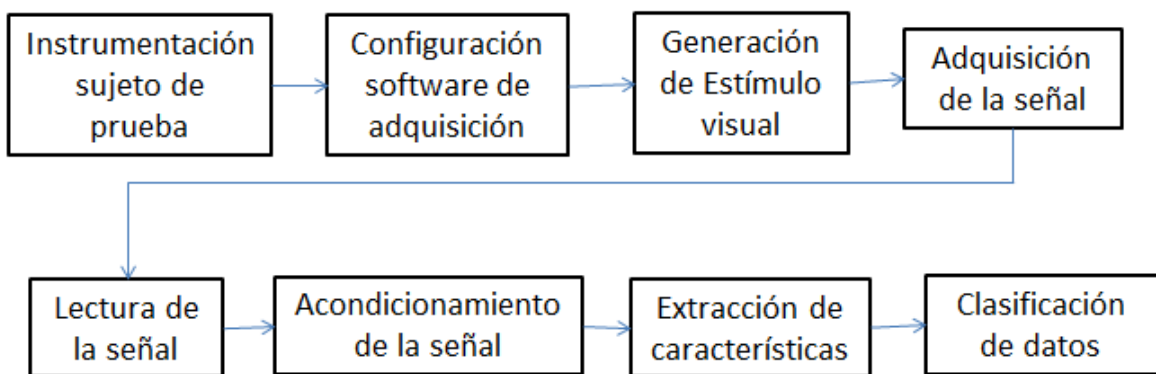


Figura 4 Diagrama de bloques del Sistema de Reconocimiento de Patrones de Potenciales Evocados Visuales de Estado Estacionario.

3.1 ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL Y ACONDICIONAMIENTO

3.1.1 Elaboración del estímulo

Al principio, se buscaba el desarrollo de una interfaz gráfica de usuario programada utilizando MATLAB®, la cual integrara tanto los estímulos visuales generados mediante un algoritmo, como la adquisición de la señal.

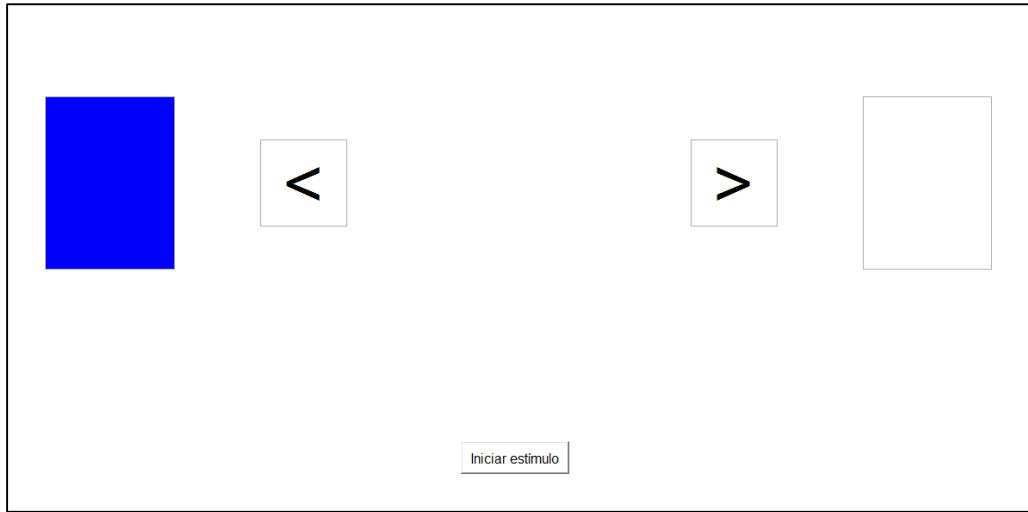


Figura 5 Estímulos visuales en MATLAB®.

Sin embargo, durante el desarrollo de estos estímulos se encontró la presencia de algunas pausas que podrían interferir en la frecuencia de estimulación, pausas ocasionadas por la utilización de MATLAB® como herramienta computacional para simular estos estímulos por medio de funciones no muy eficientes en este entorno de trabajo y por la frecuencia de renovación de la pantalla; por lo tanto, se procedió a realizar la estimulación utilizando LEDs de alta intensidad de color azul.

La frecuencia de los estímulos fue generada mediante la elaboración de un circuito electrónico utilizando dos osciladores 555, cuyo esquemático simulado en la herramienta computacional Proteus®, es mostrado a continuación.

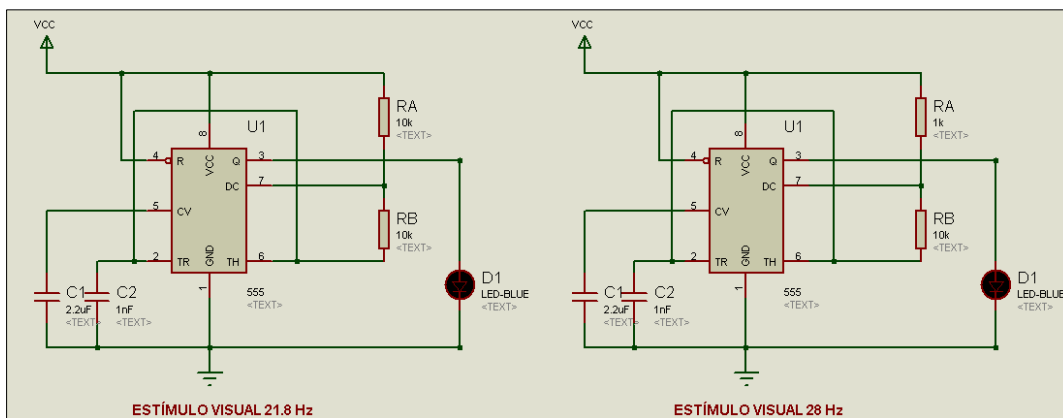


Figura 6 Simulación en Proteus® circuito de estimulación.

El oscilador 555 es un integrado que actúa como timer y que configurado con un arreglo de resistencias, entrega un pulso cuadrado a una frecuencia determinada. Para realizar el cálculo de estas resistencias se partió de la siguiente fórmula:

$$F = \frac{1,44}{[C * (RA + 2RB)]}$$

Estableciendo $C = 2,2 \mu\text{F}$ y $RB = 10 \text{ K}\Omega$, se obtienen los valores de:

$RA = 10 \text{ K}\Omega$ para una frecuencia de 21,8 Hz.

$RA = 1 \text{ K}\Omega$ para una frecuencia de 28 Hz.

El resultado de la anterior configuración de los estímulos visuales, se puede visualizar en la Figura 7, en la cual se presenta un sujeto de prueba durante la fase de estimulación.

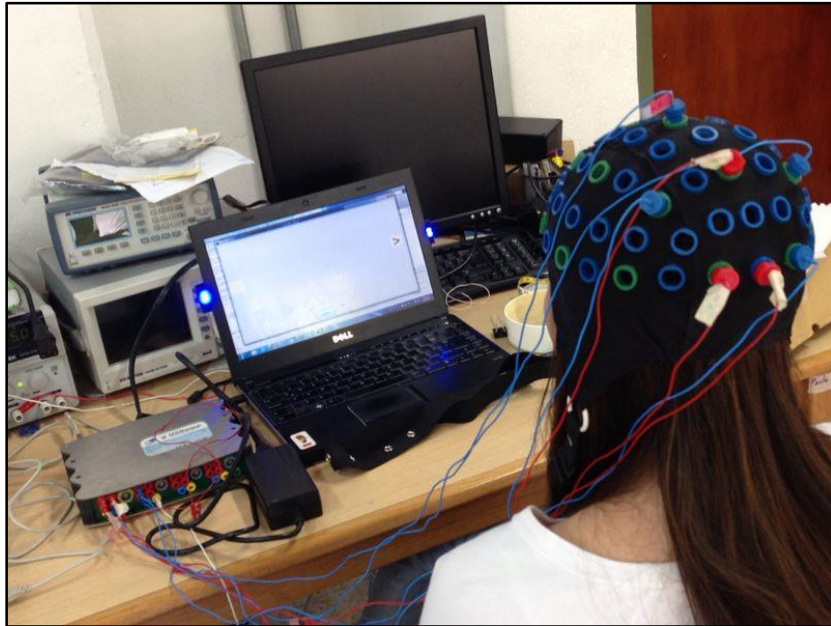


Figura 7 Fotografía de estímulos visuales

3.1.2 Elaboración de la interfaz gráfica para adquisición de la señal

Para permitir la interacción del usuario con el sistema, se desarrolla un programa en MATLAB® que presenta en primera instancia una interfaz como la que se muestra en la Figura 8. Esta le permite al usuario seleccionar según sus necesidades el procedimiento a realizar con las señales.

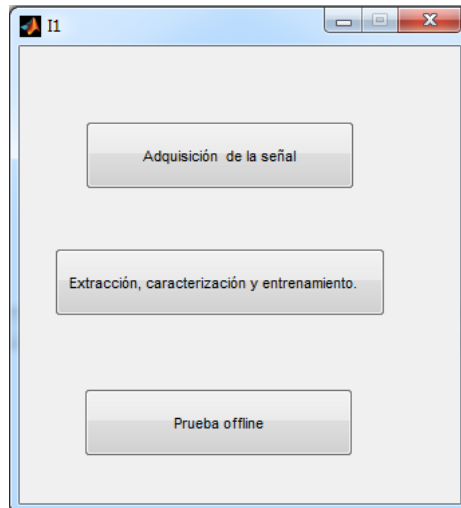


Figura 8 Interfaz de selección de proceso

El botón *Adquisición de la señal* consta de una Interfaz Gráfica de Usuario (GUI por sus siglas en inglés) con dos edit text los cuales cumplen la función de ser dos señales en forma de flechas para indicarle al sujeto que se está realizando la prueba, a que estímulo debe prestar atención. El código correspondiente a este programa se encuentra en el Anexo 5.

Las figuras 9 y 10 muestran la interfaz gráfica que permite la adquisición de la señal.

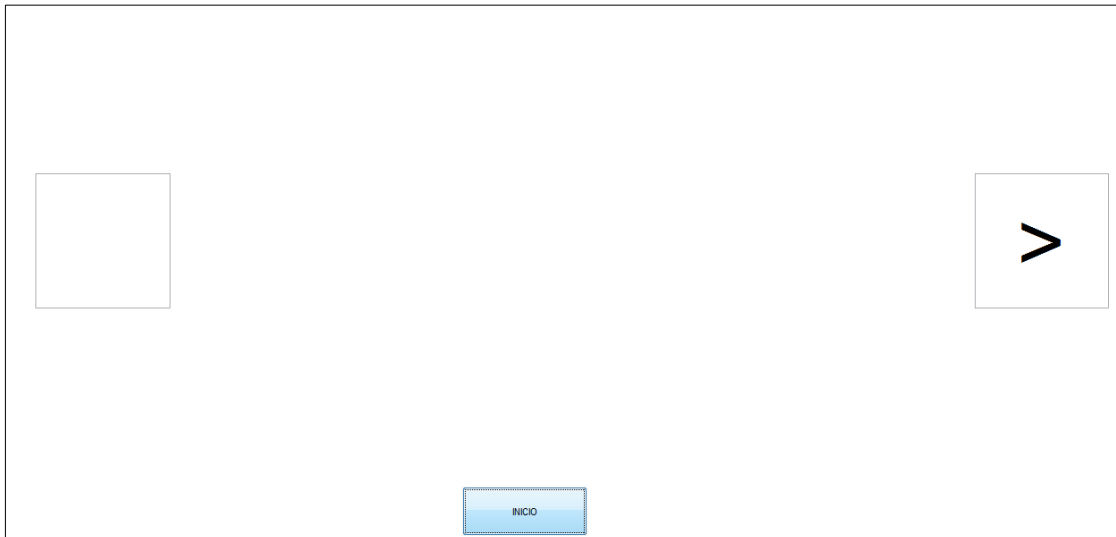


Figura 9 Flecha indicando dirección derecha.

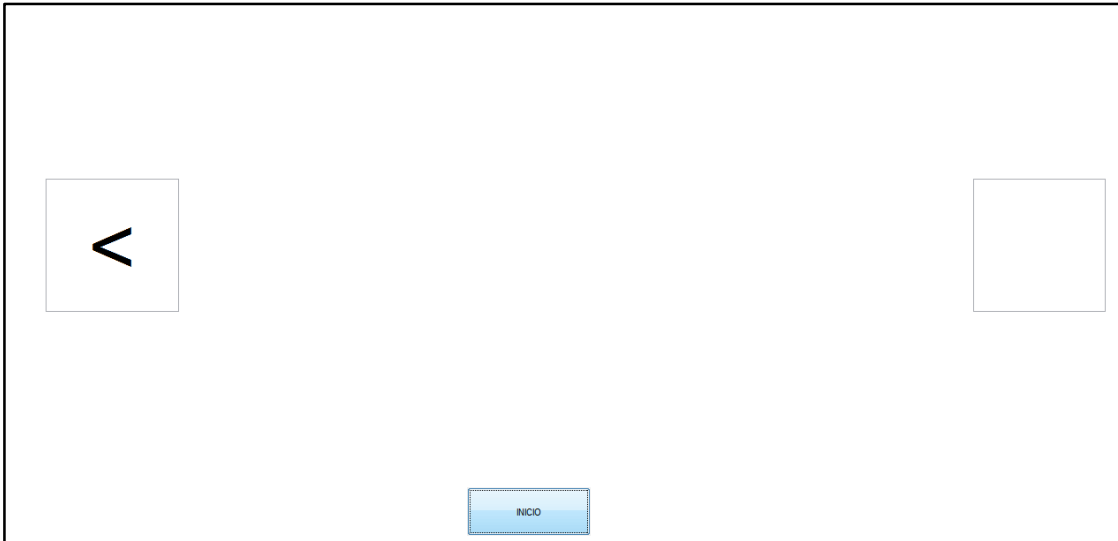


Figura 10 Flecha indicando dirección izquierda.

Las dos flechas se activan y desactivan siguiendo un vector aleatorio generado mediante programación con una pausa de 120 s.

3.1.3 Elaboración de la interfaz gráfica para procesamiento de la señal

La implementación del sistema de reconocimiento se hace por medio de la programación en MATLAB® de un algoritmo para el procesamiento y la clasificación de los datos de las respuestas cerebrales. Para permitir la interacción del usuario, es decir, del investigador al realizar las pruebas, se implementa una interfaz gráfica que busca de manera sencilla e intuitiva, ingresar los datos de relevancia para realizar el procesamiento y entregar de forma dinámica y clara los resultados del sujeto de prueba.

Regresando a la interfaz de selección de proceso (Ver Figura 8), el usuario se encuentra con una segunda opción ,denominada *Extracción, caracterización y entrenamiento*, la cual permite según los datos ingresados por el usuario de frecuencia de muestreo obtener la información de la señal una vez es procesada mediante el algoritmo.

Se le pide al usuario que busque en su computador la señal adquirida en la primera parte del proceso a la cual le desea realizar el procesamiento y que ingrese la frecuencia de muestreo de esta señal.

A continuación se muestra la interfaz de extracción, caracterización y entrenamiento, esta le presenta al usuario diferente tipo de información como se puede observar en la Figura 11.

En la esquina superior izquierda, se presenta la señal de electroencefalografía sin procesar; en la esquina inferior izquierda, la señal con el espectro de Fourier por cada medición bipolar correspondiente a cada electrodo; los cuales se pueden seleccionar con los botones ubicados a la derecha de la gráfica; por su parte, en la esquina superior derecha se presenta el espectrograma, y en la parte inferior derecha, la matriz de características y el vector de clases utilizado. Finalmente, permite guardar el clasificador de la máquina de soporte vectorial que va a permitir diferenciar cada uno de los estímulos en la implementación de las pruebas offline.

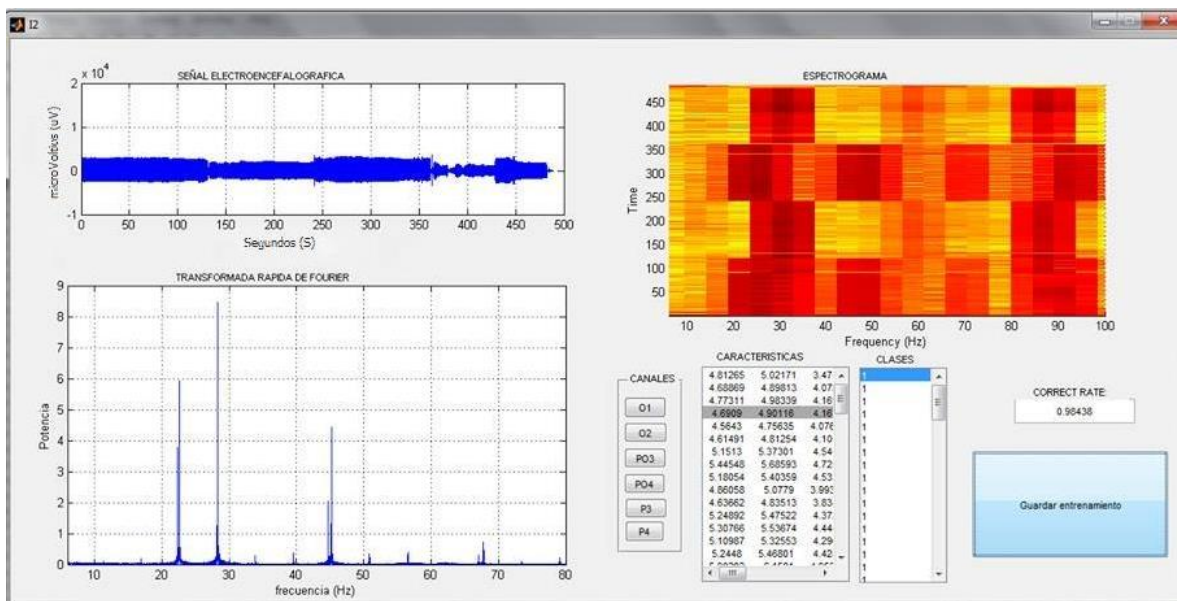


Figura 11 Interfaz de extracción, caracterización y entrenamiento

El código de la interfaz anterior se presenta en el Anexo 6.

3.1.4 Pruebas de EEG

Se realizaron varios sets de pruebas con diferentes frecuencias para establecer cual combinación entregaba los mejores resultados y de esta forma asignar el protocolo más adecuado para realizar la adquisición de las señales.

3.1.4.1 Selección del equipo

Una vez se completó el desarrollo de la estimulación de forma óptima, se procedió a elegir el dispositivo comercial más óptimo para capturar las señales electroencefalográficas. Se tomó la determinación de utilizar el g.USBamp, debido a su asequibilidad, por ser parte de los instrumentos pertenecientes al Laboratorio de Bioinstrumentación de la Escuela de Ingeniería de Antioquia y la Universidad CES; y cumplir con los requerimientos de efectividad y funcionalidad que deben caracterizar a un instrumento de este tipo. Para llegar a esta determinación, se analizaron algunas cualidades como la posibilidad que ofrece de capturar señales en 16 canales diferentes utilizando una tierra común y una referencia común para estos, y la facilidad que proporciona para la utilización del sistema 10-20 para el reconocimiento de los canales de interés previamente seleccionados.

