

**UNIVERSIDAD MILITAR**

**NUEVA GRANADA**



**DISEÑO DE UN PROTOTIPO DE SISTEMA DE COMUNICACIÓN PERSONAL MEDIANTE EL USO DE SEÑALES DE ELECTROENCEFALOGRAFÍA (EEG)**

**JENNIFER SALGUERO LÓPEZ**

**Trabajo de grado para optar al título de  
INGENIERO EN MECATRÓNICA**

**Director**

**Dr. Oscar Aviles**

**UNIVERSIDAD MILITAR NUEVA GRANADA**

**FACULTAD DE INGENIERÍA**

**PROGRAMA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA**

**BOGOTÁ**

**2015**

## **DEDICATORIA**

Dedicado principalmente a mis padres y hermanos por ser la fuente de amor y respeto que ha guiado toda mi vida.

Dedicado especialmente a Miguel A. Sarmiento D., quien estuvo siempre como un apoyo y nunca dudó de mis capacidades como persona y como profesional.

## **AGRADECIMIENTOS**

Agradezco a la Universidad Militar Nueva Granada por la formación profesional que me brindaron en estos años de estudio.

Al ingeniero Oscar Avilés por su valiosa ayuda desde el comienzo de este trabajo, sus consejos profesionales y su compañía en el desarrollo de este proyecto.

Un especial agradecimiento a todos los integrantes del grupo de investigación Da Vinci, quienes me acogieron y me prestaron su tiempo para que este trabajo fuera posible.

Y un agradecimiento general a todas las personas que logré conocer en estos años de estudio, pues me brindaron experiencias no solo académicas sino de vida, gracias a aquellos amigos, compañeros, profesores que con su compañía hicieron que creciera como persona y como profesional, en especial a mis amigas Luisa y Jaen, quienes han estado junto a mi para apoyarme y demostrarme que de todo mal momento se aprende y que todo buen momento se comparte. Gracias.

# Índice

<b>1. INTRODUCCIÓN</b>	<b>8</b>
1.1. Justificación . . . . .	8
1.2. Planteamiento del problema . . . . .	9
1.3. Organización del documento . . . . .	9
1.4. Antecedentes . . . . .	9
1.4.1. Uso y utilización de Emotiv EPOC® . . . . .	9
1.4.2. Aplicaciones para pacientes con ELA . . . . .	13
1.5. Objetivos . . . . .	14
1.5.1. Objetivo General . . . . .	14
1.5.2. Objetivos específicos . . . . .	14
<b>2. FUNDAMENTOS FISIOLÓGICOS</b>	<b>15</b>
2.1. La neurona . . . . .	15
2.2. Enfermedades de la neurona motora . . . . .	18
2.2.1. Esclerosis lateral amiotrófica (ELA-ALS) . . . . .	19
2.3. Electroencefalografía . . . . .	20
2.3.1. Posición de los Electroodos . . . . .	21
2.3.2. Artificios de EEG . . . . .	23
<b>3. DEFINICIÓN Y ADQUISICIÓN DE PATRONES</b>	<b>25</b>
3.1. Adquisición de señales de EEG . . . . .	25
3.1.1. EPOC Simulink EEG Importer . . . . .	26
3.2. Análisis de la población y definición de la muestra . . . . .	27
3.3. Especificaciones para la adquisición de patrones . . . . .	28
3.3.1. Errores que pueden presentarse durante la prueba . . . . .	28
3.3.2. Aplicación de la prueba . . . . .	30
3.4. Procesamiento de señales . . . . .	31
3.4.1. Sensores elegidos para la prueba . . . . .	31
3.4.2. Eliminación del offset . . . . .	32
3.4.3. Validación de datos . . . . .	33
3.5. Aplicación de los patrones elegidos . . . . .	38
3.5.1. Generalidades de las redes neuronales . . . . .	38
3.5.2. Creación de la Red Neuronal FeedForward . . . . .	45
<b>4. VALIDACIÓN EXPERIMENTAL</b>	<b>50</b>
4.1. Interfaz de usuario . . . . .	50
4.2. Validación final de la interfaz . . . . .	52
4.3. Opinión de un experto . . . . .	53
<b>5. CONCLUSIONES Y PERSPECTIVAS FUTURAS</b>	<b>54</b>

## Índice de figuras

1.	Persona en silla de ruedas inteligente (izquierda); CyberlinkTM con la cinta para la cabeza (a la derecha)	10
2.	Persona que por medio del Emotiv® hace mover el robot LEGO NXT	10
3.	Aplicación celular y Emotiv® para marcación de llamadas	11
4.	Persona en silla de ruedas inteligente (izquierda); Emotiv® EPOC con USB de transmisión (a la derecha).	12
5.	Usuario probando la interfaz de usuario de teclado con el Emotiv®	12
6.	Dispositivo BCI IntendiX® por g.tec	14
7.	La neurona y sus respectivas prolongaciones[15]	15
8.	Funcionamiento de las diferentes neuronas en el cuerpo humano [14]	16
9.	Arco reflejo polisináptico[17]	17
10.	Potencial de acción de una neurona[17]	18
11.	Descripción de las zonas afectadas por la enfermedad del ELA[13]	19
12.	Señales de EEG comunmente vistas en una persona durante una toma de muestras[19]	21
13.	Posición de los electrodos en la configuración internacional 10/20[19]	22
14.	Montaje registro monopolar[40]	22
15.	Distorsiones electromiograficas en una toma de señales electroencefalográficas	24
16.	Canales de EEG, se observan artificios de electrocolografía[24]	25
17.	(a) EEG Emotiv EPOC (b) Posición de los sensores en la configuración 10-20	26
18.	EpocSignalServer para adquisicion de datos	27
19.	Posición del Emotiv EPOC en la cabeza del usuario	29
20.	Control panel para ver el estado de los sensores	30
21.	Sujeto de prueba en posicion de reposo haciendo la prueba 1.	31
22.	Entorno Simulink® con las señales ploteadas en tiempo real	31
23.	Canales seleccionados para el desarrollo de la prueba	32
24.	Señal sujeto 1 prueba 1, con DC Offset	33
25.	Señal sujeto 1 prueba 1, sin Offset	33
26.	Sujeto 1 - prueba 5 - Pestañeo voluntario	34
27.	Sujeto 1 - prueba 12 - Sin ningún movimiento	34
28.	Sujeto 1 - prueba 20- Pestañeo involuntario	35
29.	Gráfico caja y bigotes para sujeto 1	36
30.	Diagrama red neuronal monocapa	39
31.	Diagrama red neuronal Multicapa	40
32.	Diagrama red neuronal recurrente	40
33.	Métodos de aprendizaje	41
34.	Esquema de una neurona sin memoria	42
35.	Funciones de activacion mas comunes[46]	42
36.	Estructura del perceptrón	43
37.	Función de activación	44

38.	Función de activación . . . . .	44
39.	Arquitectura de la red neuronal . . . . .	46
40.	Librería nntool, se observa el error, las iteraciones y el tiempo de entrenamiento de la red . . . . .	47
41.	Matriz de confusión de la red neuronal . . . . .	48
42.	Regresión de la red neuronal . . . . .	49
43.	Tablero ETRAN . . . . .	50
44.	Utilización del tablero ETRAN por un paciente con ELA . . . . .	51
45.	Interfaz de usuario . . . . .	51
46.	Diagrama de flujo programa principal . . . . .	52

## Índice de tablas

1.	Especificaciones Técnicas del Emotiv EPOC[31]	26
2.	Tabla de muestreo de población, donde el factor de elevación indica el numero de elementos en la población por cada elemento en la muestra	28
3.	Análisis ANOVA para 7 sujetos prueba1	37
4.	Análisis ANOVA para 7 sujetos prueba2	37
5.	Análisis ANOVA para 7 sujetos prueba3	38
6.	Patrones seleccionados para el entrenamiento de la red neuronal	45
7.	Matriz para entrenamiento de la Red neuronal	46
8.	Validación de la interfaz con los sujetos de prueba	53
9.	Validación de la interfaz son sujetos diferentes	53

# 1. INTRODUCCIÓN

En Colombia la enfermedad de Esclerosis Lateral Amiotrófica (ELA) es considerada una enfermedad huérfana ya que se conocen alrededor de 800 casos en todo el país[1], esta enfermedad afecta las neuronas motoras las cuales controlan los movimientos voluntarios del cuerpo, en la mayoría de los casos los pacientes en sus primeras etapas, pierden paulatinamente la movilidad en sus extremidades superiores e inferiores, con el paso del tiempo las neuronas motoras bulbares encargadas del movimiento de la lengua, la boca y la cara también se ven afectadas causando la falta de habla de la persona[43], este problema ha generado varias soluciones prácticas, desde tablas con letras[42] hasta software de computador que han ayudado al paciente a tener una comunicación con sus familiares y doctores[10], lamentablemente la mayoría de estos métodos requieren de una persona que se encuentre todo el tiempo con el paciente o son muy costosos para ser adquiridos fácilmente.

Teniendo en cuenta lo anterior, esta propuesta busca dar una solución efectiva para la comunicación entre el paciente y el mundo externo, poniendo como prioridad la independencia del paciente a un tercero, la facilidad de uso que una alternativa nueva de comunicación debe tener y la reducción considerable de costos, utilizando un dispositivo que aporte datos confiables para el diseño del software y comodidad para el uso del paciente.

Para este tipo de pacientes existen interfaces que facilitan la comunicación maquina-humano, un dispositivo BCI (Brain Computer interface) es indispensable para el desarrollo de nuevas tecnologías que ayuden al paciente a tener una mejor calidad de vida, pues para este tipo de instrumentos no es necesario hacer grandes movimientos físicos para lograr un cambio en la aplicación que se esté manejando.

Para desarrollar el prototipo de comunicación se debe tener en cuenta la adquisición de datos desde un dispositivo portátil y de fácil utilización por parte del paciente, para ello se utiliza un electroencefalógrafo portátil llamado Emotiv® EPOC que adquirirá las señales por medio de 14 sensores superficiales y serán procesadas en MATLAB®, para hacer el respectivo tratamiento de señales. Para que el dispositivo pueda usarse de manera general es necesario hacer una toma de patrones de diferentes personas para poder generalizar algunos artificios normales de electroencefalografía y así comprobar si es necesario o no hacer una toma de muestras antes del uso de la interfaz o esta puede usarse por cualquier persona desde el comienzo.

## 1.1. Justificación

Este proyecto se basa en la importancia de ayudar a las personas que tienen una discapacidad que les impide hablar y comunicarse por medio de gestos o señas, como lo es la enfermedad de ELA, la investigación tiene un impacto social, pues a futuro esta tecnología puede implementarse en pacientes y así contribuir a mejorar la calidad de vida de la persona.

La relevancia del proyecto se basa en la labor social y la obligación que tiene el ingeniero de utilizar la tecnología para un fin positivo, por lo tanto empleando los recursos que da la universidad se desarrollará un proyecto que tratará una de los campos de acción de la ingeniería mecánica como es el sector médico, con la utilización del electroencefalógrafo portátil Emotiv EPOC® integrado con la inteligencia artificial se diseñará una interfaz de usuario que pueda ser útil para una comunicación sencilla entre personas sanas.

Por lo tanto es importante recalcar que este trabajo se hará con el propósito de ser implementado en pacientes con discapacidades físicas en un futuro, sin embargo esta investigación abre las puertas a muchas aplicaciones que pueden facilitar la vida de personas que sin ninguna discapacidad deseen utilizar un sistema de comunicación diferente.

## **1.2. Planteamiento del problema**

En Colombia las personas que padecen de Esclerosis Lateral Amiotrófica (ELA) llegan a los 800 casos [1], esta enfermedad la padece 2 entre 100.000 personas mundialmente y es una enfermedad que en el país representa el olvido de los demás, este padecimiento ataca las neuronas motoras que se encargan del movimiento muscular voluntario por lo tanto en pocos años la persona no podrá caminar, hablar, y sus movimientos faciales se irán disminuyendo con el paso de la enfermedad[43]. Por tal motivo lo que se quiere lograr es que la persona a pesar de su estado, pueda comunicarse fácilmente con las personas en su entorno y así transmitir sus necesidades de una manera clara y sencilla.

La última tecnología que se ha implementado son las interfaces cerebro-computador (BCI por sus siglas en ingles), estos dispositivos tienen instrumentos que adquieren las señales cerebrales, las procesan en un computador y se utilizan para ofrecer un servicio utilizarlas como una manera de controlar una interfaz en un computador.

En el 2008 la compañía Emotiv Systems ofrece un Electroencefalógrafo(EEG) portátil que puede adquirir cualquier persona a un costo razonable, este primer lanzamiento fue hecho con el fin de hacer más amigables los videojuegos[3] y darle al usuario otra alternativa de participación en estos, sin embargo a medida que el casco se hacía reconocido, muchos investigadores en todo el mundo se interesaron en sus aplicaciones para la vida cotidiana (Ver sección 1.3 antecedentes), dando como resultado el uso de este elemento en aplicaciones como el manejo de una silla de ruedas eléctrica[2], dispositivos que facilitan la comunicación en personas con discapacidad[4] entre otros usos.