Una vez fue escogido el dispositivo; se procedió a realizar el aprendizaje del manejo y utilización del software con el cual se realizaría la captura de la señal y del software con el cual se realizaría el procesamiento de esta una vez capturada.

3.1.4.2 Ubicación de electrodos

El posicionamiento de los electrodos se realizó utilizando el sistema 10 – 20, descrito en la metodología.

Según la bibliografía consultada durante la primera fase del proyecto, los electrodos más relevantes en cuanto a información otorgada eran: en el lóbulo occipital del cerebro, O₁, O₂, O_Z.; en el lóbulo parietal, P₃, P₄, P_Z tomando como referencia el electrodo del lóbulo frontal F_Z.

El electrodo frontal F_Z, servirá para medir los potenciales de los demás electrodos con base a este. Permitirá eliminar el ruido propio del parpadeo del sujeto de prueba.

Como las señales de EEG presentan una potencia tan pequeña, son muy sensibles al ruido. Medir con respecto a un electrodo de referencia, en este caso uno ubicado en la parte frontal de la cabeza permite anular estos componentes debido a que admite la captación del mismo ruido que los otros sensores, restándolo y anulándolo antes de comenzar el procesamiento de la señal. Esta es una estrategia sencilla y útil que cumple el mismo principio que el registro bipolar utilizado para adquirir las señales de los otros electrodos.

Sin embargo, al realizar las diferentes pruebas variando la cantidad de canales y el modo de adquisición, se determinó que la forma que arrojaba los mejores resultados y la clasificación más alta, debía comprender la utilización de 9 canales, O₁, O₂ y O_z; PO₃, PO₄ y PO_z; junto con P₃, P₄ y P_z.; cuya justificación se presentará en los análisis de resultados en el siguiente capítulo.

A continuación, en la Figura 12 se muestra un esquema del posicionamiento de los electrodos para la toma de la señal.

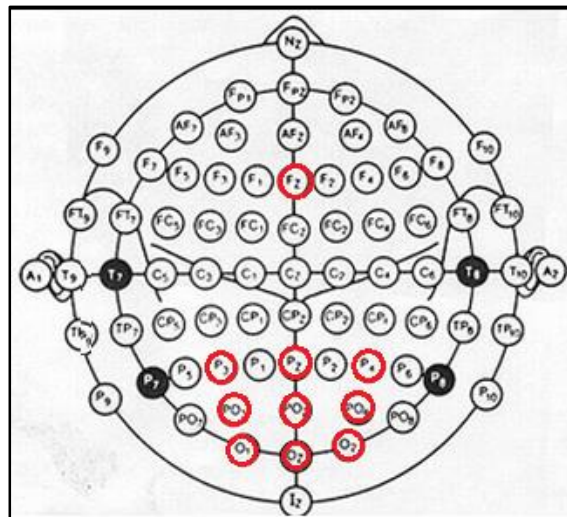


Figura 12 Ubicación de electrodos según Sistema Internacional 10 – 20 modificado de (Rowan & Tolunsky, 2004). En circunferencias rojas los utilizados para la adquisición de la señal O₁, O₂, O_z, PO₃, PO₄, PO_z, P₃, P₄, P_z y F_z.

Los electrodos se fijaron utilizando un gorro de EEG y aplicándoles a cada uno gel conductor en la interfaz cuero cabelludo – electrodo para disminuir la impedancia y mejorar la conducción del estímulo.

3.1.4.3 Configuración g.USBamp

El g.USBamp es un amplificador de bioseñales y un sistema de adquisición y procesamiento con alto rendimiento y precisión. Permite realizar investigaciones de la actividad cerebral, cardíaca, muscular, de movimientos oculares, respiración, resistencia galvánica y otros parámetros fisiológicos.

Presenta 16 canales de muestreo simultáneos con 24 bits y un total de 4 tierras independientes que garantizan que no exista interferencia entre las señales grabadas.

Entre sus características principales se encuentran:

- Permite la conexión con el puerto USB del computador.
- Tiene un rango de entrada de señal de ± 250 mV que permite guardar señales DC sin saturación (Grimann, Allison, & Pfurscheller, 2010).

Para realizar la sincronización de las señales de EEG con el computador, se utilizó el software g.USBamp demo configurado según los parámetros que se ilustran a continuación.

La interfaz inicial del g.USBamp demo muestra una presentación como la que se muestra en la imagen siguiente. Para comenzar a utilizarlo, es requisito realizar la conexión del equipo por el puerto USB del computador y comprobar que el computador si lo haya reconocido y dar clic en el botón “open”, como se observa en la Figura 13.

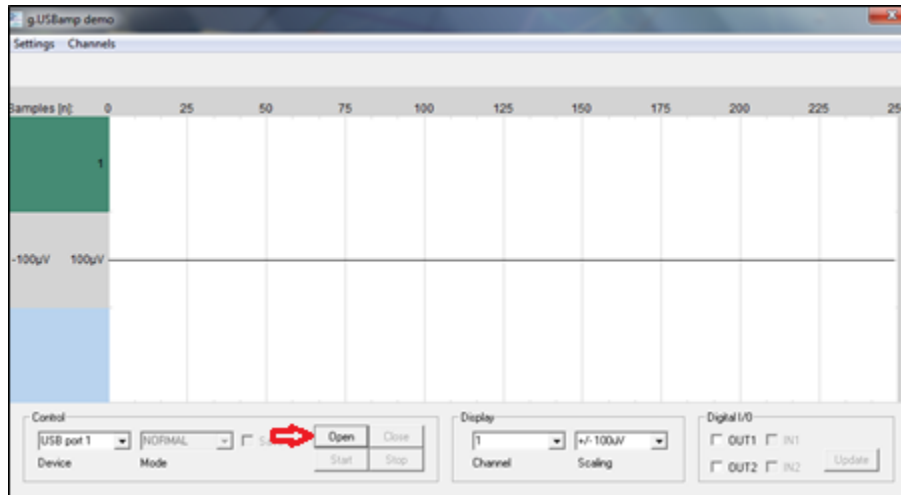


Figura 13 Interfaz inicial g.USBamp demo.

El paso siguiente consiste en establecer los parámetros de trabajo del g.USBamp, desde la configuración de los canales que van a adquirir señal. En el cuadro de diálogo de selección de canales mostrados en la Figura 14 se activan aquellos que sean de interés y que coincidan con los canales físicos en los cuales se conectaron los electrodos que van a la cabeza del sujeto de prueba.

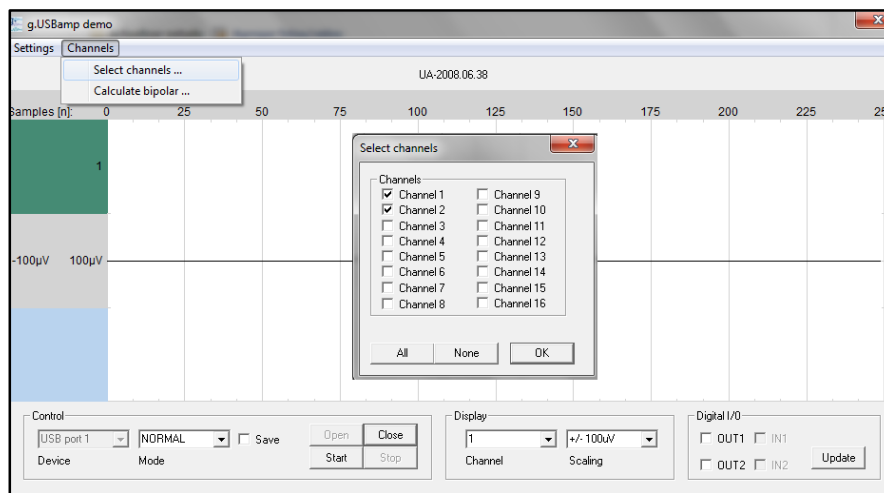


Figura 14 Selección de canales interfaz g.USBamp demo.

Luego se procede a realizar la configuración de las tierras comunes. Al utilizar solo siete electrodos para realizar la adquisición, se utilizan dos módulos del g.USBamp. Se selecciona como tierra común Ground A, como se presenta en la Figura 15.

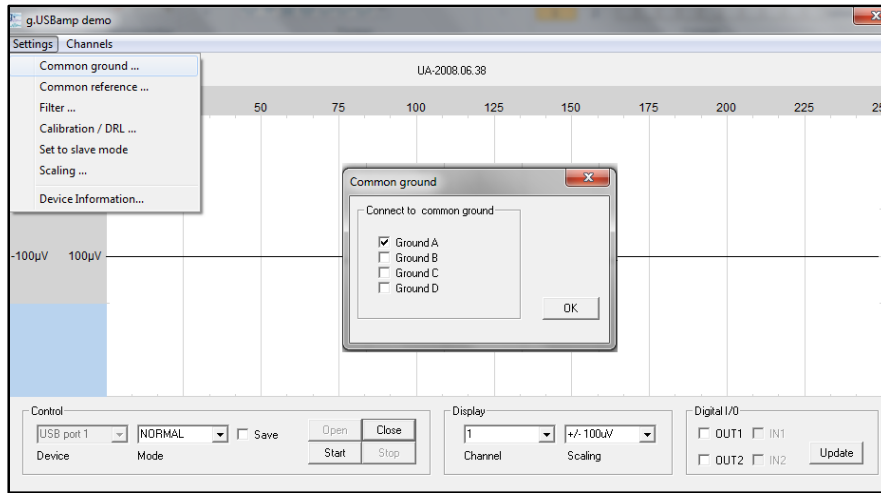


Figura 15 Configuración de Tierras interfaz g.USBamp demo.

Es indispensable realizar la activación del canal en el cual se encuentra conectado el electrodo referencia que en el caso de las pruebas realizadas en este proyecto corresponde a Fz, de la forma mostrada en la Figura 16.

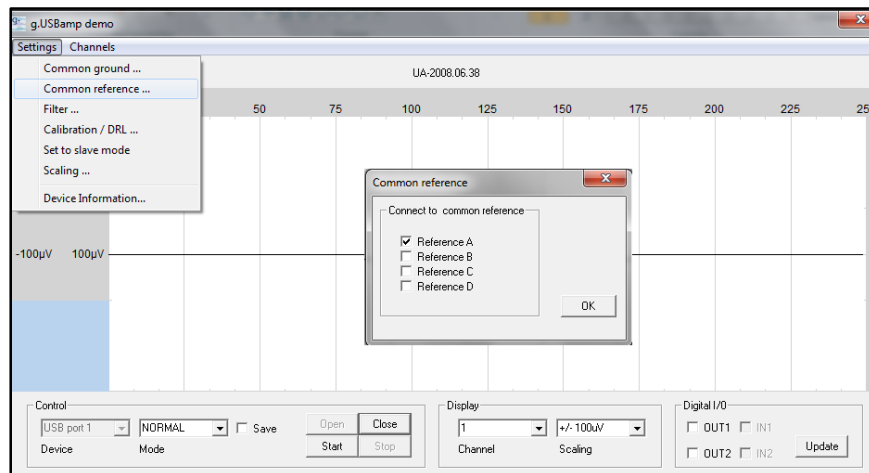


Figura 16 Configuración de Referencias interfaz g.USBamp demo.

Finalmente, como último paso, se realiza la configuración del filtro y de la frecuencia de muestreo como se puede observar en la Figura 17. Los mejores resultados se obtuvieron a una frecuencia de muestreo de 1200 Hz, con un filtro pasabandas de orden 8 con frecuencias de 5 a 100 Hz y un filtro Notch de orden 4 con frecuencias entre 58 y 62 Hz con el fin de eliminar el ruido de 60 Hz.

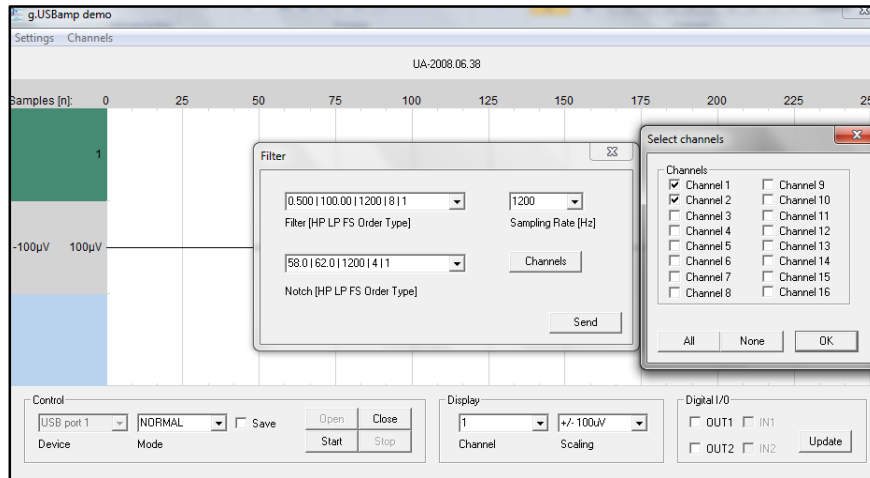


Figura 17 Filtrado de la señal interfaz g.USBamp demo.

Una vez se establecieron los parámetros requeridos se procede a tomar la señal. Para esto, es necesario asegurarse que todas las conexiones estén correctas y que el sujeto de prueba conozca el protocolo y esté listo para realizar la prueba. Para que los resultados se guarden una vez se cumpla el tiempo de estimulación, se debe activar la casilla “Save” (Ver Figura 18) y dar clic en el botón START para comenzar a adquirir la señal de EEG.

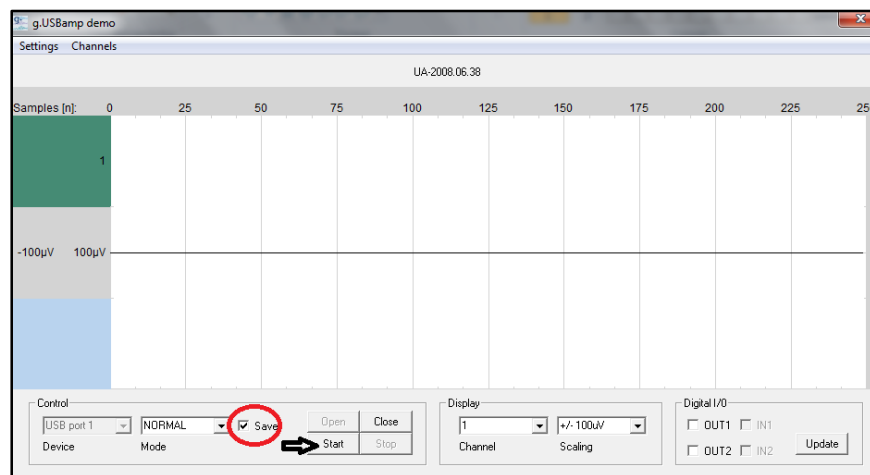


Figura 18 Inicio de la adquisición interfaz g.USBamp demo.

3.1.4.3 Realización de las pruebas

Pruebas I

Como primer acercamiento a la toma de señales; se estimularon dos sujetos de prueba con dos estímulos visuales de manera simultánea. Estos estímulos fueron desarrollados en MATLAB® como se describió anteriormente y programados a una frecuencia de parpadeo de 17 Hz y 20 Hz respectivamente. Además de esto, se estableció una frecuencia de adquisición de 256 Hz.

Para realizar la adquisición de la señal, cada uno de los sujetos fue instrumentado con siete electrodos correspondientes a los seis canales de toma de datos, O₁, O₂, O_z, P₃, P₄, P_z, utilizando un séptimo canal F_z como referencia y el lóbulo de la oreja como tierra.

A cada uno de los sujetos se le realizaron 15 pruebas divididas de la siguiente manera:

- Cinco pruebas a un estímulo de 20 Hz cada una con una duración de 20 segundos.
- Cinco pruebas a un estímulo de 17 Hz cada una a una duración de 20 segundos.
- Cinco pruebas alternando frecuencias de 20 Hz y 17 Hz cada una con una duración de 40 segundos.

Pruebas II

Los estímulos digitales utilizados en las *Pruebas I*, no permitían la visualización correcta de los estímulos, debido al efecto aliasing el cual dificultaba distinguir la señal; debido a esto, se realizó un cambio en el código de los estímulos digitales los cuales se programaron por medio de un timer, y al mismo tiempo se realizó el montaje físico con 2 LEDS cuya emisión de luz, oscilaba por medio de un 555 a las frecuencias de 21.8 Hz y 25.9 Hz. Con estos nuevos estímulos se realizaron un total de 5 pruebas a cuatro sujetos con una duración de 40 segundos; para cada uno de los estímulos; la prueba seguía la secuencia expuesta a continuación:

Pruebas para estímulos físicos generados por medio de LEDS.

- Diez segundos observando la frecuencia de 21.8 Hz.
- Diez segundos observando la frecuencia de 25.9 Hz.
- Diez segundos observando la frecuencia de 21.8 Hz.

- Diez segundos observando la frecuencia de 25.9 Hz.

Pruebas para estímulos virtuales generados por medio de programación en MATLAB®.

- Diez segundos observando la frecuencia de 21.8 Hz.
- Diez segundos observando la frecuencia de 25.9 Hz.
- Diez segundos observando la frecuencia de 21.8 Hz.
- Diez segundos observando la frecuencia de 25.9 Hz.

Es decir, cada prueba estaba conformada por cuatro épocas cada una con una duración de 10 segundos, a una frecuencia de muestreo de 256 Hz.

Pruebas III

Para comprobar si la cantidad de datos era realmente importante para el entrenamiento del sistema, se tomó la determinación de realizar un nuevo grupo de pruebas, esta vez con una duración de 40 minutos para 4 sujetos. Nuevamente con la misma frecuencia de muestreo de 256 Hz.

Debido a que los resultados de las *Pruebas II* fueron más concluyente para los estímulos físicos, es decir, aquellos configurados por medio de LEDS, para estas pruebas las cuales consistían nuevamente en estímulos de 21.8 Hz y 25.9 Hz se generó un vector aleatorio que controlara la posición de dos indicadores en forma de flechas cada 10 segundos, las cuales le señalarían al usuario cuál de los dos estímulos debía observar.

Pruebas IV

Una vez se realizó el análisis con este último grupo de pruebas, nuevos factores de error tomaron importancia en este punto del desarrollo del trabajo. Dado a que no se encontró relevancia en el tiempo de toma de datos, se pasó a cambiar la frecuencia de muestreo de 256 Hz a 1200 Hz. En este punto de la investigación se tomó la determinación de comenzar a adquirir la señal únicamente por los canales O1 y O2, los cuales fueron los que mejores resultados presentaron en las sesiones de pruebas anteriores; y se decidió realizar el análisis de forma bipolar.

Durante este set de datos se evaluaron a dos sujetos en dos sesiones diferentes. En la primera de estas, fueron estimulados con frecuencias de 13 Hz y 22.42 Hz y durante la segunda con frecuencias de 22.42 Hz y 28 Hz, de la siguiente manera:

Primera fase:

- Prueba de 5 minutos observando únicamente el estímulo de 13 Hz.
- Prueba de 5 minutos observando únicamente el estímulo de 22.42 Hz.
- Prueba de 5 minutos observando ambos estímulos siguiendo un vector aleatorio de control de la dirección de la mirada.

Segunda fase:

- Prueba de 5 minutos observando únicamente el estímulo de 22.42 Hz.
- Prueba de 5 minutos observando únicamente el estímulo de 28 Hz.
- Prueba de 5 minutos observando ambos estímulos siguiendo un vector aleatorio de control de la dirección de la mirada.