Con los resultados de este trabajo se busca que las personas con movilidad reducida y otros padecimientos físicos que no incluyan la discapacidad cognitiva puedan transmitir sus ideas de una manera sencilla y que no incomode su forma de vida. Adicionalmente esta investigación puede mejorarse en el futuro para hacer una interfaz más amigable y que pueda probarse en pacientes con este padecimiento.

## **1.3. Organización del documento**

El presente documento se organiza de la siguiente manera: En el capítulo 1 se presenta el problema al que se le quiere dar solución y una revisión al estado del arte, teniendo en cuenta aplicaciones anteriores con el Emotiv y aplicaciones para personas con discapacidades como el ELA. En el capítulo 2 se expone un poco de la fisiología haciendo énfasis en las señales neuronales, su formación y su captación por medio de la electroencefalografía, después en el capítulo 3 se realiza el desarrollo de la investigación, comenzando por la adquisición de datos, su procesamiento, definición de los sujetos de prueba y el entrenamiento de una red neuronal para crear la aplicación. En el capítulo 4 se desarrolló el proceso de validación el cual constó de realizar una interfaz de usuario con la cual se obtuvieron los resultados finales del funcionamiento de la red neuronal y la eficiencia del método de comunicación, por último, en el capítulo 5 se exponen las conclusiones y los resultados futuros para esta investigación.

## **1.4. Antecedentes**

### **1.4.1. Uso y utilización de Emotiv EPOC®**

El desarrollo de sistemas que utilizan señales producidas por el cuerpo como Electroencefalograma (EEG), Electromiograma (EMG) o Electroculograma (EOG) para desarrollos tecnológicos ha ido creciendo en los últimos años, a continuación se nombran algunas investigaciones relevantes en el estudio de este tipo de señales y como se ha implementado la tecnología que ofrece Emotiv EPOC® en los diferentes avances tecnológicos.

En el 2009 ingenieros de reino unido y china hicieron una interfaz por computadora que controla el movimiento de una silla de ruedas eléctrica, para este objetivo primero tomaron dos tipos de señales fisiológicas, la primera por medio de electromiografía facial y la segunda por medio de un electrooculografía, cuando se obtuvieron las señales de

cada instrumento se utilizó back propagation para crear una red neuronal artificial que pudiera converger a una salida lógica dependiendo de cada señal obtenida del instrumento, cada salida de la red indicaba un movimiento en la silla de ruedas. [2]. El anterior proyecto fue un método que dejó resultados satisfactorios en el tratamiento de señales de origen fisiológico por lo tanto podría considerarse útil con señales obtenidas por el Emotiv® EPOC.



Figura 1: Persona en silla de ruedas inteligente (izquierda); Cyberlink™ con la cinta para la cabeza (a la derecha)

En el 2010 ingenieros norteamericanos utilizaron el robot LEGO® NXT Mindstorms para ser el objeto de control por medio de un BCI (en inglés Brain Computer Interface), en esta investigación hubo dos versiones, la primera utilizaron el paquete Neurosky Mindset para sensar la actividad cerebral en tiempo real centrándose en la atención que se le preste al movimiento del robot de acelerar y desacelerar, la segunda versión utiliza el Emotiv® EPOC para controlar el robot completamente (Ver Figura 2). Esta investigación demuestra lo robusto que resulta ser el Emotiv® y como este puede ser utilizado en actividades más complejas [3].

Desde el 2010 se están haciendo aplicaciones con este EEG portable, dando resultados satisfactorios de control por medio de concentración en el movimiento deseado, estas aplicaciones prueban el rendimiento del EEG y los diferentes usos que se le puede dar en diferentes ramas de la ingeniería.

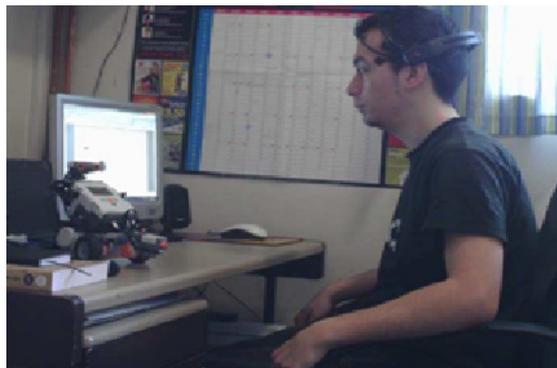


Figura 2: Persona que por medio del Emotiv® hace mover el robot LEGO NXT

Otra investigación que utilizó el Emotiv® EPOC se realizó en la universidad de Dartmouth de Estados Unidos, ingenieros crearon una aplicación llamada NeuroPhone la cual consta de utilizar el Emotiv® EPOC para tomar las

señales de Electroencefalografía (EEG) y poder utilizarlas para hacer llamadas desde un iPhone (Ver figura 3), el método consistía en reconocer los cambios en las señales cerebrales cuando se diera un cambio en la pantalla del celular, la interfaz tenía varias imágenes que se iban iluminando una por una, si la persona veía la foto de la persona que quería llamar iluminarse, las señales obtenidas tenían una particularidad que después de pasar por varios filtros daba un resultado positivo e inmediatamente se hacía la llamada[4].

Esta investigación afirma el uso de imágenes o algún tipo de ayuda visual para facilitar el reconocimiento de pensamientos por el Emotiv®.



Figura 3: Aplicación celular y Emotiv® para marcación de llamadas

También esta tecnología se ha utilizado para reemplazar partes motoras del cuerpo humano, rehabilitar, ayudar a personas que sufren de algún tipo de discapacidad y auxiliar en cualquier necesidad humana, algunas de estas aplicaciones se muestran a continuación:

*Head movements based control of an intelligent wheelchair in an indoor environment [5]:* Para este proyecto publicado en el 2012, ingenieros del reino unido implementaron un nuevo método de control de una silla de ruedas eléctrica, reemplazando el movimiento por joystick por una interfaz humano-máquina y utilizando dos maneras de moverla. La primera consistía en un solo movimiento de cabeza y la segunda en 4 movimientos de cabeza, para comprobar la eficacia de los métodos se tomó el tiempo que llevaba a cada persona en cada método lograr un objetivo, se observó que el segundo método era más rápido por lo tanto era más eficiente que el primero. Para obtener las señales de cada método se utilizó el Emotiv® EPOC como principal herramienta (Ver figura 4).

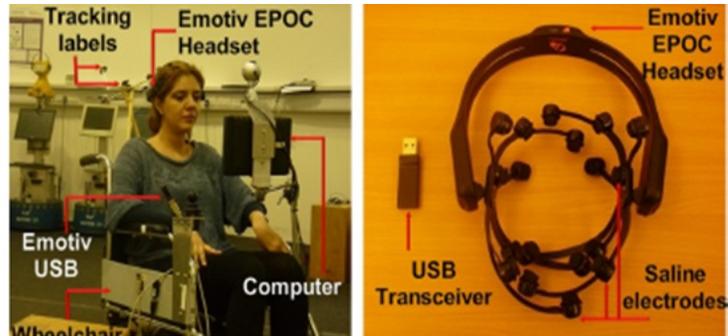


Figura 4: Persona en silla de ruedas inteligente (izquierda); Emotiv® EPOC con USB de transmisión (a la derecha).

*Lector de ondas cerebrales para implementar un sistema alternativo y aumentativo de comunicación [6]:* Un grupo de ingenieros colombianos en el 2012 utilizaron el Emotiv® EPOC para realizar un Sistema Alternativo y Aumentativo de Comunicación (SAAC), por medio de LabView realizaron una interfaz la cual tenía comandos como los de un teclado (Ver figura 5), los cuales eran activados por medio de señales faciales que cada usuario puede escoger para que pueda navegar por medio de esta señal en la interfaz. Esta tecnología es de gran utilidad cuando se trata de darle la posibilidad a una persona de hacer lo que antes no podía gracias a su deficiencia física.

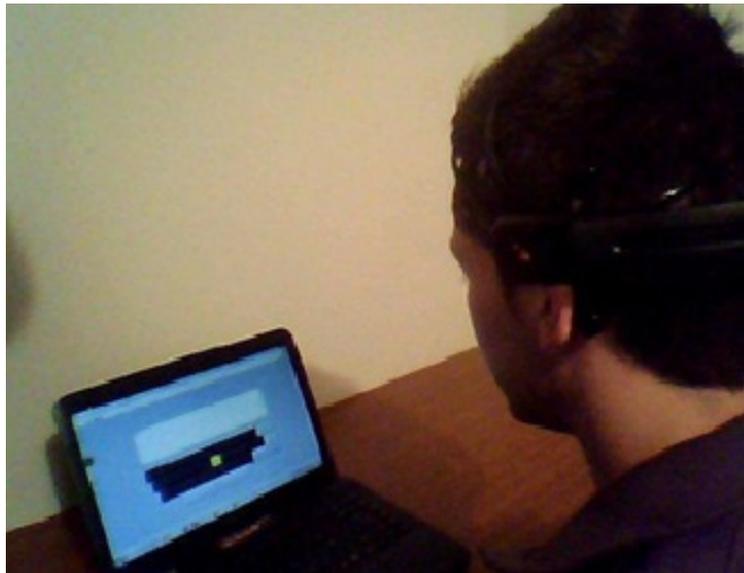


Figura 5: Usuario probando la interfaz de usuario de teclado con el Emotiv®

*A study on ocular and facial muscle artifacts in EEG signals for BCI applications [7]:* Para esta investigación realizada en 2012, la premisa principal era que para un EEG las señales que provenían de gestos faciales y movimiento ocular eran contaminantes para un diagnóstico médico, por lo tanto ingenieros de Philipinas utilizaron 6 gestos faciales para poder tomar las señales del Emotiv® EPOC y poder diferenciar cada gesto y saber su comportamiento en el dominio de la frecuencia. Después de varios métodos se comprobó que con el Emotiv® EPOC las señales pueden diferenciarse y se pueden utilizar para aplicaciones de control de movimiento.

*Evaluation of various strategies to improve the training of a brain computer interface system [8]:* En 2013, investigadores colombianos tuvieron la idea inicial de mover un robot LEGO por medio de pensamientos y a voluntad del usuario para poder usar esta aplicación en algo más grande que ayude en un futuro a personas con discapacidad, en el transcurso de la investigación se dieron cuenta que las señales según la voluntad del usuario eran muy pobres para poder utilizarlas para el control del robot, por lo tanto deciden utilizar estímulos externos como señales visuales tales como el cambio de color, cambio de imágenes o videos que ayudan a amplificar las señales cerebrales y se pueda llegar a un control preciso y sin mucho porcentaje de error. Como se evaluaron diferentes estímulos, para cada uno se hizo un estudio y se llegó a resultados que mostraban el desempeño del Emotiv® en cada uno, teniendo el mejor estímulo se hizo una aplicación de movimiento de una silla de ruedas.

#### **1.4.2. Aplicaciones para pacientes con ELA**

Ya que el propósito de esta investigación es mejorar la calidad de vida de las personas con ELA aumentando su posibilidad de comunicarse con las personas a su alrededor, se deben conocer los diferentes dispositivos existentes que tengan este propósito.

- En Agosto del 2015, la empresa INTEL decidió lanzar una versión de software libre del dispositivo que usa Stephen Hawking para comunicarse con el mundo, Hawking es tal vez uno de los pacientes con ELA más reconocido en todo el mundo y utiliza el software ACAT desde hace ya varios años. En un principio el lanzamiento de este software con licencia libre sirve para aquellos desarrolladores que deseen crear aplicaciones con este tipo de ayudas (texto predictivo, interfaz de usuario, conocimiento del contexto entre otros), ya que la empresa aún está trabajando en sacar al mercado los sensores que permitirían la utilización de este software, es deber del desarrollador crear este dispositivo conforme a lo que el paciente es capaz de hacer o los movimientos que le son permitidos. Por lo tanto esta noticia no sirve para los pacientes con ELA, sin embargo en un poco tiempo se tendrá un dispositivo económico y de una excelente calidad para ser utilizado por pacientes con este padecimiento [9].

- IntendiX® por g.tec, es un dispositivo BCI que fue diseñado para ser operado por pacientes con problemas de comunicación, este artefacto funciona con potenciales evocados por EEG, lo que permite a la persona seleccionar letras y este a su vez tiene un texto predictivo que se acopla a las palabras más usadas por los pacientes. Como se ve en la figura 6, es un casco de EEG que utiliza una configuración 10/20, es robusto por lo que las señales pueden tener menos ruido, sin embargo esto puede subir su precio de venta, siendo un dispositivo costoso para lo que se requiere [10].



Figura 6: Dispositivo BCI IntendiX® por g.tec

## 1.5. Objetivos

### 1.5.1. Objetivo General

Diseñar un sistema de comunicación capaz de reconocer señales de origen cerebral a través de una interfaz cerebro-computador con el fin de establecer una estrategia de comunicación entre dos personas.