Pruebas IV

Debido a que estas últimas pruebas no entregaron los resultados esperados de SSVEP, se realizaron dos nuevos sets de pruebas los cuales se describen a continuación.

- Pruebas con una duración de 10 minutos, los 5 primeros minutos a una frecuencia de estimulación de 22 Hz y los 5 últimos a una frecuencia de 30 Hz.
- Pruebas con una duración de 8 minutos, los dos primeros minutos a una frecuencia de 22 Hz, los dos segundos a una frecuencia de 28 Hz, los terceros a 22 Hz y los últimos a 28 Hz.

Pruebas V

Posteriormente, aunque ya se obtenían de forma clara los picos según las frecuencias de estimulación; se realizaron nuevas pruebas utilizando más canales, esta vez, O₁, O₂, O_Z, PO₃, PO₄, PO_Z, P₃, P₄, P_Z; con la finalidad de obtener más datos y una mejor clasificación. Los porcentajes obtenidos son presentados y analizados en el capítulo siguiente del presente informe.

A continuación se presenta la nueva ubicación de los electrodos cerebrales.

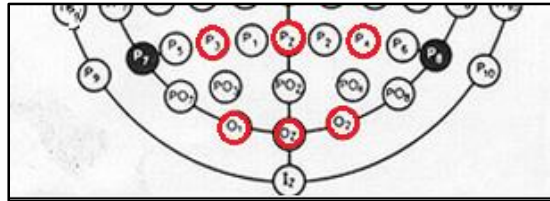


Figura 19 Ubicación de electrodos según Sistema Internacional 10 – 20 modificado de (Rowan & Tolunsky, 2004). En circunferencias rojas los de información más relevante según la bibliografía, O₁, O₂, O_Z, P₃, P₄, P_Z.

Pruebas VI

Se realizaron dos tipos de pruebas con una duración distinta a cinco sujetos de pruebas.

El primer set de pruebas tenía una duración de 12 minutos siguiendo la siguiente secuencia durante tres sesiones seguidas como se describe:

- Dos minutos observando un estímulo de 22 Hz.
- Dos minutos observando el estímulo de 28 Hz.
- Dos minutos observando un estímulo de 22 Hz.
- Dos minutos observando el estímulo de 28 Hz.
- Dos minutos observando un estímulo de 22 Hz.
- Dos minutos observando el estímulo de 28 Hz.

Por su parte, el segundo set de pruebas, solo tenía una duración de 8 minutos; se tomó la determinación de reducir el tiempo con el objetivo de realizar un entrenamiento con un tiempo de duración más corto, el cual aumentara la eficiencia del sistema, siguiendo la misma secuencia anterior de la siguiente forma:

- Dos minutos observando un estímulo de 22 Hz.
- Dos minutos observando el estímulo de 28 Hz.
- Dos minutos observando un estímulo de 22 Hz.
- Dos minutos observando el estímulo de 28 Hz.

La frecuencia de estimulación para ambos tipos de pruebas fue de los mismos 1200 Hz utilizados en las pruebas pasadas y la misma etapa de filtrado antes del procesamiento.

Luego de realizar una serie de análisis sobre las diferentes pruebas se estableció el protocolo para la captación de la señal anexo (Ver Anexo 1).

3.2 PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL

El procesamiento de la señal es la etapa en la cual se toma la señal del sistema de EEG y se le realizan una serie de procesos digitales para encontrar la respuesta a los SSVEP.

Lo primero que se debe realizar es leer la señal proveniente del g.USBamp y guardar los datos en un arreglo que pueda ser procesado. Se debe garantizar que la señal de los electrodos seleccionados sea leída en forma bipolar como la resta de la salida entre estos dos.

En el modo de cuantificación bipolar, se mide la diferencia entre dos orígenes de voltaje, en este caso los electrodos O_1 y O_2 , respecto a un electrodo O_z ; PO_3 y PO_4 , respecto a PO_z ; y, P_3 y P_4 , respecto a P_z . La utilidad de trabajar de esta forma con las señales es que se disminuye el ruido en modo común, la señal aparece de forma más clara y se omiten componentes de interferencia que pueden entorpecer el proceso.

La siguiente parte del procesamiento digital de la señal corresponde a la etapa del filtrado. Al configurar el g.USBamp, como se describió previamente, se implementan dos filtros por medio de software, el primero de estos, el filtro Notch de orden 4 con frecuencias entre 58 Hz y 62 Hz, el cual es adecuado para la eliminación del ruido de 60 Hz debido a su calidad como filtro rechazabandas únicamente en el pequeño rango de frecuencia que interesa eliminar de la señal; y un filtro pasabandas de orden 8 con frecuencias de 5 Hz a 100 Hz para eliminar componentes extremos de la señal que no van a ser relevantes durante el estudio.

Además de los dos filtros implementados al configurar el g.USBamp, se implementa un filtro Butterworth de cuarto orden con una banda de frecuencia entre 1 Hz y 100 Hz para mejorar la respuesta de la señal. Este filtro digital actúa como complemento al primer filtrado realizado por el g.USBamp; y adicionalmente le permite al sistema desarrollado en el presente proyecto, continuar siendo funcional en caso de la utilización de otro sistema de adquisición que no cuente con un filtrado inicial.

3.2.1 Extracción de características

Como se explicó anteriormente, el procesamiento de señales de EEG para el control de BCI se divide en dos partes, extracción de características y traslación de características (Diez, Laciari, Mut, Avila, & Torres, 2008)

Según la literatura estudiada se tomó la decisión de utilizar una Transformada Rápida de Fourier para realizar la caracterización debido a su simplicidad y a su eficacia en los artículos consultados. Esta, permitirá identificar los picos de frecuencia y determinar si se está produciendo o no la respuesta esperada al estímulo visual.

La transformada de Fourier simplifica los cálculos cuando en el dominio del tiempo la señal no ofrece tanta información, descomponiendo la señal en una serie de componentes frecuenciales. Debido a que en esta aplicación los SSVEP aparecen a frecuencias específicas, esta herramienta de procesamiento es óptima para el procesamiento de las señales adquiridas. Permite visualizar la señal como una serie de picos a diferentes frecuencias donde se pueden apreciar que aquellos con mayor potencia son los pertenecientes a las frecuencias de estimulación si se produce correctamente el potencial visual en el lóbulo occipital de la corteza cerebral.

De esta forma, la detección de las señales se reduce a reconocer las frecuencias de respuesta frente a las frecuencias de estimulación mediante la obtención de las magnitudes entregadas por la FFT y a entrenar el sistema con esta información para que pueda discriminar entre la información de ambos estímulos y entregar una señal de control para cada una de las dos direcciones.

Una vez calculada la transformada, se buscan por medio de un algoritmo los datos ubicados en un rango de ± 1 Hz la frecuencia de interés, se calcula la potencia promedio de este conjunto de datos y se procede a guardarlo en una matriz de transformadas cuya información es la que se comenzará a realizar la clasificación mencionada anteriormente.

Para clasificar el sistema, se utilizó un algoritmo de máquina de soporte vectorial (SMV por sus siglas en inglés).

3.3 CLASIFICACIÓN Y TRASLACIÓN DE CARACTERÍSTICAS

3.3.1 Máquina de Soporte Vectorial

Este tipo de discriminante lineal utiliza hiperplanos discriminadores para identificar las clases. Presenta como ventajas su capacidad de clasificar en varios dominios, una buena generalización debido a su capacidad de maximizar los márgenes en los puntos de acercamiento cercanos, y son insensibles al sobre entrenamiento; todo esto a despesa de que pueden llegar a ser un poco lentas en ciertas ocasiones (Arboleda, García, & A., 2008).

Las aplicaciones de las máquinas de soporte vectorial son muy grandes; estas abarcan desde el diagnóstico médico, detección de fraude, análisis de secuencias de ADN, hasta reconocimiento de tipos de letra (Betancourt, 2005).

Dados los vectores de entrenamiento x_i de l muestras, y el vector de clases y_i , $(x_1, y_1), \dots, (x_l, y_l) \in \mathbb{R}^N \times [-1, 1]$.

Para cualquier caso de prueba x , el discriminante no lineal es:

$$f(x) = \sum_i^N y_i a_i K(x, x_i) + b$$

Donde N es el número de vectores de soporte resultantes, a_i son los multiplicadores Lagrangianos, $K(x, x_i)$ es la función Kernel y b es el término de tendencia (Zurada, Lu, & Yin, 2006).

Las máquinas de soporte vectorial han sido ampliamente utilizadas para la clasificación de señales de EEG, por su precisión y capacidad de entregar resultados confiables y satisfactorios. Es por esto que se implementaron en el desarrollo de este trabajo aprovechando la facilidad otorgada por la herramienta computacional MATLAB® de hacer uso de estas como clasificadores.

3.3.2 Análisis Máquina de Soporte Vectorial

Para realizar la implementación de las SVM, se utiliza un conjunto de funciones de MATLAB®, las cuales comprenden el entrenamiento y la evaluación de este.

Durante la elaboración del algoritmo, se le dio el nombre de svmStruct al clasificador cuya función comprende discriminar entre las dos frecuencias de estimulación, como se puede observar en la Figura 20; para el cálculo de este, se emplea la función svmtrain de MATLAB.

Se calcula dos svmStruct y se selecciona el mejor para realizar la clasificación de los datos.

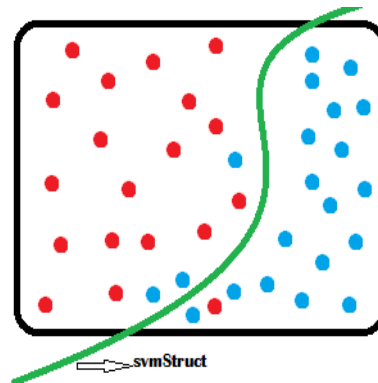


Figura 20 Ilustración de función de smvStruct de separación de datos donde se representa frecuencia de 22 Hz como puntos rojos y frecuencia de 28 Hz como puntos azules.

La función classperf toma los datos de entrenamiento y los compara con el vector de clases entregando una lista de índices como son, el número de observaciones, las clases objetivo, distribución y error de la muestra; así como la distribución y el error de distribución de la clase, la sensibilidad y especificidad, entre otros. En esta etapa de la investigación nos centramos principalmente en los valores de % *Validación* y *Error Rate* los cuales entregan porcentaje de datos correctamente clasificados y datos incorrectamente clasificados respectivamente.

3.3.3. Evaluación de Algoritmos de Clasificación de Características

La clasificación del conjunto de datos a evaluar se hace por medio de la función *svmclassify* y para evaluar el comportamiento del clasificador se utiliza la validación cruzada, cuya función es *crossvalind* en MATLAB®.

La función *crossvalind*, genera los índices de validación cruzada. Se encargará de realizar la evaluación del funcionamiento del sistema. Es decir, de entregarle el porcentaje de datos de entrenamiento y de test para que se realice el aprendizaje del algoritmo.

Se seleccionó el 70% de los datos para el entrenamiento y el 30% de los datos para la validación, esto es una técnica común de minería de datos en el cual se realiza una partición del conjunto de datos que garantice un buen aprendizaje del sistema (Carbonelli & Siekman, 2013)

3.4 VERIFICACIÓN

Para realizar la verificación, es decir, la prueba offline, se le pide al usuario que seleccione el archivo que contiene la señal procesada y que ingrese la frecuencia de muestreo, el número total de épocas y el tiempo por época, como se muestra en la figura siguiente:

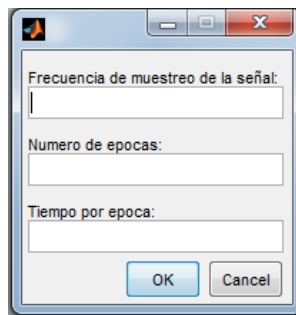
A screenshot of a Windows-style dialog box titled "Interfaz de ingreso de parámetros de verificación". The dialog box has a standard title bar with minimize, maximize, and close buttons. It contains three text input fields: "Frecuencia de muestreo de la señal:", "Numero de epocas:", and "Tiempo por epoca:". At the bottom of the dialog box, there are two buttons: "OK" and "Cancel".

Figura 21 Interfaz de ingreso de parámetros de verificación.

Una vez ingresados los datos anteriores se procede a realizar la verificación, para esto, se presenta la siguiente interfaz:

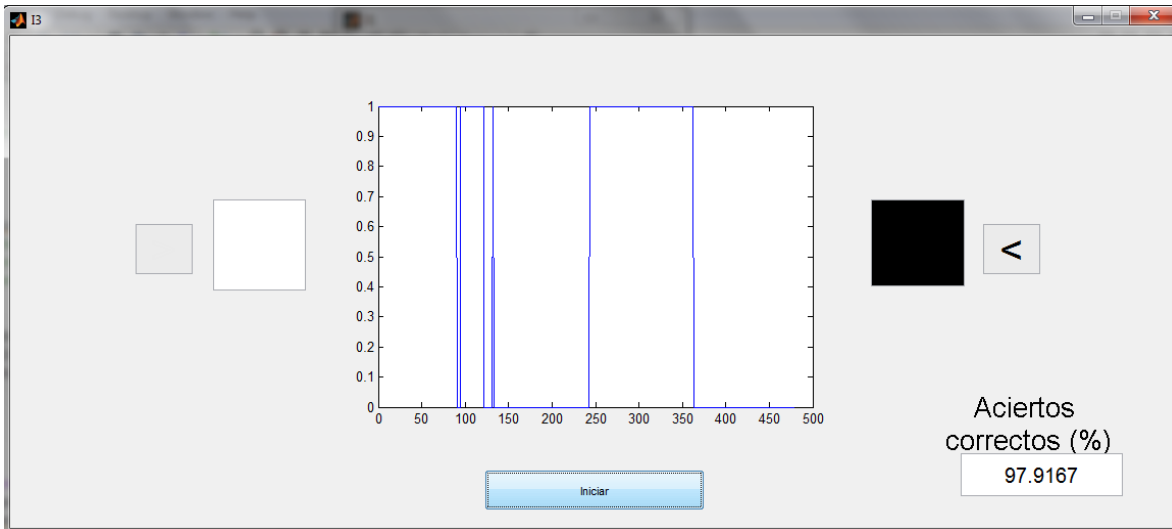


Figura 22 Interfaz de Verificación

Esta interfaz consta de dos flechas cuya función es reproducir la secuencia real del entrenamiento, es decir, los estímulos reales observados por el sujeto de prueba. Además de esto, reproduce los patrones clasificados por el sistema como dos cuadros al lado de las flechas. Estos se iluminarán dependiendo del estímulo que debió estar observando el sujeto; de modo que cuando coincida el cuadro de color con la flecha adyacente a este, indica que hubo una clasificación correcta de la señal. Como complemento se muestra una tabla que a medida que se realiza la verificación, muestra los cambios en la transformada de Fourier y al finalizar, los cambios en los estímulos en el tiempo como se muestra en la Figura 22.

Permite además conocer el porcentaje de aciertos de forma cuantitativa, presentándolos en un edit text al en la esquina inferior derecha.

El desarrollo de esta interfaz permite comprobar el buen funcionamiento del sistema, permite demostrar la buena clasificación que se está obteniendo con el svmStruct, y mostrarle al usuario por medio de una simulación como sería el comportamiento de la prueba online mostrando la selección de los estímulos durante la prueba, comprobando que el sistema se encuentra funcionando correctamente y obteniendo clasificaciones con muy buenos resultados.

El código de la Verificación del sistema se expone en el Anexo 7.

3.5 DESARROLLO DE VIDEOJUEGO

Las BCI, tienen un gran número de aplicaciones y brindan una cantidad incontable de oportunidades; el concepto de controlar situaciones y objetos únicamente con los pensamientos abren un sin número de puertas y posibilidades para todos los seres humanos, en especial para aquellas personas en situación de discapacidad puesto que permite una ruptura de las barreras que su propio cuerpo o la sociedad les ha impuesto.

Como aplicación del sistema de reconocimiento de patrones desarrollado en este proyecto, se desarrolló un primer acercamiento a un juego virtual que al mismo tiempo permitiera la verificación del sistema.

Este permite ofrecerle al usuario la posibilidad de aprender y divertirse mediante una sencilla aplicación en MATLAB® que rete al usuario a memorizar una secuencia y a reproducirla el mismo, tan solo fijando la dirección de su mirada en la dirección correcta.

A continuación se presenta la interfaz correspondiente al videojuego desarrollado:



Figura 23 Interfaz videojuego.

Botón Jugar

El primer botón de la interfaz presentada corresponde a la función JUGAR; una vez activado este comando, aparecerá en pantalla una ventana emergente que le

permitirá al usuario la posibilidad de seleccionar el nivel de dificultad del juego como se muestra en la imagen siguiente:

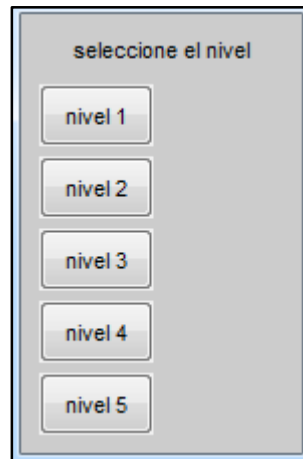


Figura 24 Selección de nivel de dificultad del videojuego.

Cada uno de los niveles presenta diferente número de cambios de dirección que el usuario debe memorizar y después reproducir. Los niveles se describen a continuación:

- Nivel 1: 6 cambios de dirección.
- Nivel 2: 8 cambios de dirección.
- Nivel 3: 10 cambios de dirección.
- Nivel 4: 12 cambios de dirección.
- Nivel 5: 14 cambios de dirección.

Una vez el usuario seleccione el nivel de su preferencia para jugar, comenzará el juego enseñándole la secuencia de direcciones que debe memorizar, cada uno de los movimientos estará indicado por una señal sonora para que el usuario pueda diferenciar más fácilmente cada cambio. Esta sigue un vector aleatorio generado según el nivel.

Una vez termine de reproducirse la secuencia, aparecerá una ventana emergente como la siguiente, cuya finalidad es indicarle al sujeto como es la metodología del juego.

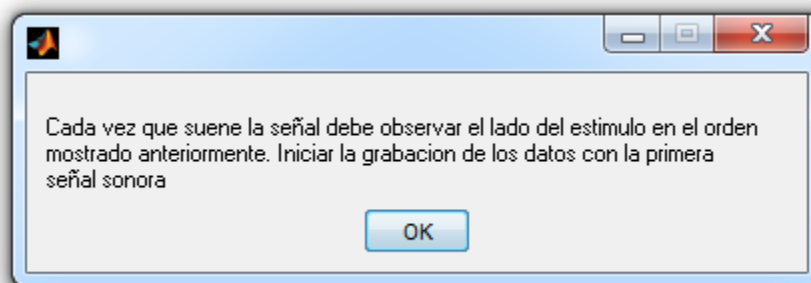


Figura 25 Aviso de explicación metodología del videojuego.

A continuación el usuario comenzará a jugar concentrándose en el estímulo que corresponda a la dirección aprendida anteriormente. Para cada cambio, se le otorga un intervalo de 5 segundos para ver el estímulo. Una vez terminen los 1º segundos, habrá una señal sonora que le indicará al usuario que hay un cambio de dirección. Al finalizar el tiempo del juego, aparecerá en pantalla el siguiente mensaje.