### 1.5.2. Objetivos específicos

- Estudiar el funcionamiento del Emotiv® EPOC con el fin de obtener las señales de origen cerebral para así clasificarlas mediante técnicas de reconocimiento de patrones.
- Diseñar y aplicar una encuesta a profesionales en el área de terapia ocupacional que interactúen diariamente con personas portadoras de discapacidad en cuanto a comunicación verbal y gestual (i.e ELA), esto con el fin de determinar necesidades para establecer un canal de comunicación entre ellos y así proponer el diseño de una interfaz entre paciente y terapeuta o quien le asista en un determinado momento.
- Diseñar un software que procese las señales captadas por el dispositivo Emotiv EPOC®, después de que se han realizado estímulos visuales para posteriormente generar una acción que lleve a traducir lo que el usuario necesita.
- Validar condiciones de funcionamiento en pacientes sanos para establecer eficiencia del prototipo y determinar posibles aplicaciones en pacientes reales.

## 2. FUNDAMENTOS FISIOLÓGICOS

Teniendo en cuenta que la aplicación se realiza para pacientes con Esclerosis lateral amiotrófica y otras enfermedades que impiden la comunicación directa entre el paciente y su entorno, se pretende dar a conocer la patología de estas enfermedades, que daños produce en el cuerpo humano y como se pueden utilizar las señales cerebrales para diseñar un entorno que pueda manejar fácilmente una persona con estas características.

### 2.1. La neurona

Las neuronas son células excitables especializadas para la recepción de estímulos y la conducción del impulso nervios. Cada neurona posee un cuerpo celular desde cuya superficie se proyecta una o más prolongaciones cada una de estas prolongaciones recibe un nombre diferente como se ve en la figura 7.[15]

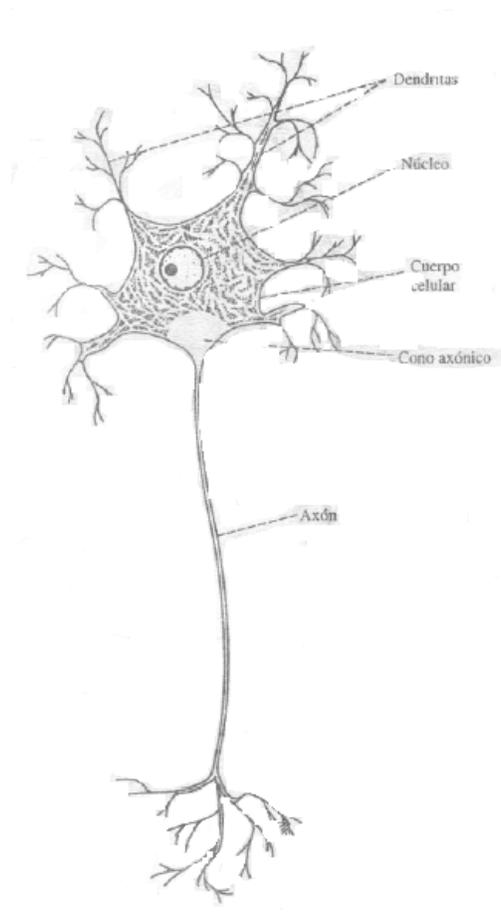


Figura 7: La neurona y sus respectivas prolongaciones[15]

En el sistema nervioso existen diferentes clases de neuronas que de acuerdo a su actividad eléctrica se les confiere propiedades funcionales diferentes, esta actividad eléctrica se manifiesta con variaciones pequeñas de voltaje produciendo oscilaciones que en sus crestas producen potenciales de acción; dichos potenciales de acción constituyen los

mensajes que viajan a través de los axones de cada neurona hasta otra neurona o a fibras musculares, esto depende de la función de cada una. De acuerdo a lo anterior hay cuatro tipos de neuronas, las neuronas sensoriales que son aquellas que tienen una comunicación con el mundo externo, las neuronas motoras que están ligadas a los músculos, las interneuronas que son aquellas que envían y reciben información solo a otras células nerviosas y las neuronas de proyección. Estos tipos se pueden ver claramente en la figura 8.[16]

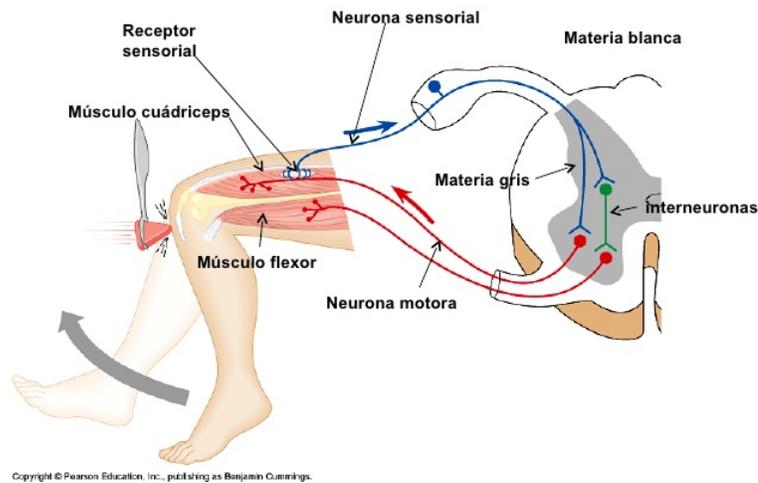


Figura 8: Funcionamiento de las diferentes neuronas en el cuerpo humano [14]

Los cuerpos celulares de las neuronas sensoriales están por fuera de la médula espinal, las fibras sensoriales llegan al lado dorsal de la médula espinal -en donde pueden establecer sinapsis con neuronas de proyección, interneuronas o neuronas motoras- o bien ascender hacia el cerebro. Las fibras de las neuronas motoras emergen de la zona ventral de la médula espinal. Los cuerpos celulares de las neuronas motoras localizados en la médula espinal pueden recibir señales de neuronas de proyección, de interneuronas y de neuronas sensoriales. Los cuatro tipos de neuronas frecuentemente están interconectadas en los arcos reflejos. En la figura 9 se puede observar un arco reflejo polisináptico, las terminales nerviosas libres de la piel, cuando se estimulan de manera apropiada, transmiten señales a lo largo de la neurona sensorial a una interneurona en la médula espinal. La interneurona transmite la señal a una neurona motora. En consecuencia, las fibras musculares se contraen. Las neuronas de proyección, también son estimuladas por la neurona sensorial y llevan la información sensorial al cerebro [17].

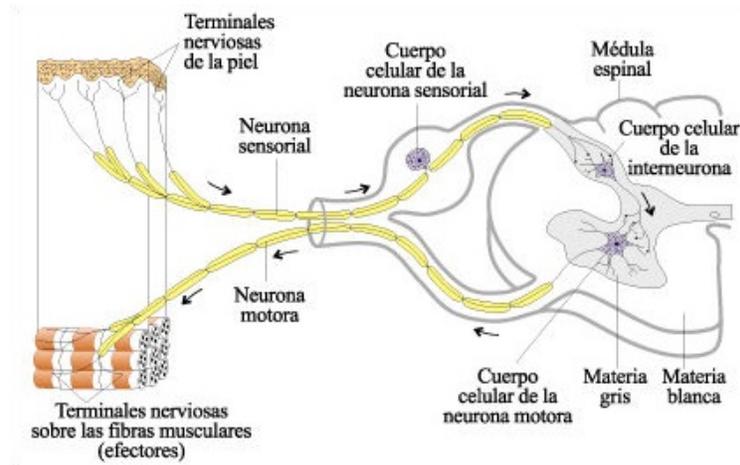


Figura 9: Arco reflejo polisináptico[17]

### ***Potencial de acción de la neurona***

El potencial de acción, son cambios en la energía eléctrica de la membrana que se producen cuando los potenciales que fluyen a través del soma y las dendritas despolarizan hasta un umbral y en un tiempo determinado. El potencial de acción consta de tres fases: Despolarización, repolarización e hiperpolarización. Cuando la membrana está en reposo y recibe un estímulo, se presenta la despolarización es decir que en el interior no haya una diferencia de potencial y se invierte el potencial siendo positivo el interior con respecto al exterior, luego de esto comienza la repolarización recuperando el interior su negatividad y por último cuando el interior presenta un valor más negativo que el potencial de reposo se llama la hiperpolarización; cuando el proceso acaba el potencial de la membrana recupera el valor del potencial de reposo[18].

Los potenciales de acción para una misma neurona normalmente no varían, la única variación que se presenta es el número de impulsos nerviosos en determinado tiempo. El potencial de acción depende del potencial eléctrico neuronal, el cual es posible gracias a la concentración iónica de iones de potasio ( $K^+$ ) e iones de sodio ( $Na^+$ ), la diferencia de concentración de iones es lo que mantiene el potencial de la célula en reposo, en la figura 10 se puede observar el potencial de acción de una neurona [17].

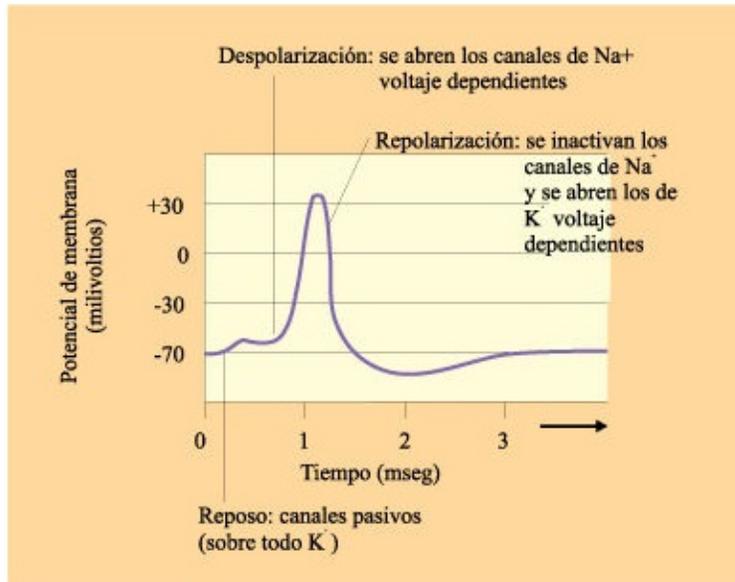


Figura 10: Potencial de acción de una neurona[17]

## 2.2. Enfermedades de la neurona motora

Las enfermedades de la motoneurona son un grupo de trastornos neurológicos progresivos que destruyen las células que controlan la actividad muscular voluntaria, las neuronas motoras superiores son aquellas células ubicadas en el cerebro que transmiten la información a las células nerviosas ubicadas en el tallo cerebral y la medula espinal llamadas neuronas motoras inferiores, esta actividad entre neuronas produce movimientos en el cuerpo humano como caminar, masticar entre otros. Cuando existe algún problema en el envío de estas señales, comienzan a aparecer problemas musculares tales como tics incontrolables, rigidez de los músculos, sacudidas en los tendones entre otros síntomas [27].

La degeneración de las neuronas motoras puede afectarse de manera selectiva, se afectan las neuronas superiores o inferiores o una combinación de las dos, las MND (Motor Neuron Disease), es un grupo de enfermedades degenerativas incurables, donde el daño está en las neuronas motoras dando como resultado debilidad bulbar, debilidad en las extremidades y debilidad en la musculatura respiratoria[28].

Las causas para que ocurra la muerte celular selectiva en la enfermedad son desconocidas, sin embargo se tienen nociones de lo que podría afectarlas, se ha investigado la interacción compleja ente factores genéticos, estrés, agregación de proteínas y daño a procesos celulares críticos [26].

Hay síndromes que solo afectan las neuronas motoras inferiores, la atrofia muscular progresiva es uno de estos síndromes, es lenta y progresiva y solo se ve reflejada en las extremidades superiores e inferiores, la radioterapia excesiva puede generar atrofia en la neurona motora inferior mostrando indicios hasta 20 años después del tratamiento, otro tipo de enfermedades causadas únicamente por el daño en las motoneuronas inferiores son llamadas atrofia muscular espinal y se desarrollan en la vida temprana y progresa lentamente, este problema puede ser heredado y produce entumecimiento, poca sensibilidad en las extremidades y ginecomastia. Las enfermedades que solo afectan las neuronas motoras superiores son poco comunes, una de ellas se denomina la esclerosis lateral primaria y se reconoce porque solo afecta los músculos bulbares, es decir, movimiento de la lengua, tirones en la mandíbula y dificultades para gesticular palabras [25].

### 2.2.1. Esclerosis lateral amiotrófica (ELA-ALS)

En esta enfermedad tanto las neuronas motores superiores como inferiores se ven afectadas, es un trastorno progresivo, finalmente fatal que termina por interrumpir todos los músculos voluntarios. Los síntomas de esta enfermedad primero se hacen notar en las extremidades, tanto el movimiento en brazos como piernas se ve atrofiado, mediante la enfermedad avanza el 75 % de los pacientes con ELA clásica tendrán debilidad en los músculos bulbares, su punto terminal comienza cuando los músculos del diafragma y la pared torácica dejan de funcionar adecuadamente, el paciente pierde la capacidad de respirar sin asistencia mecánica [27].