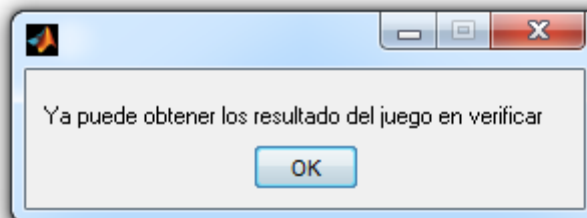


Figura 26 Aviso de finalización del videojuego.

Botón Verificar

Una vez el usuario haya reproducido la secuencia de direcciones aprendida mediante la observación del estímulo visual, el programa realiza la comparación entre los patrones reconocidos del sujeto correspondientes a las direcciones izquierda o derecha en las cuales este fijó su mirada y las direcciones reales guardadas en el vector aleatorio guía.

Se le entregará al usuario una puntuación basada en el número de aciertos correctos.

Para realizar este proceso, se le pide al usuario que busque el archivo en el cual guardó la señal en el computador.

Inmediatamente después, se le pide al usuario que ingrese la frecuencia de muestreo a la cual fue adquirida la señal.

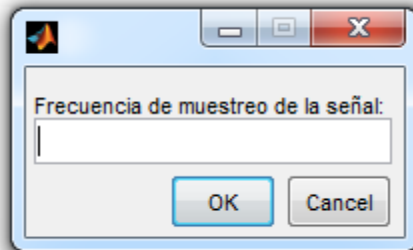


Figura 27 Ventana para selección de Frecuencia de Muestreo.

Una vez seleccionada la frecuencia de muestreo, se debe elegir el entrenamiento del sistema previamente guardado. Este es el que permitirá la clasificación correcta de los estímulos al jugar y le permitirá al algoritmo diferenciar las dos direcciones observadas por el usuario.

Finalmente, se presenta en una ventana como la siguiente el número de aciertos sobre el total de cambios de dirección del juego

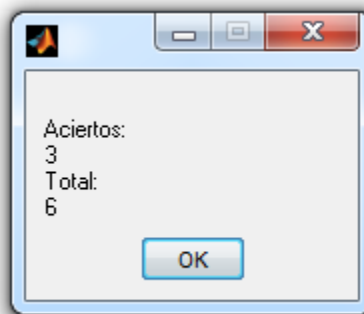


Figura 28 Total de aciertos entregado al finalizar el juego.

4. RESULTADOS Y DISCUSIONES

El resultado principal del Sistema de reconocimiento de patrones desarrollado en este trabajo, fue que permitió el reconocimiento de Potenciales Evocados de Estado Estacionario, a partir de dos frecuencias de estimulación conocidas y de realizar clasificaciones máximas del 100%, con un porcentaje de aciertos máximo del 97,92%. Lo cual demuestra su correcto funcionamiento y su alto potencial para ser utilizado no solo como control para la elaboración de un videojuego, sino también para el control de cualquier sistema basado en dos decisiones.

En el principio del proyecto, se debieron establecer un cierto número de parámetros de trabajo que conformarían el protocolo más adecuado para cumplir con los objetivos planteados. Para esto, fue necesario comenzar una serie de pruebas y análisis que permitieran establecer los criterios adecuados para que el sistema de reconocimiento tuviera el funcionamiento más óptimo posible.

Gracias a la selección del g.USBamp como dispositivo de adquisición de la señal y al protocolo establecido para la colocación de electrodos, generación de estímulos y tiempo de adquisición; se cumplió satisfactoriamente con el primer objetivo de adquirir de forma correcta señales de EEG, y encontrar en ellas respuestas de acuerdo a un estímulo visual.

Para establecer los parámetros descritos en el párrafo anterior, se realizaron varios sets de pruebas cuyos resultados se describen a continuación.

Durante las Pruebas I. se analizaron frecuencias correspondientes a 17 Hz y 20 Hz. Para ambos sujetos de prueba se realizó el mismo procesamiento analizando las señales de cada canal (monopolar) y después restando la información entre dos canales para eliminar el ruido en modo común (bipolar).

Se realizó la clasificación del mejor canal, realizando un análisis de cada una de las gráficas arrojadas por cada uno de los canales y se encontró que en los que se observaban mejores resultados eran O_1 y O_2 , por lo que se decidió hacer el análisis del espectro sobre estos dos primeros canales.

Las señales obtenidas se muestran en la tabla siguiente:

Tabla 1 Respuestas a estímulos con frecuencia de 17 Hz.

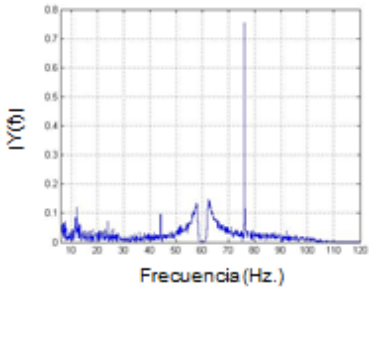
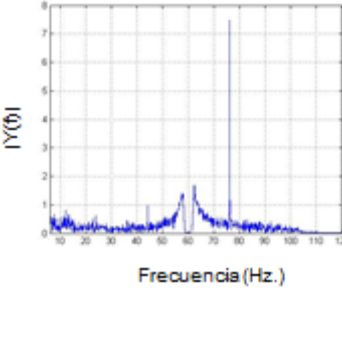
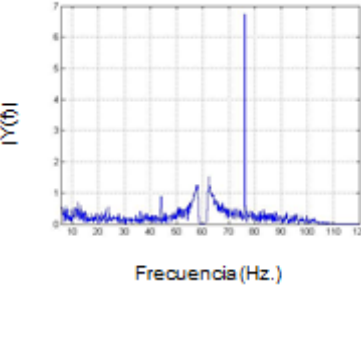
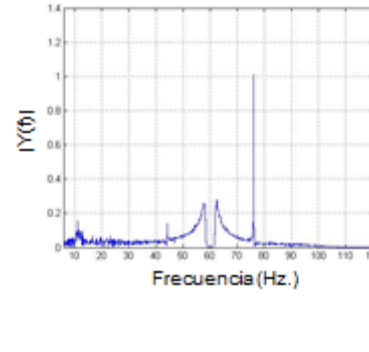
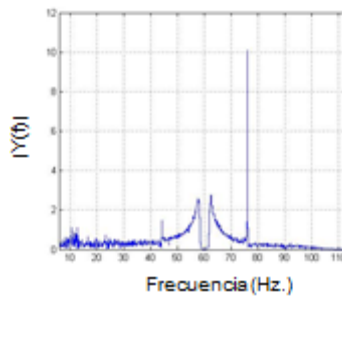
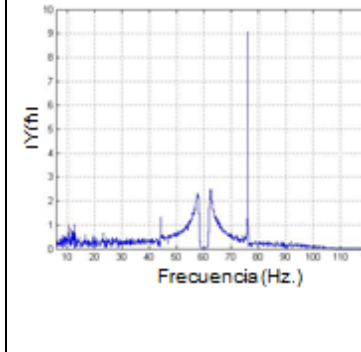
| | | |
|---|---|---|
|  |  |  |
| <p>Estímulo a 17 Hz analizado de forma monopolar por canal O_1.</p> | <p>Estímulo a 17 Hz analizado de forma monopolar por canal O_2.</p> | <p>Estímulo a 17 Hz analizado de forma bipolar canales $O_2 - O_1$.</p> |

Tabla 2 Respuestas a estímulos con frecuencia de 20 Hz.

| | | |
|---|---|---|
|  |  |  |
| <p>Estímulo a 20 Hz analizado de forma monopolar por canal O_1.</p> | <p>Estímulo a 20 Hz analizado de forma monopolar por canal O_2.</p> | <p>Estímulo a 20 Hz analizado de forma bipolar canales $O_2 - O_1$.</p> |

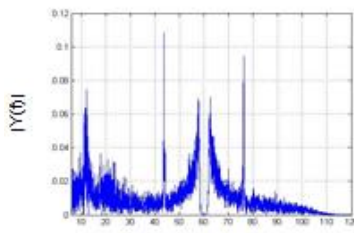
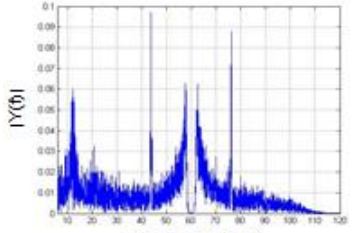
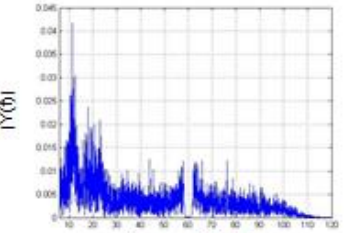
Estas pruebas no son concluyentes, los picos esperados a las frecuencias de estimulación no son visibles por dos razones; los estímulos fueron generados de forma imprecisa por medio de software sin tener en cuenta factores de pausas e interferencias por parte de la velocidad de procesamiento y de actualización de la pantalla. Para que el cerebro pueda producir una frecuencia específica debe ser estimulado a esta misma frecuencia; y, al no tener conocimiento exacto de que

frecuencia recibió, no nos fue posible encontrar información concluyente. Por otro lado las frecuencias establecidas no son tan altas, y la presencia de las ondas alfa, cuyo rango de frecuencias oscila entre 8 Hz y 13 Hz puede entorpecer el procesamiento.

Posteriormente, se realizaron las Pruebas II. con estímulos virtuales y físicos, con el fin de determinar si los errores anteriores se debían a la naturaleza de este. Para estas pruebas, los sujetos fueron estimulados con frecuencias de 21.8 Hz y 25.9 Hz.

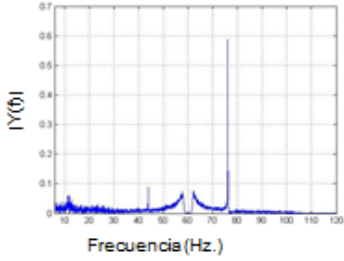
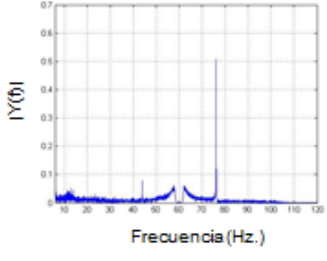
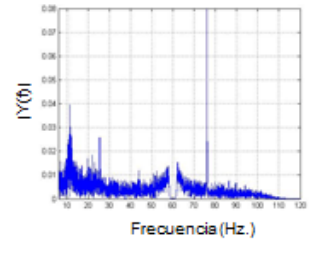
A continuación se presentan los resultados obtenidos para un sujeto de prueba; los resultados para los otros tres sujetos no se ilustran en este informe debido a su similitud y su carencia de información relevante.

Tabla 3 Respuestas a estímulos virtuales con frecuencias de 21.8 Hz y 25.9 Hz.

| | | |
|--|--|--|
|  |  |  |
| <p>Estímulos virtuales analizados de forma monopolar por canal O_1.</p> | <p>Estímulos virtuales analizados de forma monopolar por canal O_2.</p> | <p>Estímulos virtuales analizados de forma bipolar canales $O_2 - O_1$.</p> |

Las primeras dos gráficas de la Tabla 3 no muestran los picos buscados a las frecuencias de estimulación, sin embargo, se puede notar una mejoría entre estas y la tercera gráfica correspondiente a las señales obtenidas al hacer el análisis bipolar, en ella, hay menos picos extraños a altas frecuencias y se pueden reconocer picos en 21.8 Hz y 25.9 Hz, aunque ninguno de estos con suficiente claridad.

Tabla 4 Respuestas a estímulos físicos con frecuencias de 21.8 Hz y 25.9 Hz.

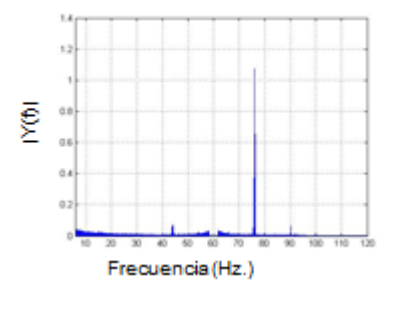
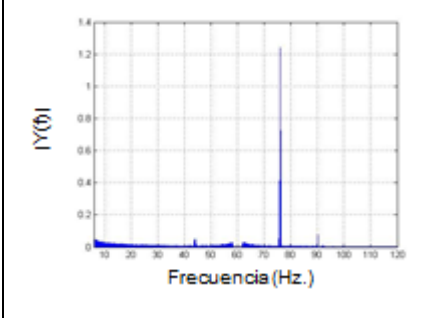
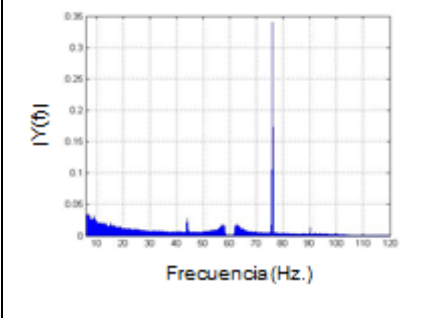
| | | |
|--|--|--|
|  |  |  |
| <p>Estímulos físicos analizados de forma monopolar por canal O_1.</p> | <p>Estímulos físicos analizados de forma monopolar por canal O_2.</p> | <p>Estímulos físicos analizados de forma bipolar canales $O_2 - O_1$.</p> |

Las dos primeras gráficas de la Tabla 4 anterior, al realizar el análisis monopolar no muestran más que un pico en aproximadamente 44 Hz; el correspondiente a un armónico de la frecuencia de estimulación de 21.8 Hz. Sin embargo, al realizar el análisis bipolar, se pueden notar más claramente, además del armónico encontrado en 44 Hz en el pasado análisis, picos en las frecuencias buscadas y un armónico más, esta vez correspondiente a la frecuencia de 25.8 Hz, en aproximadamente 52 Hz.

Como los resultados aún no eran muy concluyentes, se prosiguió con la realización de pruebas más largas con la finalidad de obtener mejores resultados y se tomó la determinación de abandonar los estímulos virtuales debido a que estos daban respuestas más alejadas de lo esperado, en todos los casos.

Por su parte, las Pruebas III de cuarenta minutos de duración arrojaron resultados del tipo que se muestra en la Tabla 5 siguiente para uno de los sujetos estimulados; realizándoles un análisis monopolar a los canales más significativos O_2 y O_1 , y bipolar restando los potenciales de estos dos.

Tabla 5 Respuestas a estímulos virtuales con frecuencias de 21.8 Hz y 25.9 Hz.

| | | |
|--|--|--|
|  |  |  |
| <p>Estímulos 21.8 Hz y 25.9 Hz analizados de forma monopolar por canal O_1.</p> | <p>Estímulos 21.8 Hz y 25.9 Hz analizados de forma monopolar por canal O_2.</p> | <p>Estímulos 21.8 Hz y 25.9 Hz analizados de forma bipolar canales $O_2 - O_1$.</p> |

En las pruebas anteriores se puede ver la acción del filtro en 60 Hz, establecido en los parámetros de configuración del g.USBamp; pero la presencia de un pico de procedencia extraña en aproximadamente 76 Hz. En los análisis monopolares solo se puede apreciar un armónico en 44 Hz y muy poca información en las frecuencias esperadas.

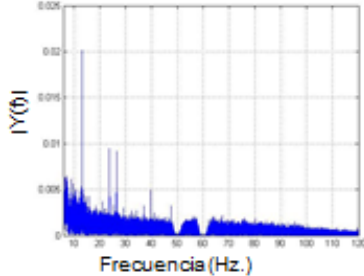
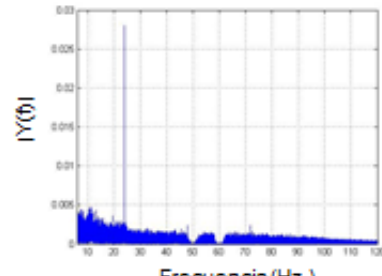
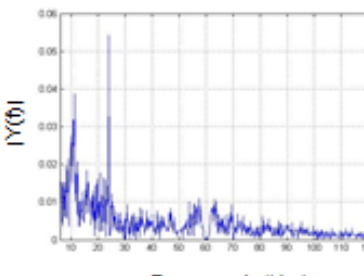
Por su parte, en el análisis bipolar, se puede percibir una respuesta muy parecida sin información relevante. Por lo que se descarta por el momento la hipótesis de obtener un mejor resultado al estimular continuamente durante mucho tiempo, ya que entran en juego factores como el cansancio que se produce debido a la alta duración de las pruebas en los sujetos que podían inducir la desconcentración y la generación de ondas alfa muy altas que generan gran interferencia en la señal objetivo.

Finalmente se realizaron pruebas con frecuencia de estimulación de 13 Hz, 22.42 Hz, 22.42 Hz y 28 Hz a dos sujetos, los cuales debían observar cada estímulo durante 5 minutos, mientras se captaba la señal con una frecuencia de muestreo de 1200 Hz, esto con fin de comprobar que los canales y método de registro seleccionados fueran lo más adecuados y mostraran la información más relevante para poder ser procesada y posteriormente clasificada.

Como primer parámetro definido se establece que el análisis debe ser definitivamente en forma bipolar; y la frecuencia de muestreo debe ser más alta de

256 Hz. Un valor de 1200 Hz otorga resultados satisfactorios como se puede ver en las gráficas que se muestran en la Tabla 6 siguiente:

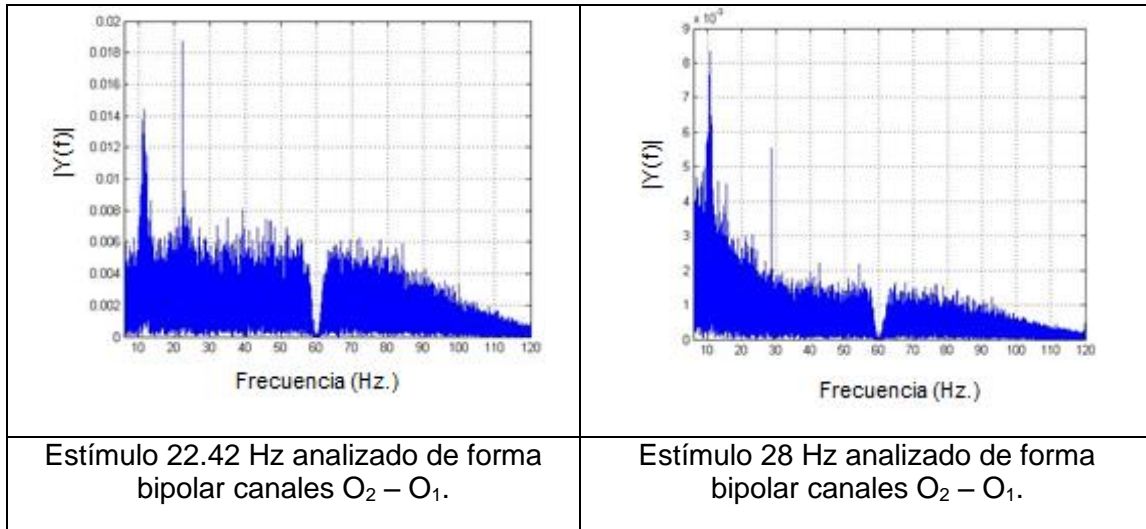
Tabla 6 Respuestas a estímulos virtuales con frecuencias de 13 Hz y 22.42 Hz.

| | | |
|---|---|---|
|  |  |  |
| <p>Estímulo 13 Hz analizado de forma bipolar canales $O_2 - O_1$.</p> | <p>Estímulo 22.42 Hz analizado de forma bipolar canales $O_2 - O_1$.</p> | <p>Estímulo 13 Hz y 22.42 Hz analizado de forma bipolar canales $O_2 - O_1$.</p> |

En las dos primeras gráficas anteriores, para estímulos de 13 Hz y 22.42 Hz se encuentra la respuesta esperada por el cerebro de los sujetos de prueba. Sin embargo, en la tercera se puede ver una alta interferencia de ondas alfa sobre la señal, las cuales se traslapan con la respuesta a los estímulos visuales de los participantes de la prueba; por lo que se descartan las frecuencias menores a 20 Hz como candidatas a producir una respuesta adecuada a un SSVEP.

Para evitar los ritmos alfa, se realizaron nuevamente pruebas esta vez a frecuencias de 22.42 Hz y a 28 Hz cuyos resultados se muestran en la Tabla 7.

Tabla 7 Respuestas a estímulos visuales con frecuencias de 22.42 Hz y 28 Hz independientes.



Como se puede observar en las gráficas anteriores, a frecuencias de 22.42 Hz y 28 Hz, registrando señales por los canales O_2 y O_1 . según el sistema internacional 10 – 20 a una frecuencia de muestreo de 1200 Hz; y procesando la señal de forma bipolar, se encuentran las frecuencias generadas por el cerebro humano debido a los SSVEP.

Una vez encontrados los picos generados por los estímulos visuales anteriores, se realizaron pruebas en las cuales el sujeto debía concentrarse en cada uno por un periodo de 10 segundos; generando como inconveniente muy pocos datos para poder realizar un entrenamiento adecuado y obtener un porcentaje alto de clasificación.

Para mejorar estos resultados se pasó a analizar pruebas estimulando al sujeto durante cinco minutos, con 22 Hz e inmediatamente con 30 Hz. Los resultados se pueden ver en la Imagen 2 de la Tabla 8. En esto se pueden apreciar claramente los dos picos y el armónico correspondiente al estímulo de 22 Hz, en 44 Hz; como era de esperarse, el armónico de 60 Hz, fue eliminado por el filtro.

Tabla 8 Respuestas a estímulos virtuales con frecuencias de 22.42 Hz y 28 Hz simultáneos.

| | |
|--|--|
| | |
| <p>Estímulos de 22 Hz y 28 Hz en pruebas con épocas de 10 s de duración.</p> | <p>Estímulos de 22 Hz y 30 Hz con épocas de 5 min de duración.</p> |

Con el fin de obtener más datos y un mejor entrenamiento para el sistema, se realizó un nuevo set de pruebas con una duración de 2 minutos para cada estímulo con un tiempo total de 8 minutos, los resultados obtenidos se muestran en la Tabla 9.

A partir de estos resultados se puede concluir que la atención prestada por el sujeto de prueba cobra importancia en las respuestas; si el sujeto presenta cansancio, somnolencia o falta de atención; el estímulo buscado no aparece con la misma intensidad. Estos parámetros fueron determinados a través de una encuesta realizada a cada uno de los sujetos; la cual se presenta en el Anexo 4 del presente informe. En la Tabla 9 siguiente se pueden apreciar los resultados obtenidos.

Tabla 9 Respuestas a estímulos virtuales con frecuencias de 22.42 Hz y 28 Hz simultáneos en sujetos con diferente nivel de concentración.

| | |
|---|---|
| | |
| <p>Estímulos de 28 Hz sujeto con nivel de concentración bajo.</p> | <p>Estímulos de 28 Hz sujeto con nivel de concentración alto.</p> |

Los resultados de este último set de pruebas, aunque presentaba de forma satisfactoria los picos de frecuencias esperados, su clasificación no entregó

resultados muy altos, por lo que se prosiguió con una nueva estrategia de adquisición, esta vez empleando los mismos 6 canales O_1 , O_2 , O_z , P_3 , P_4 y P_z y tres canales más, correspondientes a PO_3 , PO_4 y PO_z , realizando pruebas de los mismos 8 minutos de duración y aumentando el tiempo de adquisición cuatro minutos más.

Los resultados obtenidos se presentan en las Tablas 10 y 11 siguientes.

Tabla 10 Respuestas a estímulos con frecuencias de 22 Hz y 28 Hz durante 8 minutos en sujeto de prueba con 9 canales.

| | |
|--|--|
| | |
| <p>Respuesta a estímulo de 22 Hz. medidos de forma bipolar por canales $O_z - O_1$.</p> | <p>Respuesta a estímulo de 28 Hz. medidos de forma bipolar por canales $O_z - O_1$.</p> |

Tabla 11 Respuestas a estímulos con frecuencias de 22 Hz y 28 Hz durante 12 minutos en sujeto de prueba con 9 canales.

| | |
|---|---|
| | |
| <p>Respuesta a estímulo de 22 Hz medidos de forma bipolar por canales $O_z - O_1$.</p> | <p>Respuesta a estímulo de 28 Hz medidos de forma bipolar por canales $O_z - O_1$.</p> |

Con estas últimas pruebas se finalizó la primera parte del proyecto correspondiente a la adquisición de la señal. Tras obtener la información de cada una de estas

pruebas se prosiguió con el análisis de las más relevantes con la intención de determinar el mejor protocolo de adquisición.

Simultáneamente, se realizó una prueba para establecer en cuanto tiempo se encontraban los picos esperados, obteniendo como resultado, intervalos mínimos de dos segundos.

Se acordó que las características más significativas durante el desarrollo de este primer objetivo específico eran las siguientes:

- Determinación de número óptimo de canales.
- Establecimiento del tiempo más eficiente para realizar el entrenamiento del sistema.
- Precisar el tiempo de duración de cada época.

Por lo anterior, se entrenó el sistema utilizando las diferentes combinaciones de las tres características anteriores como se establece en la tabla 1 del Anexo 3.

Las tres pruebas cuyo promedio de % Validación fue mayor, es decir, aquellas que obtuvieron tres mejores resultados, fueron las presentadas en la Tabla 12 siguiente:

Tabla 12 Resultados % Validación.

| | Prueba 1 | Prueba 2 | Prueba 3 |
|--------------------------------|-----------------|-----------------|-----------------|
| Número de Canales | 6 | 9 | 9 |
| Tiempo de pruebas (min) | 8 | 8 | 8 |
| Tiempo de época (s) | 10 | 5 | 10 |
| % % Validación promedio | 96.05% | 96.05% | 97.62% |

Estas tres formas de adquisición de la señal, entregaron porcentajes muy altos de clasificación, demostrando el buen funcionamiento del sistema. Sin embargo, con el fin de determinar cual de todas tenía un mejor desempeño, se evaluó el porcentaje de aciertos con tres sujetos de prueba, es decir, con cual de estas tres, se lograba un mejor reconocimiento de los patrones cerebrales. Los resultados se presentan en la tabla 2 del Anexo 3.

La prueba que entregó un mayor porcentaje de acierto fue la siguiente:

Prueba 2

- Número de canales: 9
- Tiempo de prueba (min): 8
- Tiempo de época (s): 5
- % Validación promedio: 96,42%
- % Verificación = 81,46 %

Según los análisis anteriores se puede concluir que son estas últimas pruebas aquellas que presentan los resultados más concluyentes y permiten la elaboración final del protocolo de adquisición de señal. Sin embargo, los porcentajes son muy cercanos. En las tres pruebas se obtuvieron resultados muy altos de clasificación de los patrones por lo que se toma la determinación de utilizar solo 6 canales para la elaboración del protocolo final de adquisición (Ver Anexo 1); esto sustentado por la razón de disminuir el tiempo de instrumentación del sujeto de prueba, hacer la prueba un poco más cómoda para el y un sistema de clasificación mucho más eficiente.

La Transformada de Fourier permite observar a simple vista los SSVEP generados a las frecuencias de estimulación como picos en los mismos componentes frecuenciales de parpadeo de los LEDS; y gracias a esta estrategia, se permitió encontrar las mayores potencias y utilizarlas como características objetivo del sistema de reconocimiento. Gracias a esto, se puede concluir que la FFT, es una estrategia óptima para abordar un problema como el presentado en este proyecto, debido a que ofrece una solución sencilla y efectiva al permitir el reconocimiento de las frecuencias de interés de forma rápida e intuitiva.

Cálculo Tasa de Transferencia de información

Tabla 13 Comparación Tasas de transferencia de la señal por porcentaje de clasificación en las tres pruebas con mejores resultados.

| Porcentaje de clasificación (%) | Tasa de transferencia (bits/min) |
|--|---|
| 87,21 | 17,08 |
| 95,39 | 22,17 |
| 96,42 | 22,73 |
| 97,62 | 24,42 |
| 100 | 28,19 |

Según la literatura, los factores que afectan la ITR, son la probabilidad de acierto, el número de símbolos que pueden transmitirse y el tiempo necesitado para hacer una clasificación (López, 2009).

Como se puede apreciar en la tabla anterior, la mejor tasa de transferencia de información se obtuvo en las pruebas de porcentaje más alto de clasificación; esto demuestra que si hay una mayor probabilidad de acierto, la tasa mejora.

Según la bibliografía consultada, las tasas promedio de transferencia de información más altas presentadas en estimulación por medio de LEDS fueron de 42 bits/min, registrando también tasas promedio de 26 bits/min al utilizar cámaras (Zhu, Bieger, Molina, & Aarts, 2010). En el caso del desarrollo de un video juego por los investigadores Pablo Díez, Vicente Mut, Enrique Perona y Eric Ladar publicado por la revista *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation* se obtuvieron tasas de transferencia desde 8,93 bits/min a 45,1 bits/min (Diez, Laciari, Mut, Avila, & Torres, 2008). Estos resultados indican que las tasas obtenidas en el desarrollo de este proyecto se encuentran dentro de los rangos encontrados en los estudios realizados con anterioridad

La clasificación de las características del sistema, se alcanzó de forma satisfactoria mediante un algoritmo de Máquina de Soporte Vectorial, el cual, permitió reconocer ambas frecuencias con una alta tasa de éxitos, lo cual permitió el desarrollo de un juego virtual funcional.

Como resultado de esta clasificación con SMV se obtiene un archivo llamado svmStruct el cual debe ser guardado ya que este es el que le va a permitir al sistema discriminar entre las dos frecuencias.

Como se indicó al inicio de esta sección, se obtuvieron porcentajes de clasificación de hasta el 100%; esta cifra representa un muy buen comportamiento del sistema teniendo en cuenta que los porcentajes encontrados en la bibliografía para aplicaciones similares de SSVEP se encuentran en un rango de 85% y 98% de exactitud (Hwang, y otros, 2012)

Una vez alcanzados los dos primeros objetivos específicos del proyecto, se prosigue con el desarrollo de la verificación del sistema. Para calcular el correcto desempeño del sistema se realiza una simulación offline de la prueba y una comparación entre la clasificación arrojada por este y un vector de clases que es el que indica cual

frecuencia es la real. Obteniendo un porcentaje de Verificación de hasta el 97,92% en las pruebas realizadas

A continuación se presenta una tabla con los diferentes resultados obtenidos.

Tabla 14 Resultados de verificación del sistema.

| Sujeto | % Validación (%) | % Verificación (%) |
|--------|------------------|--------------------|
| 1 | 87,21 | 74,67 |
| 2 | 75,39 | 64,54 |
| 3 | 96,42 | 85,63 |
| 4 | 97,62 | 82,29 |
| 5 | 100 | 97,71 |

Las publicaciones realizadas acerca de búsqueda y aplicación de SSVEP, reportan porcentajes de verificación en rangos de 75% y 85% (Wu, y otros, 2011) y (Kelly, Lalor, McDarby, & Reilly, 2005)

Con el fin de determinar que tanta relevancia tenía ciertas condiciones fisiológicas y psicológicas en los sujetos de prueba, se realizó una encuesta cuyo formato y resultados pueden observarse en el Anexo 4. .

Según los resultados basados en las respuestas de los usuarios, se puede notar que los sujetos 1, 2 y 3 los cuales obtuvieron los porcentajes de acierto más bajos, se encontraban bajo situaciones de cansancio, lo cual puede ser determinante a la hora de concentrarse en un estímulo visual durante un tiempo y puede contribuir a la fatiga y la desconcentración. Los cuales son aspectos que se manifiestan en las señales obtenidas corroborando la información de las gráficas.

Se puede observar que el sujeto de prueba 2, quien obtuvo el porcentaje de aciertos más bajo, tuvo problemas para observar las flechas. Este resultado corrobora la importancia de presentar buena visión como condición para obtener un buen resultado al utilizar el sistema de reconocimiento implementado.

Tres sujetos de prueba de cinco manifestaron molestias como dolor de cabeza, espalda o incomodidad. Esto es normal en situaciones en que una persona debe quedarse en la misma posición durante un intervalo de tiempo obligándose a

concentrarse en una tarea específica. Se puede proponer como trabajo a futuro, disminuir el tiempo total de entrenamiento para evitar molestias en los sujetos.

Los mejores resultados los obtuvieron los sujetos que no estuvieron sometidos a situaciones de estrés recientemente. La tranquilidad del sujeto ayuda a la concentración y a la autorregulación al realizar una prueba de este estilo. En trabajos previos, como los realizados por los autores Müller, Picton, Valdes – Sosa, Riera, Teder Sälejarvi y Hilliard, estipularon en su trabajo que la amplitud del potencial se incrementa sustancialmente cuando la atención se centra en la localización del estímulo (Müller, y otros, 1998); Adicionalmente, los investigadores Hovagin Bakardjian, Tanaka Toshihisa y Andrzej Cichocki, plantearon la hipótesis en su trabajo de que las fluctuaciones naturales en la atención y la concentración de los sujetos, podrían ser factores desfavorecedores en los resultados obtenidos (Bakardjiana, Tanakaa, & Cichockia, 2010).

Todos los sujetos repetirían la prueba por lo cual se puede inferir que esta no fue molesta ni causó inconformidad para ninguno de estos.

El juego desarrollado en este proyecto es una aplicación sencilla y fácil de entender que permite desarrollar habilidades como la memoria, la concentración y la autorregulación sin necesidad de realizar ningún esfuerzo muscular, únicamente fijando la mirada en el estímulo de interés.

5. CONCLUSIONES Y CONSIDERACIONES FINALES

Las historias de ciencia ficción acerca de mover objetos con la mente y de leer los pensamientos de los otros no están muy lejos ahora que se cuenta con herramientas y algoritmos para extraer, clasificar, reconocer patrones y convertirlos en acciones físicas. Las respuestas cerebrales con las que se trabajó en el desarrollo de este proyecto y los algoritmos utilizados para su procesamiento y proceso de reconocimiento, son sencillos y efectivos; conforman una propuesta viable y poco desarrollada en Colombia con un gran potencial de crecimiento e implementación.

En el presente proyecto, todos los sujetos de prueba presentaron respuestas por estímulos visuales a las frecuencias de estimulación de forma visible al realizarle una transformada de Fourier a la señal. Es importante resaltar que se encontraron registros de los picos de estimulación a tan solo dos segundos de estar observando el estímulo visual.

El sistema de reconocimiento de patrones desarrollado en el presente trabajo, permitió clasificaciones de 100% y porcentajes de verificación hasta del 97.92%, en pruebas realizadas a 5 sujetos; resultados que son efectivamente altos y que permitieron la elaboración de un videojuego funcional para el entretenimiento de un usuario utilizando únicamente sus respuestas cerebrales.

Otra ventaja del sistema es la facilidad que presenta para ser utilizado por cualquier usuario mientras este cumpla con los criterios de inclusión establecidos en el protocolo desarrollado. Adicionalmente puede ser utilizado para muchas aplicaciones, no únicamente para el control de videojuegos si no también para el control de dispositivos, para la comunicación de sujetos sin control motor, entre otros.

Como trabajo a futuro se propone mejorar el presente proyecto para adquirir, procesar y clasificar las señales de forma online y así poder explotar nuevas alternativas de videojuegos. Así como implementar un mayor número de estímulos que permitan diferenciar entre más de dos comandos y traducir esto en más señales de control.

6. RECOMENDACIONES

Es necesario resaltar que la adquisición de la señal es uno de los pasos más importantes en el desarrollo del proyecto. Si esta no se realiza correctamente, es decir, si las frecuencias de estimulación presentan fluctuaciones, hay una mala ubicación de los electrodos, una mala iluminación de los LEDS o un sujeto de prueba con mala concentración; la señal no va a ser la esperada y el procesamiento de esta, no va a arrojar los resultados buscados.

Para realizar la adquisición de señales cerebrales, es importante establecer que los registros que arrojan mejor información son los registros bipolares, es decir, en aquellos en los cuales la información es leída luego de restar la información entre dos canales de adquisición. De igual forma, se determinó con base de los análisis de los resultados encontrados y de la bibliografía consultada que los canales más apropiados para el registro de las señales eran el O₁, O₂, O_Z, PO₃, PO₄, PO_Z, P₃, P₄ y P_Z según el sistema 10 – 20 (García, Spinelli, & Toccaceli, 2011) (Diez, Laciari, Mut, Avila, & Torres, 2008) (Müller, y otros, 1998), sin embargo, al obtener clasificaciones muy similares solo con la utilización de los canales O₁, O₂, O_Z, P₃, P₄ y P_Z se desarrolló el protocolo de adquisición únicamente con estos 6 canales disminuyendo tiempo de instrumentación y mejorando las condiciones del sujeto de prueba. La utilización de un mayor número de canales permite entrenar al sistema con un mayor número de datos lo cual le permite tener un set de entrenamiento más grande y asegurar un mejor aprendizaje, esto se puede comprobar al analizar los porcentajes de clasificación obtenidos en el capítulo anterior y el mejor comportamiento del sistema manifestado al aumentar el número de canales de adquisición.

Por otro lado, los electrodos utilizados durante la adquisición de las señales en el presente proyecto, fueron electrodos pasivos debido a la disponibilidad del laboratorio; estos, no brindan una respuesta tan buena ya que permiten el paso de mayor cantidad de ruido e interferencia. Factores externos como mover los cables afectan la señal de una forma mayor con estos electrodos que utilizando activos; por lo que se recomienda en lo posible utilizar de estos últimos para el desarrollo de trabajos similares.

Hay factores externos que afectan las respuestas obtenidas al estimular los sujetos de prueba. Muchos de estos tienen que ver con el estado físico y psicológico de la

persona estimulada (Müller, y otros, 1998) (Bakardjiana, Tanakaa, & Cichockia, 2010). Es imperativo que exista un nivel alto de concentración para obtener éxito durante la clasificación de los datos, por lo que presentar cansancio, estrés o bajos niveles de atención se ven reflejados en las señales obtenidas al realizar las pruebas.

Finalmente, si se quiere utilizar el sistema en un computador portátil, se recomienda conectarlo a la red de alimentación para evitar que se descargue la batería y se apague entorpeciendo el proceso de adquisición y/o procesamiento de las señales.