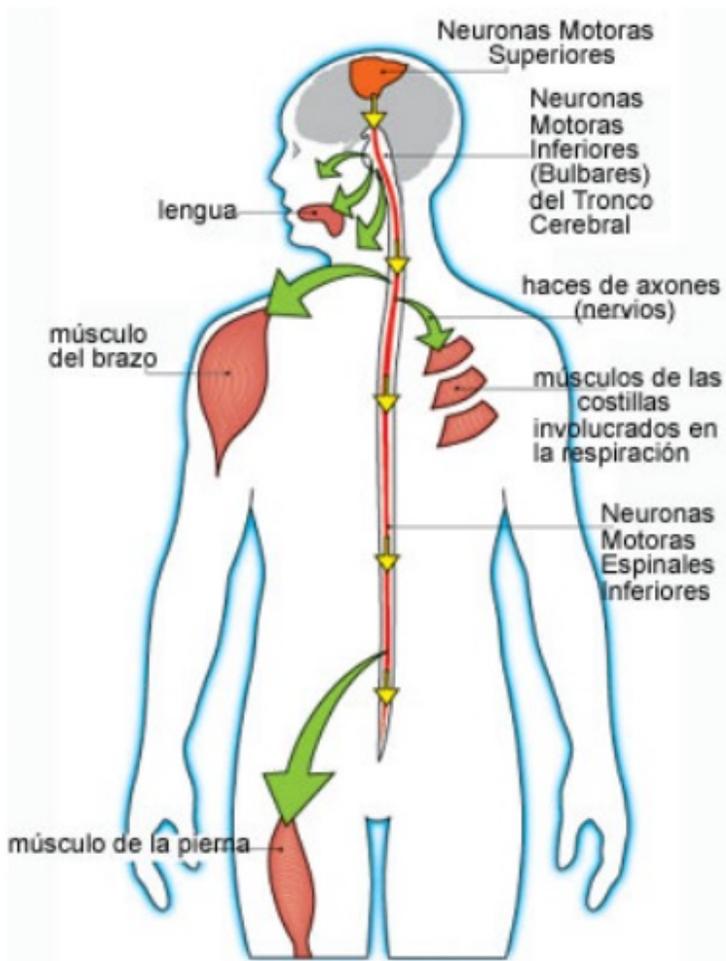


Figura 11: Descripción de las zonas afectadas por la enfermedad del ELA[13]

En algunos casos esta enfermedad ha presentado daño en el lóbulo temporal del cerebro que se evidencia en demencia, este tipo de demencia es importante en el cuidado posterior del paciente [28].

Lenguaje: el déficit de idiomas se encuentra en ocasiones en las primeras etapas de la enfermedad, esto debido a la parálisis que se presenta en los nervios que rigen los músculos fonatorios. En casos aislados se ha presentado deterioro en la comprensión del idioma o afasia, que es la habilidad para comunicarse por cualquier medio [28].

### 2.3. Electroencefalografía

La electroencefalografía es el registro de la actividad eléctrica a lo largo del cuero cabelludo. Esta actividad es generada como se vio anteriormente por los potenciales de acción de las neuronas, la medición de las respuestas cerebrales a estímulos es llamada potenciales relacionados a eventos (ERP por sus siglas en inglés), estos eventos pueden ser sensoriales, motores o de naturaleza cognitiva[19].

Una gran desventaja de EEG es su pobre resolución espacial, pues la señal recibida en el cuero cabelludo es la suma del campo eléctrico que es recibido por una gran cantidad de neuronas, una señal fuerte puede ser recogida por varios electrodos, es por esto que la señal de EEG suele no ser útil para la localización exacta de la actividad neuronal que se presentó [20].

Las intensidades de las ondas cerebrales grabadas desde la superficie del cuero cabelludo tienen un rango de 0 a 200 microvoltios, sus frecuencias van desde una vez por segundo hasta 50 o más por segundo. En Personas mentalmente sanas, las ondas cerebrales en el EEG se clasifican en Alpha, Beta, Theta, Delta , Gamma y mu [22].

Alpha tienen un rango de frecuencia de 8-16 Hz, son las ondas rítmicas que se encuentran en los EEG de la mayoría de adultos cuando están despiertos y en estado de reposo, cuando se está en estado de sueño profundo estas señales desaparecen. Las señales beta tienen una frecuencia de 14-26Hz, se encuentra en adultos normales que realicen actividades de atención, pensamientos activos o concentrándose en algo específico, estas señales suelen ser de una amplitud menor a los 30 microvoltios. Las señales Theta tiene un rango de 4-8Hz, normalmente se observan en niños pequeños en estado de somnolencia o en meditación, en adultos se observa en estados de frustración o decepción, también se ven en varios desordenes cerebrales degenerativos. La señal Delta tiene un rango de 0.5-4.0Hz, tienen mayor amplitud con respecto a las otras señales pues tienen la más baja frecuencia, comúnmente se asocia estas señales con el sueño profundo sin embargo también pueden corresponder a lesiones en la zona subcortical, en la línea media profunda entre otros. La señal Gamma tiene una señal por encima de los 100Hz, estas señales ayudan a determinar la unión de poblaciones de neuronas juntas, en humanos raramente ocurre sin embargo cuando se combinan señales visuales y sonoras, estas señales suelen aparecer. Por ultimo las señales Mu tiene rangos de 8 a 13Hz, estas señales se superponen a otros ritmos y muestran disparos sincrónicos de las moto neuronas. Las señales anteriormente descritas se observan en la figura 12 [19, 22]