BIBLIOGRAFÍA

- Alarid, F., Solís, T., Melgar, E., Valdés, R., & Yañez, O. (2011). *Registro de señales de EEG para aplicaciones de Interfaz CerebroComputadora (ICC) basado en Potenciales Evocados Visuales de Estado Estacionario (PEVEE)*. México: Universidad Autónoma Metropolitana.
- Alarid-Escudero, F., Solís-Escalante, T., Melgar, E., R., V.-C., & O., Y.-S. (2007). Registro de señales de EEG para aplicaciones de Interfaz Cerebro Computador5a (ICC) basado en Potenciales Evocados Visuales de Estado Estacionario (PEVEE). *CLAIB*, 87-90.
- Arboleda, C., García, E., & A., P. (2008). Diseño y construcción de una interfaz cerebro computador para facilitar la comunicación de personas en situación de discapacidad motora. Proyecto Final de Pregrado. Escuela de Ingeniería de Antioquia, Ingeniería Biomédica . Medellín.
- Arboleda, C., García, E., Posada, A., & Torres, R. (2009). Diseño y construcción de un prototipo de interfaz cerebro-computador para facilitar la comunicación de personas con discapacidad motora. *Revista EIA*, 105 - 115.
- Bakardjiana, H., Tanakaa, T., & Cichockia, A. (2010). Optimization of SSVEP brain responses with application to eight-command Brain-Computer Interface. *Neuroscience Letters*, 34 - 38.
- Barea Navarro, Rafael. (2009). *Instrumentación Biomédica: Electroencefalografía*. Alcalá: Universidad Alcalá.
- Baura, G. (2012). *Medical Device Technologies*. Oxford: Elsevier.
- Betancourt, G. (2005). Las Máquinas de Soporte Vectorial (SVMs). *Scientia et Technica Año XI, No 27*, 67 - 72.
- Bradley, W., Daroff, R., Fenichel, G., & Jankovic, J. (2011). *Neurología Clínica Diagnóstico y Tratamiento*. España: El Sevier.
- Carbonelli, J., & Siekman, J. (20 de Octubre de 2013). *Rough Sets, Fuzzy Sets, Data Mining and Granular Computing*.
- Cardinalli. (2007). *Neurociencia Aplicada*. Buenos Aires: Panamericana.
- Castejón, J. L., & Navarro, L. (2007). *Unas bases psicológicas de la educación especial*. España: Editorial Club Universitario.
- Cifuentes, I. (2010). *Diseño y construcción de un sistema para la detección de señales electromiográficas*. Mérida.
- Delval, J. (2008). *El desarrollo humano*. Madrid: Siglo XXI de España editores.
- Departamento Nacional de Planeación, Programa nacional de desarrollo humano, Instituto Nacional de Ciegos. (2008). *Desarrollo Humano de la Población con Limitación Visual por Departamentos*. Bogotá, Colombia.

- Diez, P., Laciari, E., Mut, V., Avila, E., & Torres, A. (2008). Comparative Study of the Performance of Different Spectral Estimation Methods for Classification of Mental Tasks. *30th Annual International IEEE EMBS Conference*, 1155 - 1158.
- Edulopez, A., Sanchez, K., & Jimenez, G. (2013). El lado bueno de los Videojuegos. *XXIV CONGRESO DE INVESTIGACION CUAM-AcMor*.
- Gadberry, E. (18 de octubre de 1997). *The effects of memory games and rehearsal strategy training on the recall of moderately mentally retarded children*. Wisconsin: University of Wisconsin.
- García, E., & Gentiletti, G. (2008). Interfaz cerebro computadora (ICC) basada en el potencial relacionado con eventos P300: análisis del efecto de la dimensión de la matriz de estimulación sobre su desempeño. *Revista Ingeniería Biomédica*, 26 - 33.
- García, F., Villa, A., & Castaño, P. (2006). Interfaces neuronales y sistemas máquina - cerebro: fundamentos y aplicaciones. *Revista Ingeniería Biomédica*, 14 - 22.
- García, P., Spinelli, E., & Toccaceli, G. H. (2011). Interfaz Cerebro Computador basada en potenciales evocados visuales de estado estacionario: ensayos preliminares. *XVIII Congreso Argentino de Bioingeniería SABI 2011*.
- Gentiletti, G. (17 de octubre de 2013). *Interfaces Cerebro - Computadora X Congreso Internacional en Innovación Tecnológica Informática*. Buenos Aires: Universidad Abierta Interamericana.
- Grimann, B., Allison, B., & Pfurscheller, G. (20 de septiembre de 2010). *Brain - Computer Interfaces Revolutionizing Human - Computer Interaction*.
- Grupo de Ingeniería Biomédica Universidad de Valladolid. (2012). *Aplicaciones BCI*. Obtenido de http://gib.tel.uva.es/index.php?option=com_content&view=article&id=14&Itemid=109
- Gutierrez Martín, A. (2002). *Educación multimedia y nuevas tecnologías*. España: Ediciones de la Torre.
- He, B. (2005). *Neural Engineering*. New York: Public Academic.
- Helander, M., Landeuer, T., & Prabhu, P. (2011). *Handbook of Human - Computer Interaction*. Amsterdam: North - Holland.
- Hodapp, R. (1998). *Development and Disabilities. Intellectual, Sensory and Motor Impairments*. Cambridge: Cambridge University Press. Obtenido de <http://disfonema.wordpress.com/2006/10/13/discapacidad-motora/>
- Hwang, Lim, Jung, Choi, Lee, & Im. (2012). Development of an SSVEP - based BCI spelling system adopting a QWERTY - style LED keyboard. *Journal of Neuroscience Methods*, 59 - 65.
- Javeriana, U. (2011). *Cerebro*. Bogotá: Universidad Javeriana.
- Kelly, S., Lalor, E., McDarby, G., & Reilly, R. (2005). Visual Spatial Attention Control in an Independent Brain - Computer Interface. *IEE Transactions n biomedical engineering*, 1588 - 1906.

- Krebs, C., Weinberg, J., & Akesson, E. (2012). *Neuroscience*.
- Longstaff, A. (2005). *Neuroscience*. New York: BIOS Scientific Publishers.
- Lopes da Silva, F. H., & Niedermeyer, E. (2004). *Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications and Related Fields*. Michigan: Lippincott Williams & Wilkins .
- Lopes, B. M. (2010). *Interface Cérebro-Computador Não-invasiva Baseada em OpenVibe*. Brasil: Universidad de Aveiro.
- López, M. A. (2009). *Interfaz BCI de altas prestaciones basada en la detección y procesamiento de la actividad cerebral (BCI - DEPRACAP)*. Granada.
- Martino, R., & Barrera, L. (2003). *El niño discapacitado*. Madrid: Nobuko.
- Melamed, S., Groswasser, Z., & Stern, M. (1992). Acceptance of disability, work involvement and subjective rehabilitation status of traumatic brain-injured (TBI) patients. *Healthcare*, 233 - 243.
- Minguez, J. (2012). *Tecnología de Interfaz Cerebro - Computador*. Obtenido de http://webdiis.unizar.es/~jminguez/Sesion001_UJI.pdf
- Minguez, J. E. (2011). Sistema de teleoperación multirobot basado en Interfaz Cerebro Computador. *Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial*, 16 - 23.
- Müller, Picton, Valdes-Sosa, Riera, Teder_SÄlejäarvi, & Hillyard. (1998). Effects of spatial selective attention on the steady-state visual evoked potential in the 20-28 Hz range. *Cognitive Brain Research*, 249 - 261.
- Müller-Putz, G., Eder, E., Wriessnegger, S., & Pfurtscheller, G. (2007). Comparison of DFT and lock-in amplifier features and search for optimal electrode positions in SSVEP-based BCI. *Journal of Neuroscience Methods*, 174 - 181.
- Nieuwenhuys, Voogd, & Huijzen, v. (2008). *El Sistema Nervioso Central Humano*. España: Editorial Médica Panamericana.
- Nilsson, J., & Riedel, S. (2005). *Circuitos Eléctricos*. Madrid: Pearson.
- OMS, O. (2001). *Clasificación Internacioanl del Funcionamiento, de la Discapacidad y de la Salud*. Grafo S.A.
- Papalia, D. E. (2001). *Desarrollo Humano*. Bogotá: McGraw Hill.
- Piaget, J. (1993). *Teoría cognoscitiva de Jean Piaget*. Barcelona: Ajuriaguerra.
- Piña - Garza, E. (2013). *Fenichel's Clinical Pediatric Neurology*. Nashville, Tennessee: Elsevier.
- Postner, M. (2012). *Cognitive Neuroscience of Attention*. New York: Guilford Publications.
- Postner, P. M. (2002). *The cognitive Electrophysiology of Mind and Brain*. Oregon: Zani, Alberto; Mado Proverbio Alice.
- Purves, & Augustine, F. H. (2007). *Neurociencia*. Editorial Médica Panamericana.
- Putz, M. , Eder, Wriessnegger, & Pfurtscheller. (2008). Comparison of DFT and lock - in amplifier features and search for optimal electrode positions in SSVEP- based BCI. *Journal of Neuroscience Methods*, 174 - 181.

- Regan, D. (1990). *Human Brain Electrophysiology: Evoked Potentials and Evoked Magnetic Fields in Science and Medicine*. Toronto: Elsevier.
- Robles, I. (2012). *Educación Especial*. Obtenido de <https://sites.google.com/a/cetys.net/educacion-especial/discapacidad-motora>
- Rothstein, J., Roy, S., & Wolf, S. (2005). *Manual del especialista en Rehabilitación*. Filadelfia: Editorial Paidotribo.
- Rowan, E., & Tolunsky, E. (21 de Septiembre de 2004). *Conceptos básicos sobre EEG*.
- Sabatini, A. (2012). *Ondas Neuroeléctricas utilizadas en el sistema BCI o IMCM*. Obtenido de <http://interfacemindbraincomputer.wetpaint.com/page/2.A.4.1.-Ondas+Neuroel%C3%A9ctricas+utilizadas+en+el+sistema+BCI+o+IMCM>
- Sabatini, A. (25 de Octubre de 2013). *Interacción Humano Máquina*. Obtenido de <http://interfacemindbraincomputer.wikifoundry.com/page/2.A.4.1.-Ondas+Neuroel%C3%A9ctricas+utilizadas+en+el+sistema+BCI+o+IMCM>
- Salud, O. M. (2011). *10 datos sobre la discapacidad*. Obtenido de <http://www.who.int/features/factfiles/disability/es/index.html>
- Sanei, S., & Chambers, J. (2008). *EEG signal processing*. Londres: Wiley.
- Sesiones, D. d. (2009). *Diario de Sesiones N 9*. Provincia de Río Negro.
- Shaffer, D., & Kipp, K. (2007). *Psicología del desarrollo*. México: Thomson.
- Snell. (2012). *Neuroanatomía Clínica*. Madrid: Editorial Médica Panamericana.
- Soman, K., Loganathan, R., & Ajay, V. (2009). *Machine Learning with SVM and other Kernel Methods*. New Delhi: PHI Learning Private Limited.
- Tangient. (2012). *Configuración Básica dispositivos de entrada y salida*. Obtenido de http://eecac1grupo6.wikispaces.com/1_03_Configuraci%C3%B3n+b%C3%A1sica
- Tecno Pasion. (2008). *Joystick cerebral*. Obtenido de <http://tecno-pasion.blogspot.com/2008/06/joystick-cerebral.html>
- Tong, S., & Thakor, N. (2009). *Quantitative EEG Analysis Methods and Clinical Applications*. Norwood: Artech House.
- Torres, R. (2013). *Procesamiento digital de Bioseñales*. Medellín.
- Tortora, G., & Reynolds, S. (2002). *Principios de Anatomía y Fisiología*. México DF: Oxford.
- Velasco, J. (20 de Agosto de 2012). *Desarrollan silla de ruedas controlada mediante ondas cerebrales*. Obtenido de <http://alt1040.com/2012/08/silla-ruedas-ondas-cerebrales>
- Webster, J. (2009). *Medical Instrumentation Application and Design*. USA: John Wiley & Sons.
- Wolpaw, J., & Winter, E. (2012). *Brain - Computer Interfaces. Principles and Practice*. New York: Oxford.
- Wolpaw, J., McFarland, D., Neat, G., & Forneris, C. (2001). An EEG-based brain-computer interface for cursor control . *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 252-259.

- Wu, C., Lee, Li, Sie, Sun, Yang, . . . Shyu. (2011). Frequency recognition in an SSVEP - based brain computer interface using empirical mode decomposition and refined generalized zero - crossing. *Journal Neuroscience Methods*, 170 - 181.
- Wu, L. X. (2008). Stimulator selection in SSVEP - based BCI. *Medical Engineering & Physics* , 1079 - 1088.
- Wu, Z., Lai, Y., & Xia, Y. W. (2008). Stimulator selection in SSVEP-based BCI. *Medical Engineering & Physics*, 1079 - 1088.
- Xiaorong, G., Dingfeng, X., Ming, C., & Shangkai, G. (2003). A BCI-Based environmental Controller for the Motion - Disabled . *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 137 - 140.
- Zhu, D., Bieger, J., Molina, G., & Aarts, R. (2010). A Survey of Stimulation Methods Used in SSVEP-Based BCIs.
- Zurada, J., Lu, B., & Yin, H. (2006). *Advances in Neural Networks*. Chengdu: Springer.

ANEXO 1

Protocolo para la elaboración de pruebas para la adquisición de señal de potenciales visuales de estado estacionario para extracción de características y clasificación

Objetivo

Adquirir señales electroencefalografías de potenciales visuales de estado estacionario para la extracción de características de dichas señales.

Conceptos básicos

- **Electroencefalografía:**

Permite la adquisición de señales electroencefalográficas de manera no invasiva mediante electrodos de contacto. Estas señales son la respuesta continua e ininterrumpida del cerebro humano frente a diferentes tipos de estímulos externos.

- **Sistema internacional 10-20:**

La colocación de electrodos sobre el cuero cabelludo está sujeta a un sistema internacional o sistema 10 – 20, denominado así porque los electrodos están espaciados entre el 10% y el 20% de la distancia total entre puntos reconocibles del cráneo. Estos puntos clave, a partir de los cuales se realizan las medidas, son: Nasión, Inión y Punto preauricular del pabellón de la oreja derecha e izquierda. Actualmente se utilizan unos gorros que llevan incorporados 19 electrodos, y se coloca directamente sobre la cabeza del sujeto. Mediante una jeringa y una aguja con punta roma, se introduce en cada uno de los electrodos un gel conductor que facilita la recepción de la señal a través del cuero cabelludo. Los electrodos se unen en un conector y éste, a su vez, conecta con el cabezal del EEG (lugar donde se recoge la actividad eléctrica de cada electrodo).

- **Potenciales visuales de estado estacionario:**

Los Potenciales Visuales de Estado Estacionario son una clasificación de los Potenciales Visuales Evocados, los cuales, son tomados sobre la corteza visual derivados de la respuesta cerebral a un estímulo visual, para los cuales existen dos diferentes definiciones; la primera considera los SSVEP como una respuesta directa en la corteza visual primaria cerebral; y la segunda, como una respuesta cortical indirecta desde la retina durante una tarea cognitiva. (Wu L. X., 2008).

La finalidad de los SSVEP es conocer la dirección del ojo. Para ello, se muestran en una pantalla varios botones o letras que parpadean a diferentes frecuencias, superiores a 6 Hz El usuario debe mantener fija su mirada en uno de ellos para seleccionar el estímulo relacionado con la tarea deseada. De esta forma, se produce un SSVEP en el córtex visual, que consiste en una componente periódica de la misma frecuencia a la que parpadea el estímulo visual y una serie de armónicos secundarios. La mejor respuesta se obtiene en el rango de 6-28 Hz.

Criterios de inclusión

Es necesario que los sujetos que participen en la elaboración de las pruebas descritas en este protocolo estén de acuerdo con el procedimiento, aprobando así la práctica de las pruebas.

Deben ser sujetos sanos que estén en un rango de edad entre 18 y 30 años, que no presenten ningún daño neurológico, que presenten visión normal o que tengan lentes medicados que les permitan tener una visión adecuada y que no presenten algún síndrome relacionado con el déficit de atención.

Materiales y equipos

- g.USBamp.
- Gel conductor.
- Electrodo de bioseñales.
- Gorro.
- Electrodo desechable.
- Computador.
- Generador de estímulo.

Elaboración de la prueba

Para el inicio de las pruebas lo primero que se deba hacer es organizar y preparar los materiales y equipos a utilizar. Lo primero es realizar la conexión del g.USBamp, para esto se debe conectar la fuente de alimentación médica GTM21097-3005-5 al g.USBamp la cual se conecta al power supply y a un toma corriente. Posteriormente se conecta el cable USB al g.USBamp de tal forma que el punto rojo que está en el terminal del cable quede ubicado hacia arriba y el otro extremo a la unidad USB del computador.

Posteriormente se procede a conectar los electrodos de biopotenciales, utilizando los 7 primeros canales. Se recomienda que los colores de los electrodos de los tres primeros canales, correspondientes a la zona occipital ubicados en las posiciones O_1 , O_2 y O_z según el sistema internacional 10 – 20; sean diferentes a los utilizados por los electrodos P_3 , P_4 y P_z y por el otro electrodo, el cual corresponde a la ubicación en la zona frontal, F_z según el sistema 10 – 20. Este último, es el electrodo seleccionado como la referencia A. Para finalizar la conexión de los electrodos al dispositivo, se conecta una tierra que estará ubicada en un electrodo desechable que se colocara en el lóbulo de la oreja derecha o izquierda y que corresponderá a la tierra A.

Para la elaboración de la pruebas lo primero que se debe realizar es la instrumentación del sujeto, para esto se le deben colocar a los sensores el gel conductor para posteriormente ser ubicados en la corteza visual en los puntos los cuales corresponden a los sensores O_1 , O_2 , O_z , P_3 , P_4 y P_z del sistema 10 – 20 de EEG los cuales estarán conectados a los canales del g.USBamp 1, 2, 3, 4, 5 y 6 respectivamente.

Para la instrumentación se debe evitar que los cables incomoden al sujeto, o que le desplacen la cabeza hacia algún lado; para esto, se debe buscar que el dispositivo sea casi imperceptible para el sujeto, ya que si algo lo incomoda va a ser más difícil alcanzar una alta concentración en la prueba.

Inicialmente se le coloca el gorro al sujeto de prueba el cual servirá para identificar la ubicación de los electrodos según el sistema internacional 10-20. Para la colocación del gorro se deben realizar dos medidas sobre la cabeza del sujeto. Una de ellas, tomando la distancia entre el Nasión e Inión guiándose por la línea central del plano sagital del cráneo. Una vez realizada esta medida, se debe identificar el

punto del cráneo que corresponde a la mitad del valor obtenido por esta y allí se debe ubicar la referencia Cz del gorro según el sistema 10 – 20.

Para centrar las ubicaciones de los electrodos se procede a tomar la medida entre el Punto preauricular del pabellón de la oreja derecha e izquierda guiados por la línea de intersección del plano anatómico coronal.

Cuando el sujeto tenga colocado el gorro se procede a despejar el cuero cabelludo para disminuir en la mayor cantidad posible la interferencia del pelo con el electrodo, una vez esté lo más despejado el cuero cabelludo se procede a aplicar el gel conductivo a cada electrodo y así posicionarlos en las ubicaciones respectivas.

Una vez esté el sujeto instrumentado se procede a sentarlo en una silla la cual debe estar a 70 cm aproximadamente de la pantalla que este, generando el estímulo, procurando que quede lo más cómodo posible ya que esto le va a permitir un mejor confort durante la prueba.

Se encienden los estímulos y se abre el archivo de MATLAB® el cual va a tener una flecha la cual cada 2 minutos va a cambiar de dirección; esta dirección será la indicadora del estímulo en el cual el sujeto debe prestar su atención.

Se prosigue con la explicación al sujeto de prueba de la importancia de concentrarse mirando el estímulo que la flecha esté señalando y se inicializa el software del g.USBamp en el cual se deben seleccionar únicamente los 7 primeros canales que se van a utilizar; así mismo, se le debe indicar que se está utilizando la tierra A, y en referencia indicar que esta únicamente la del grupo A. Después se selecciona el botón de inicializar la prueba, luego la carpeta en la cual se desean grabar los archivos generados y en el momento que se le da guardar inicia automáticamente la grabación de los datos.

Es obligatorio iniciar la toma de los datos en el preciso momento en el que el sujeto preste su atención en el estímulo izquierdo ya que así se podrá tener conocimiento por cuanto tiempo la dirección del estímulo estaba mirando el sujeto de prueba y se finaliza la prueba pasados ocho minutos de haber iniciado.

CONSENTIMIENTO INFORMADO

El presente consentimiento informado va dirigido a todas aquellas personas que voluntariamente decidan hacer parte del proyecto “SISTEMA DE RECONOCIMIENTO DE PATRONES DE POTENCIALES EVOCADOS DE ESTADO ESTACIONARIO” como sujetos de prueba una vez se establezca que cumplen con los criterios de inclusión y exclusión establecidos en la convocatoria de esta investigación. El fin de este estudio es recolectar datos experimentales de señales de EEG asociadas a Potenciales Evocados de Estado Estacionario para el desarrollo de un sistema de reconocimiento de patrones de estas respuestas cerebrales.

Estudiantes investigadores: Daniel Mateo Lara López y María Camila Olaya Pabón.

Organización: Escuela de Ingeniería de Antioquia (EIA) – Universidad CES.

Proyecto: Sistema de reconocimiento de patrones de Potenciales Evocados de Estado Estacionario.

El presente documento de Consentimiento informado consta de dos partes:

1. Información general del estudio.
2. Formulario de Consentimiento para firmar si está de acuerdo en participar.

Se le dará una copia del Documento completo de Consentimiento Informado.

PARTE I: Información general del estudio

Introducción

La Escuela de Ingeniería de Antioquia y la Universidad CES, ambas instituciones universitarias del pregrado en Ingeniería Biomédica, por medio del trabajo de grado de los estudiantes Daniel Mateo Lara López y María Camila Olaya Pabón, estudiantes de Ingeniería Biomédica de la Escuela de Ingeniería de Antioquia y la Universidad CES, se realiza un sistema de Reconocimiento de Patrones que permita adquirir de forma no invasiva señales cerebrales y clasificarlas para obtener una respuesta que pueda ser implementada en un sistema de control. Le vamos a

brindar información acerca de este proyecto e invitarlo a participar en el como sujeto de prueba. Su decisión es completamente suya, y puede tomarla en el momento que considere oportuno, de la misma forma, si presenta algún tipo de duda o inquietud puede dirigirse a nosotros en el momento que considere necesario.

Si en algún momento, no es claro algún concepto, definición, o procedimiento; siéntase en total libertad de preguntarle a cualquiera de nosotros.

Propósito

Con este proyecto se pretende extraer señales cerebrales de un sujeto de prueba obtenidas como respuesta a un estímulo visual, en este caso a dos LEDS de color azul en dos direcciones diferentes, para identificar el LED de elección del sujeto y traducirlo en una señal de control.

Tipo de Intervención de la Investigación

Este proyecto tiene un riesgo mínimo debido a que se utilizarán diez electrodos superficiales no invasivos para la toma de las señales cerebrales (EEG) colocados en posiciones específicas en el cuero cabelludo del sujeto de prueba, y un electrodo desechable en el lóbulo de la oreja.

Selección de participantes

Se invita a todas las personas sanas y sin ningún daño neurológico cuyo rango de edad se encuentre entre 18 y 30 años, que presenten visión normal o que tengan lentes medicados que les permitan tener una visión adecuada y que no presenten algún síndrome relacionado con el déficit de atención.

Participación Voluntaria

Su participación en esta investigación es totalmente voluntaria. Usted puede elegir participar o no hacerlo, además de cambiar de idea en cualquier momento del proyecto así haya aceptado en el inicio de este.

Procedimientos y protocolos

La prueba para la toma de señales de EEG a partir de los dos estímulos visuales está compuesta por dos etapas como se especifica a continuación.

La primera etapa de la prueba corresponde al entrenamiento del sistema. En esta se le entregará al algoritmo las respuestas mediante un ambiente controlado de

generación de estímulos, es decir, se le indicará al sujeto exactamente que estímulo debe observar durante un intervalo de tiempo de ocho minutos.

Por su parte, la segunda etapa tendrá la duración que el sujeto de prueba considere necesaria pues es este quien tomará las decisiones de en cuál de los dos estímulos desea enfocar su atención.

Ambas etapas seguirán los pasos expuestos a continuación:

1. Para el inicio de las pruebas lo primero que se realiza es la organización y preparación de los materiales y equipos a utilizar. Este procedimiento comprende la conexión del g.USBamp, el cual es el dispositivo encargado de realizar la adquisición de las señales cerebrales para pasar a procesarlas; a la fuente de alimentación médica GTM21097-3005-5 y al puerto USB del computador.
2. Posteriormente se procede a conectar los electrodos de biopotenciales, utilizando los siete primeros canales, correspondientes a la zona occipital y parietal de la corteza cerebral ubicados en las posiciones O₁, O₂, O_Z, P₃, P₄ y P_Z según el sistema internacional 10 – 20; y F_Z de la zona frontal del cerebro.
3. Para finalizar la conexión de los electrodos al dispositivo, se conecta una tierra que estará ubicada en un electrodo desechable que se colocara en el lóbulo de la oreja derecha o izquierda y que corresponderá a la tierra A.
4. El siguiente paso, corresponde a la instrumentación del sujeto, para esto se le deben colocar a los sensores el gel conductor para posteriormente ser ubicados en la corteza visual en los puntos los cuales corresponden a los sensores O₁, O₂, O_Z, P₃, P₄ y P_Z del sistema 10 – 20 de EEG los cuales estarán conectados a los canales del g.USBamp 1, 2, 3, 4, 5 y 6 respectivamente. Para la instrumentación se debe buscar que el dispositivo sea casi imperceptible para el sujeto, ya que si algo lo incomoda va a ser más difícil que el sujeto se concentre en la prueba.
5. Inicialmente se le coloca el gorro al sujeto de prueba el cual servirá para identificar la ubicación de los electrodos según el sistema internacional 10 – 20. Para la colocación del gorro se deben realizar dos medidas sobre la cabeza del sujeto. Una de ellas, tomando la distancia entre el Nasión e Inión guiándose por la línea central del plano sagital del cráneo. Una vez realizada

esta medida, se debe identificar el punto del cráneo que corresponde a la mitad del valor obtenido por esta y allí se debe ubicar la referencia Cz del gorro según el sistema 10 – 20. Para centrar las ubicaciones de los electrodos se procede a tomar la medida entre el Punto preauricular del pabellón de la oreja derecha e izquierda guiados por la línea de intersección del plano anatómico coronal.

6. Cuando el sujeto tenga colocado el gorro se procede a despejar el cuero cabelludo para disminuir en la mayor cantidad posible la interferencia del pelo con el electrodo, una vez esté lo más despejado el cuero cabelludo se procede a aplicar el gel conductivo a cada electrodo y así posicionarlos en las ubicaciones respectivas.
7. Una vez esté el sujeto instrumentado se le pedirá que se siente en una silla la cual debe estar a 70 cm aproximadamente de la pantalla procurando la mayor comodidad posible.
8. En el caso de la prueba de entrenamiento, se encienden los estímulos y se abre el archivo de MATLAB® el cual va a tener una flecha la cual cada dos minutos va a cambiar de dirección; esta dirección será la indicadora del estímulo en el cual el sujeto debe prestar su atención.
9. En el caso de la prueba real, los estímulos estarán todo el tiempo activados y el sujeto de prueba centrará su atención en el que sea de su elección ya sin la guía de las flechas.

Duración

La duración de la prueba varía según el sujeto. La etapa de entrenamiento tiene un tiempo fijo establecido de ocho minutos y la segunda etapa tendrá la duración requerida por el sujeto para hacer la selección de los estímulos.

Efectos secundarios

Es posible que los electrodos de superficie puedan generar una reacción alérgica en la piel manifestada semejante a un enrojecimiento. Cabe mencionar que esta reacción es normal en cualquier procedimiento. La colocación y remoción de los electrodos no deben generar ningún tipo de dolor o molestia en el sujeto de prueba.

La estimulación visual podría causar un cuadro clínico conocido como epilepsia por foto estimulación; esto es muy poco común. Para evitarla a cada sujeto se le presentarán los estímulos antes de realizar las pruebas y se le preguntará si presenta alguna sensación o molestia extraña.

Riesgos

El presente proyecto no genera riesgos de ningún tipo para el sujeto, debido a que se realizaron todas las comprobaciones de posibles riesgos eléctricos en el sistema.

Molestias

Al participar de esta investigación es posible que el sujeto experimente algún tipo de incomodidad leve por la colocación de los electrodos o cansancio frente a los estímulos visuales. Para disminuir al máximo este tipo de molestias, se programaron pruebas de corta duración.

Incentivos

No hay ningún incentivo económico al participar de este proyecto.

Confidencialidad

La identidad de todos los participantes de la investigación se mantendrá de forma completamente confidencial antes, durante y después de la realización de las pruebas. Las señales cerebrales obtenidas serán para uso exclusivo de esta investigación.

PARTE II: Formulario de Consentimiento

He sido invitado a participar de forma completamente voluntaria como sujeto de prueba en el proyecto de grado denominado Sistema de reconocimiento de Patrones de Potenciales Evocados de Estado Estacionario. Entiendo que realizaré dos pruebas para el registro de mis señales cerebrales, la primera para entrenamiento del sistema y la segunda para clasificar mis propias selecciones; para esto, se usaran diez electrodos no invasivos colocados en mi cuero cabelludo para la toma de todos los datos; y un electrodo desechable colocado en el lóbulo de mi oreja. He sido informado de que los riesgos son mínimos y poco comunes y de que antes de realizar las pruebas reales se hará una prueba más de adaptación para evitarlos. Soy consciente de que no habrá beneficios para mi persona y que no se me recompensará económicamente. Se me ha proporcionado el nombre de dos investigador que puede ser fácilmente contactados dentro de la institución universitaria para cualquier duda o inquietud.

He leído y comprendido la información proporcionada o me ha sido leída. He tenido la oportunidad de preguntar sobre ella y se me ha contestado satisfactoriamente las preguntas que he realizado. Consiento voluntariamente participar en esta investigación como participante y entiendo que tengo el derecho de retirarme de la investigación en cualquier momento sin que me afecte en ninguna manera.

Nombre del Participante _____

Firma del Participante _____

Fecha _____

He leído con exactitud o he sido testigo de la lectura exacta del documento de consentimiento informado para el potencial participante y el individuo ha tenido la oportunidad de hacer preguntas. Confirmando que el individuo ha dado consentimiento libremente.

Nombre del Investigador _____

Firma del Investigador _____

Fecha _____

ANEXO 3. Análisis Adquisición y Verificación

Tabla 1. Análisis de Pruebas de Adquisición de la Señal

| Número Canales | | | Tiempo Prueba (min) | | Tiempo época (s) | | Correct Rate (%) | | | |
|----------------|---|---|---------------------|----|------------------|----|------------------|-------|--------|--------------|
| 2 | 6 | 9 | 8 | 12 | 5 | 10 | 1 | 2 | 3 | Promedio |
| | | | | | | | 60,93 | 68,75 | 60,09 | 63,26 |
| | | | | | | | 75,00 | 65,62 | 59,00 | 66,54 |
| | | | | | | | 60,41 | 64,58 | 62,50 | 62,50 |
| | | | | | | | 60,41 | 62,50 | 56,25 | 59,72 |
| | | | | | | | 93,75 | 96,86 | 87,50 | 92,70 |
| | | | | | | | 96,87 | 91,29 | 100,00 | 96,05 |
| | | | | | | | 88,10 | 83,33 | 82,14 | 84,52 |
| | | | | | | | 85,71 | 88,09 | 83,33 | 85,71 |
| | | | | | | | 96,42 | 92,85 | 100,00 | 96,42 |
| | | | | | | | 96,43 | 96,43 | 100,00 | 97,62 |
| | | | | | | | 86,90 | 80,95 | 83,33 | 83,73 |
| | | | | | | | 80,95 | 90,47 | 80,95 | 84,12 |

Tabla 2. Análisis de Verificación del Sistema

| Número Canales | Tiempo Prueba (min) | Tiempo época (s) | Correct Rate (%) | Aciertos (%) | | | |
|----------------|---------------------|------------------|------------------|--------------|----------|----------|--------------|
| | | | | Sujeto 1 | Sujeto 2 | Sujeto 3 | Promedio |
| | | | Promedio | | | | |
| 6 | 8 | 10 | 96,05 | 77,80 | 81,46 | 77,71 | 78,99 |
| 9 | 8 | 5 | 96,42 | 81,46 | 82,71 | 80,21 | 81,46 |
| 9 | 8 | 10 | 97,62 | 71,40 | 76,04 | 76,46 | 74,63 |

ENCUESTA

1. ¿Durmió entre 6 y 8 horas la noche anterior?
SI __ NO__

2. ¿Se sintió cansado o fatigado por los estímulos visuales?
SI __ NO__

3. ¿Tuvo sensación de somnolencia antes o durante la prueba?
SI __ NO__

4. ¿Durante toda la prueba pudo observar claramente las dos flechitas?
SI __ NO__

5. ¿Sintió alguna molestia como dolor de cabeza, de espalda u incomodidad en alguna otra parte de su cuerpo durante la realización de las pruebas?
SI __ NO__

6. ¿Ha estado usted sometido a situaciones generadoras de altos niveles de estrés en las últimas horas?
SI __ NO__

7. ¿Repetiría las pruebas?
SI __ NO__

Los resultados de estas se presentan en la tabla a continuación.

| Pregunta | Sujeto 1 | Sujeto 2 | Sujeto 3 | Sujeto 4 | Sujeto 5 |
|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|
| 1 | no | no | si | no | si |
| 2 | si | si | si | no | no |
| 3 | si | no | si | no | no |
| 4 | si | no | si | si | si |
| 5 | si | no | si | si | no |
| 6 | si | si | si | no | no |
| 7 | si | si | si | si | si |

ANEXO 5

Código para interfaz I1 (Interfaz inicial de selección)

```
function varargout = I1(varargin)
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name',       mfilename, ...
                  'gui_Singleton',  gui_Singleton, ...
                  'gui_OpeningFcn', @I1_OpeningFcn, ...
                  'gui_OutputFcn',  @I1_OutputFcn, ...
                  'gui_LayoutFcn',  [], ...
                  'gui_Callback',    []);
if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end
if nargout
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end
function I1_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles, varargin)
handles.output = hObject;
guidata(hObject, handles);
function varargout = I1_OutputFcn(hObject, eventdata, handles)
varargout{1} = handles.output;
function adqsenal_Callback(hObject, eventdata, handles)
flechitas() % Abre la interfaz flechitas que es la correspondiente a la
%adquisicion de la señal
function ent_Callback(hObject, eventdata, handles)
Canales=7; % se selecciona el numero de canales + 1 con los que se
%realizo la adquisición
[FileName,PathName] = uigetfile('*.bin','Selección el archivo que
contiene la señal'); % Comando para seleccionar la adquisición de la
%señal
fid=fopen(fullfile(PathName,FileName),'rb'); % Abre la señal seleccionada
data=fread(fid,[Canales inf],'float32'); % Guarda la señal en data.
fclose(fid); % cierra el fid que abrio la señal
prompt={'Frecuencia de muestreo de la señal:'}; %Comando que se abre para
%preguntar por la frecuecnia de muestreo de la señal
ans=inputdlg(prompt); % guarda en ans el valor dado anteriormente
fm=str2num(ans{1}); % guarda en fm el valor guardado en ans{1}
I2(data, fm) % Abre y envia a i2(interfaz de extraccion y clasificacion de
%caracteristicas) el vector que contiene la señal y el valor de la
%frecuencia de muestreo
function offline_Callback(hObject, eventdata, handles)
Canales=7; % se selecciona el numero de canales + 1 con los que se
realizo la adquisicion
```



```
[FileName,PathName] = uigetfile('*.bin','Selección el archivo que
contiene la señal');% Comando para seleccionar la adquisicion de la
%señal
fid=fopen(fullfile(PathName,FileName),'rb'); % Abre la señal seleccionada
data=fread(fid,[Canales inf],'float32'); % Guarda la señal en data.
fclose(fid); % cierra el fid que abrio la señal
prompt={'Frecuencia de muestreo de la señal:','Tiempo total de la
prueba:'}; %Abre un cuadro de respuestas.
ans=inputdlg(prompt); % guarda en ans el valor los valores dados a
%prompt
fm=str2num(ans{1}); % asigna a fm el valor del primer dato introducido a
%prompt (ans{1})
Tprueba=str2num(ans{2}); % asigna a Tprueba el valor del segundo dato
%introducido a prompt (ans{1})
I3(data,fm,Tprueba) % Abre y envia a i2(interfaz de prueba offline) el
%vector que contiene la señal y el valor de la frecuencia de muestreo y
%el tiempo total de la prueba.
```

ANEXO 6

Código para interfaz I2 (interfaz de extracción y clasificación de características)

```
function varargout = I2(varargin)
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name',       mfilename, ...
                  'gui_Singleton',  gui_Singleton, ...
                  'gui_OpeningFcn', @I2_OpeningFcn, ...
                  'gui_OutputFcn',  @I2_OutputFcn, ...
                  'gui_LayoutFcn',  [], ...
                  'gui_Callback',   []);
if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end
if nargout
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end
function I2_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles, varargin)
handles.senal=varargin{1}; % asigna a handles.senal el valor guardado en
%ans{1}(el vector de la señal) de la interfaz il
data=handles.senal; % asigna a data el valor de handles.senal
handles.fm=varargin{2}; % asigna a handles.senal el valor guardado en
%ans{2} (frecuencia de muestreo) de la interfaz il
fs=handles.fm; % Asigno a fs el valor de la frecuencia de muestreo
%guardada.
numEpocas=80; % Asigno el numero de epocas
tiempoEpo=5;% Asigno el tiempo por epoca en segundos
numCanales=4; % Asigno el numero de canales bipolares
datImp1(1,:) = data(1,:) - data (3,:); %Resta de canal O1 - Oz para que
%quede en forma bipolar
datImp1(2,:) = data(2,:) - data (3,:); %Resta de canal O2 - Oz para que
%quede en forma bipolar
datImp1(3,:) = data(4,:) - data (6,:); %Resta de canal P3 - Pz para que
%quede en forma bipolar
datImp1(4,:) = data(5,:) - data (6,:); %Resta de canal P4 - Pz para que
%quede en forma bipolar
dato=datImp1'; % Invertir la matriz que contiene las señales bipolares
%para que los datos queden en las columnas y se les pueda hacer fft y
%filtros.
handles.dato=dato; % Asigno el valor de dato a handles.dato para que sea
%utilizado por otras funciones.
epocas1= dato(12001:132000,:); % Selecciono la primera epoca que
%corresponde a los primeros dos minutos de la prueba ignorando los datos
```

```

%de los primeros 10 segundos y los últimos 10 segundos de los primeros 2
%minutos .
epocas2= dato(156001:276000,:); % selecciono la segunda epoca que
%corresponde a los minutos 2 a 4.
epocas3= dato(300001:420000,:); % Selecciono la tercera epoca que
%corresponde a los minutos 4 a 6.
epocas4= dato(444001:564000,:); % Selecciono la cuarta epoca que
%corresponde a los minutos 6 a 8.
epocas7 = [epocas1; epocas2; epocas3; epocas4]; % Genero un vector
%epocas7 con la concatenacion de las epocas generadas anteriormente
for i=1:numEpocas
    epocas(:, :, i)=epocas7(fs*tiempoEpo*(i-1)+1:fs*tiempoEpo*i,:); %
    %Genero un cubo en el cual voy a dividir las epocas en subepocas de
    %5 segundos para tener mayor numero de datos.
end
for j=1:numEpocas
    l=epocas(:, :, j);
    [b,a]=butter(4, [1 100]*2/fs); % Genero un filtro butterworth
    %pasabandas ccon frecuencias de corte 1 Hz y 100 Hz.
    da=filter(b,a,l); % Filtro cada epoca de la señal con el filtro
    %generado en el comando anterior.
    potencial(:, :, j)=da(:, :, j)*5/2^24*10^6/10;
end
for k=1:numEpocas
    M(:, :, k)=2/(fs*tiempoEpo)*abs(fft(potencial(:, :, k))); % Realiza la
    %transformada rapida de fourier para cada epoca filtrada.
end
N=fs*tiempoEpo;
f=0:fs/N:fs-1/N; % Genera la relacion frecuencia para la fft
f=f';
for i=1:numEpocas
    for j=1:numCanales
        fboolean = (f>21);
        fboolean1 = (f<23);
        fboolean = uint8(fboolean).*uint8(fboolean1); % Selecciona
        %las posiciones de los datos que tiene frecuencias entre 21
        %Hz y 23Hz asignndoles un 1.
        fboolean2 = (f>27);
        fboolean3 = (f<29);
        fboolean2 = uint8(fboolean2).*uint8(fboolean3); % Selecciona
        %las posiciones de los datos que tiene frecuencias entre 27
        %Hz y 29Hz asignndoles un 1.
        promY=mean(M(fboolean==1,j,i)); % Realiza el promedio de los
        %valores de las magnitudes que corresponden a las frecuencias
        %que estan entre 21 Hz y 23 Hz
        P(j,1,i)=[promY]; % Ubica el promedio anterior en la columna
        %1 de una matriz multidimensional P por cada época.
        promY1=mean(M(fboolean2==1,j,i)); % Realiza el promedio de
        %los valores de las magnitudes que corresponden a las
        %frecuencias que estan entre 27 Hz y 29 Hz
        P(j,2,i)=[promY1]; % Ubica el promedio anterior en la columna
        %2 de una matriz multidimensional P por cada época.
    end
end

```

```
end
end
```

```
H=reshape(P, [numCanales*2 numEpocas]); % Ubica en una matriz todos los
%datos, en la cual cada columna va a corresponder a todos los datos de
%cada epoca.
```

```
X=H'; % Invierte la matriz H de tal manera que cada fila sea los datos
%por columnas.
```

```
handles.X=X;
```

```
set(handles.Vcaracteristicas, 'string', num2str(X)); % Mostrar en la
%interfaz la matriz de caracteristicas X.
```

```
handles.output = hObject;
```

```
guidata(hObject, handles); % Comando para utilizar handles de otras
%funciones.
```

```
function varargout = I2_OutputFcn(hObject, eventdata, handles)
```

```
varargout{1} = handles.output;
```

```
function epoca_Callback(hObject, eventdata, handles)
```

```
function epoca_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
```

```
if ispc && isequal(get(hObject, 'BackgroundColor'),
get(0, 'defaultUicontrolBackgroundColor'))
```

```
    set(hObject, 'BackgroundColor', 'white');
```

```
end
```

```
function fm_Callback(hObject, eventdata, handles)
```

```
function fm_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
```

```
if ispc && isequal(get(hObject, 'BackgroundColor'),
get(0, 'defaultUicontrolBackgroundColor'))
```

```
    set(hObject, 'BackgroundColor', 'white');
```

```
end
```

```
function fft_Callback(hObject, eventdata, handles)
```

```
function Tepoca_Callback(hObject, eventdata, handles)
```

```
function Tepoca_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
```

```
if ispc && isequal(get(hObject, 'BackgroundColor'),
get(0, 'defaultUicontrolBackgroundColor'))
```

```
    set(hObject, 'BackgroundColor', 'white');
```

```
end
```

```
function Vcaracteristicas_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
```

```
if ispc && isequal(get(hObject, 'BackgroundColor'),
get(0, 'defaultUicontrolBackgroundColor'))
```

```
    set(hObject, 'BackgroundColor', 'white');
```

```
end
```

```
function caracteristicas_Callback(hObject, eventdata, handles)
```

```
function caracteristicas_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
```

```
if ispc && isequal(get(hObject, 'BackgroundColor'),
get(0, 'defaultUicontrolBackgroundColor'))
```

```
    set(hObject, 'BackgroundColor', 'white');
```

```
end
```

```
function caracte_Callback(hObject, eventdata, handles)
```

```
function y_Callback(hObject, eventdata, handles)
```

```
function y_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
```

```
if ispc && isequal(get(hObject, 'BackgroundColor'),
get(0, 'defaultUicontrolBackgroundColor'))
```

```
    set(hObject, 'BackgroundColor', 'white');
```

```

end
function cp_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
function entrenamiento_Callback(hObject, eventdata, handles)
X=handles.X;

% pruebas de 8 minutos 5 segundos época
Y(1,1:20)=1;
Y(1,21:40)=0;
Y(1,41:60)=1;
Y(1,61:80)=0;
Y=Y'; % Se invierte el vector de clases generado anteriormente.
clases = Y;
datosClass = X;
groups = clases;
data = datosClass;
[train, test] = crossvalind('holdOut',groups,0.8); %Funcion que entrega
%un vector de entrenamiento y un vector de prueba
svmStruct1 =
svmtrain(data(train,:),groups(train),'boxconstraint',1,'method',
'QP','kernel_function','linear','showplot',false); %Entrenamiento del
%clasificador SVM
pause();
classesSVM = svmclassify(svmStruct1,data(test,),'showplot',false);
%Realiza la clasificación de datosClass arrojando 1 o 0.
cp = classperf(classes(test),classesSVM); % Toma los datos de
%entrenamiento y los compara con el vector de clases
correctRate = cp.CorrectRate; % Asigna a correctRate el porcentaje de los
%datos clasificados correctamente
set(handles.y,'string',num2str(Y)); % Muestra el valor correctRate en la
%interfaz
[train, test] = crossvalind('holdOut',groups,0.8); %Funcion que entrega
%un vector de entrenamiento y un vector de prueba
svmStruct2 =
svmtrain(data(train,:),groups(train),'boxconstraint',1,'method',
'QP','kernel_function','linear','showplot',false); %Entrenamiento del
%segundo clasificador SVM
pause();
classesSVM1 = svmclassify(svmStruct2,data(test,),'showplot',false);
cp1 = classperf(classes(test),classesSVM1);
correctRate1 = cp1.CorrectRate;
% Compara los dos correctRate y guarda el mayor en svmStruct
if correctRate > correctRate1
    svmStruct=svmStruct1;
    set(handles.g,'string',num2str(correctRate));
else
    svmStruct=svmStruct2;
    set(handles.g,'string',num2str(correctRate1));
end
uisave('svmStruct') % Abre un cuadro para guardar el mayor svmstruct
guidata(hObject, handles);
function g_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)

```

```

if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end
function O1_Callback(hObject, eventdata, handles)
senal=handles.dato; % Asigna a senal el los datos de handles.dato
fs=handles.fm; % Asigna a fs la frecuencia de muestreo
t=0:1/fs:(length(senal)-1)/fs; % Genera el vector de tiempos de la señal

if get(handles.O1,'Value')==1 % Si esta seleccionado el canal O1 realice
%los comandos siguientes
    axes(handles.axes1); % Muestra grafica en la interfaz
    plot(t, senal(:,1));grid % Genera la grafica de la señal con
    %respecto al tiempo
    [b,a]=butter(4,[1 100]*2/fs); % Genera un filtro butterworth con
    %filtro pasabandas entre 1 Hz y 100 Hz.
    datos=filter(b,a,senal(:,1)); % Filtra la señal.
    potencial=datos*5/2^24*10^6/10;
    Y1=2/length(potencial)*abs(fft(potencial)); % Realiza la
    %Transformada rapida de fourier
    N1=length(potencial); % Asigna a N1 el valor de la longitud del
    %vector potencial
    f1=0:fs/N1:fs-1/N1;
    axes(handles.axes2); % Muestra en la interfaz la grafica
    stairs(f1,Y1);grid % Genera la grafica escalonada
    xlim([6 80]) % comando para que la grafica únicamente muestre los
    %datos de 6 a 80 en el eje x
    xlabel('frecuencia (Hz)');
    ylabel('Potencia');
    axes(handles.axes3);% Muestra en la interfaz la grafica
    spectrogram(senal(:,1),256,16,256,fs) % genera el espectrograma con
    %la realcion tiempo - frecuencia de la señal
    xlim([6 100]) % Muestra en el espectrograma los datos de 6 a 100
    %del eje x (frecuencia)
end
guidata(hObject, handles);
function O2_Callback(hObject, eventdata, handles)
% Genera el filtro, fft, espectrograma y la grafica de la señal para el
% canal O2 bipolar
senal=handles.dato;
fs=handles.fm;
t=0:1/fs:(length(senal)-1)/fs;
if get(handles.O2,'Value')==1
    axes(handles.axes1);
    plot(t, senal(:,2));grid
    [b,a]=butter(4,[1 100]*2/fs);
    datos=filter(b,a,senal(:,2));
    potencial=datos*5/2^24*10^6/10;
    Y1=2/length(potencial)*abs(fft(potencial));
    N1=length(potencial);
    f1=0:fs/N1:fs-1/N1;
    axes(handles.axes2);

```

```

stairs(f1,Y1);grid
xlim([6 80])
xlabel('frecuencia (Hz)');
ylabel('Potencia');
axes(handles.axes3)
spectrogram(senal(:,2),256,16,256,fs)
xlim([6 100])
end
guidata(hObject, handles);
function P3_Callback(hObject, eventdata, handles)
% Genera el filtro, fft, espectrograma y la grafica de la señal para el
% canal P3 bipolar
fs=handles.fm;
t=0:1/fs:(length(senal)-1)/fs;
if get(handles.P3,'Value')==1
axes(handles.axes1);
plot(t, senal(:,3));grid
[b,a]=butter(4,[1 100]*2/fs);
datos=filter(b,a,senal(:,3));
potencial=datos*5/2^24*10^6/10;
Y1=2/length(potencial)*abs(fft(potencial));
N1=length(potencial);
f1=0:fs/N1:fs-1/N1;
axes(handles.axes2);
stairs(f1,Y1);grid
xlim([6 100])
xlabel('frecuencia (Hz)');
ylabel('Potencia');
axes(handles.axes3);
spectrogram(senal(:,3),256,16,256,fs)
xlim([6 100])
end
guidata(hObject, handles);
function P4_Callback(hObject, eventdata, handles)
% Genera el filtro, fft, espectrograma y la grafica de la señal para el
% canal P4 bipolar
senal=handles.dato;
fs=handles.fm;
t=0:1/fs:(length(senal)-1)/fs;
if get(handles.P4,'Value')==1
axes(handles.axes1);
plot(t, senal(:,4));grid
[b,a]=butter(4,[1 100]*2/fs);
datos=filter(b,a,senal(:,4));
potencial=datos*5/2^24*10^6/10;
Y1=2/length(potencial)*abs(fft(potencial));
N1=length(potencial);
f1=0:fs/N1:fs-1/N1;
axes(handles.axes2);
stairs(f1,Y1);grid
xlim([6 100])
xlabel('frecuencia (Hz)');

```

```
    ylabel('Potencia');  
    axes(handles.axes3);  
    spectrogram(senal(:,4),512,4,512,fs)  
    xlim([6 100])  
end  
guidata(hObject, handles);
```


ANEXO 7

Código para interfaz I3 (Interfaz de procesamiento offline)

```
function varargout = I3(varargin)
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name',       mfilename, ...
                  'gui_Singleton',  gui_Singleton, ...
                  'gui_OpeningFcn', @I3_OpeningFcn, ...
                  'gui_OutputFcn',  @I3_OutputFcn, ...
                  'gui_LayoutFcn',  [] , ...
                  'gui_Callback',   []);
if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end

if nargin
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end
function I3_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles, varargin)
handles.senal=varargin{1};
senal1=handles.senal;
senal=handles.senal;
handles.fm=varargin{2};
handles.Tprueba=varargin{3};
handles.output = hObject;
guidata(hObject, handles);
function varargout = I3_OutputFcn(hObject, eventdata, handles)
varargout{1} = handles.output;
function iniciar_Callback(hObject, eventdata, handles)
data=handles.senal;
fs=handles.fm;
tiempoPrueba=handles.Tprueba;
numCanales=4;
% Muestra en color gris los cuadros que representan el vector de épocas.
set(handles.der, 'BackgroundColor', [0.92,0.92,0.92]);
set(handles.izq, 'BackgroundColor', [0.92,0.92,0.92]);
load(uigetfile('.mat','Seleccione el entrenamiento')); % Abre una ventana
%para guardar el archivo que contiene el entrenamiento svmStruct
datImpl(1,:) = data(1,:) - data(3,:); %data[Canal, MuestraTiempo]
datImpl(2,:) = data(2,:) - data(3,:); %data[Canal, MuestraTiempo]
datImpl(3,:) = data(4,:) - data(6,:); %data[Canal, MuestraTiempo]
datImpl(4,:) = data(5,:) - data(6,:); %data[Canal, MuestraTiempo]
senalN=datImpl';
Y = dlmread(uigetfile('*.txt','Selección el archivo que contiene el
vector de épocas por segundo')); % Abre una ventana para seleccionar el
%vector de apocas cada segundo
```

```

for i=1:tiempoPrueba
senalPotencia=senalN((fs)*(i-1)+1:(fs)*i,:); % selecciono los datos
%unicamente en rangos de 1 segundo
datos1=detrend(senalPotencia);
[b,a]=butter(4,[1 100]*2/fs);
dato1=filter(b,a,datos1);
potencial1=dato1*5/2^24*10^6/10;

M=2/length(potencial1)*abs(fft(potencial1));
N1=length(potencial1);
f=0:fs/N1:fs-1/N1;
axes(handles.axes1);
stairs(f,M);grid
xlim([6 100])
for j=1:numCanales
fboolean = (f>21);
fboolean1 = (f<23);
fboolean = uint8(fboolean).*uint8(fboolean1);
fboolean2 = (f>27);
fboolean3 = (f<29);
fboolean2 = uint8(fboolean2).*uint8(fboolean3);
promY=mean(M(fboolean==1,j));
P(j,1)=[promY];
promY1=mean(M(fboolean2==1,j));
P(j,2)=[promY1];
end
H=reshape(P, [numCanales*2 1]);
data=H';
classesSVM = svmclassify(svmStruct,data,'showplot',false);
% Determina la clasificacion y cambia el color del cuadro de la interfaz
% del lado correspondiente a la clasificacion.
if classesSVM==1
    set(handles.edit1, 'BackgroundColor', [0,0,0]);
    set(handles.edit2, 'BackgroundColor', [1,1,1]);
end
if classesSVM==0
    set(handles.edit2, 'BackgroundColor', [0,0,0]);
    set(handles.edit1, 'BackgroundColor', [1,1,1]);
end
% Indica en la interfaz el valor real que debe estar clasificando el
% sistema comparando con el vector de epocas.
if Y(1,i)==0
    set(handles.der, 'ForegroundColor', [0,0,0]);
    set(handles.izq, 'ForegroundColor', [0.92,0.92,0.92]);
end
if Y(1,i)==1
    set(handles.izq, 'ForegroundColor', [0,0,0]);
    set(handles.der, 'ForegroundColor', [0.92,0.92,0.92]);
end
end

```

```

vect(1,i)=classesSVM;% me genera un vector con los datos dados de cada
clasificacion casa segundo
end
plot(vect);
% Compara el vector de Clasificacion de epocas real con el vector de la
% clasificacion generada por el sistema (vect), cuenta las veces que
% clasifico correctamente.
cont=0;
for i=1:tiempoPrueba
    if vect(1,i)==Y(1,i)
        cont=cont+1;
    end
end
correcto=(cont/480)*100; % Genera el porcentaje de aciertos (porcentaje
%de verificacion)
set(handles.corr,'string',num2str(correcto)); % muestra el resultado
%del porcentaje de verificacion en la interfaz
handles.output = hObject;
guidata(hObject, handles);
function edit1_Callback(hObject, eventdata, handles)
function edit1_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end
function edit2_Callback(hObject, eventdata, handles)
function edit2_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end
function izq_Callback(hObject, eventdata, handles)
function izq_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end
function der_Callback(hObject, eventdata, handles)
function der_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end
function corr_Callback(hObject, eventdata, handles)
function corr_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

```



ESCUELA DE INGENIERÍA DE ANTIOQUIA

ACTA DE EVALUACIÓN FINAL DE TRABAJO DE GRADO

| | |
|--------------------------|---|
| Fecha: (dd/mm/aa) | 21 / 11 / 2013 |
| Nombre del proyecto: | Sistema de reconocimiento de patrones de potenciales evocados de estado estacionario. |
| Director del proyecto: | Jairo Antonio Cuartas Molina |
| Nombre del estudiante | Programa académico |
| María Camila Olaya Fabón | Ingeniería Biomédica |
| Daniel Mateo Lara López | Ingeniería Biomédica |

Nombre del Jurado:

Evaluación del proyecto: Espacio exclusivo para jurado

No aprobado Aprobado sin mención

con Mención Pública con Mención honorífica Trabajo laureado

Justificación del reconocimiento: (Artículo 28 del Acuerdo 11: "El director del Programa presentará el acta final de evaluación al Consejo Académico, donde consta la solicitud de mención especial debidamente justificada y el Consejo determinará si se otorga o no")

Puesto el presente trabajo o mención pública teniente en cuenta que los objetivos planteados fueron cumplidos con excelencia, que su alta calidad y nivel técnico son comparables con los de un profesional en el área y que hubo un muy buen dominio del tema en la sustentación oral, María y Daniel desarrollaron una interfaz serbia computador para el control de videogreos por medio de señales cerebrales para personas en situación de discapacidad motora. Teniendo en cuenta las estadísticas de esta población en Colombia y en el mundo, este proyecto tiene un impacto significativo en la mejora de la calidad de vida de estos pacientes,

DIRECCIÓN DEL PROGRAMA (E) _____

JURADO (si lo hubo)

_____ DE GRADO

influyendo principalmente su inclusión social y su independencia en la vida estudiantil.