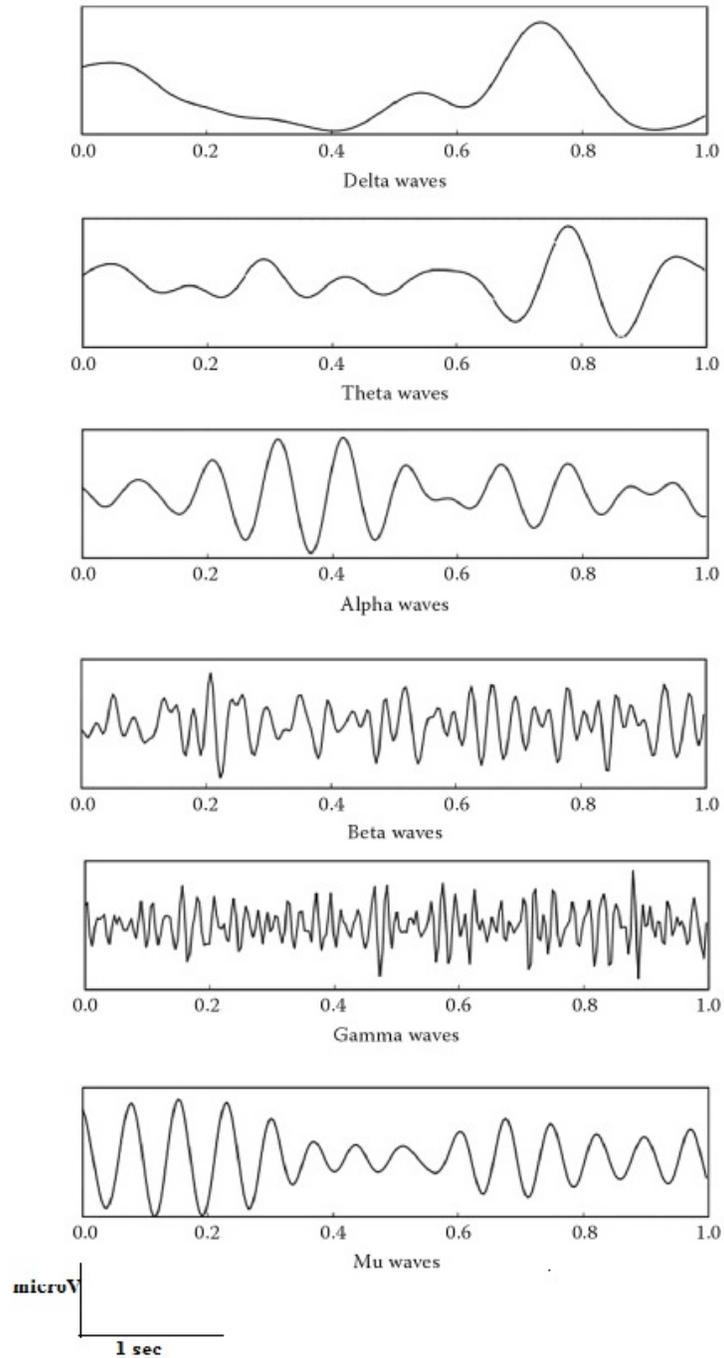


Figura 12: Señales de EEG comunmente vistas en una persona durante una toma de muestras[19]

### 2.3.1. Posición de los Electrodo

Los electrodos típicos para la EEG pueden ser de un diámetro típico de 0.4cm a 1.0cm, el lugar para posicionar los electrodos más usado en el mundo es el sistema internacional 10/20 como se ve en la figura 13, este sistema muestra las etiquetas utilizadas para cada electrodo: FP-pre frontal, F-Frontal, C-central, P-parietal, O-occipital y T-temporal, las posiciones intermedias marcadas como (AF, FC, CP, PO), números al lado de cada etiqueta (pares en el lado derecho e

impares en el lado izquierdo) y en el medio los electrodos que son considerados posiciones cero (Cz) , En este sistema se emplean mínimo 21 electrodos, dos de estos son referencias que se conocen como auriculares y se etiquetan con la letra A1 para el izquierdo y A2 para el derecho [21].

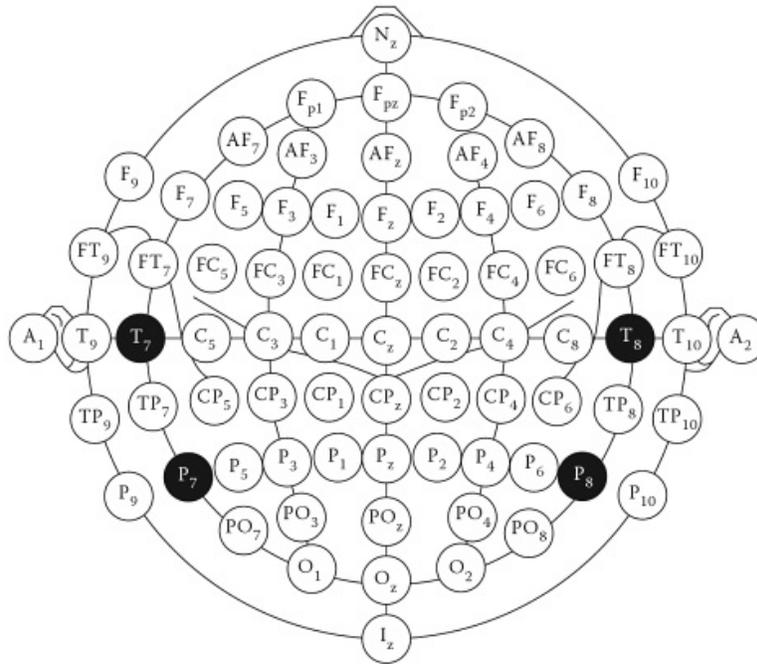


Figura 13: Posición de los electrodos en la configuración internacional 10/20[19]

Cada electrodo es un punto de registro, para poder realizar el registro es preciso disponer de dos terminales, para ello primero se debe elegir el tipo de registro que se quiere, si es un registro bipolar se toman parejas de electrodos y se registran las diferencias de tensión entre cada punto, para hacer un registro monopolar se toma la señal de cada uno de los electrodos independientemente de los demás, teniendo en cuenta una referencia que son electrodos puestos en el lóbulo de la oreja, en el mentón o en el hueso temporal ubicado detrás de la oreja, en la figura 14 se observa un montaje monopolar donde el electrodo activo entra al amplificador teniendo en cuenta siempre el electrodo referencia[40].

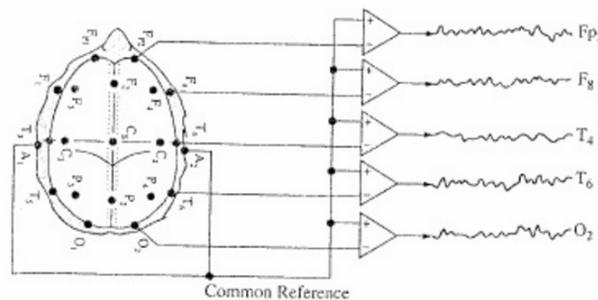


Figura 14: Montaje registro monopolar[40]

### 2.3.2. Artificios de EEG

El EEG está diseñado para registrar la actividad cerebral, sin embargo algunas veces se filtran señales fuera de la actividad propiamente cerebral, a este tipo de señales se les denomina artefacto o artefacto, este tipo de señales son utilizadas para crear ambientes Máquina-computador para personas con limitaciones físicas, ya que proporcionan facilidad en la toma de muestras, existen dos tipos de artefactos, los fisiológicos y los extrafisiológicos [23]. Los artificios extrafisiológicos son aquellos que corresponden al ruido generado por el medio ambiente, como puede ser otros dispositivos que trabajen en la misma fase del EEG que se está utilizando, ruidos en los electrodos, ruido electrónico interno en los amplificadores entre otras situaciones que son externas al paciente[24].

#### *Artificios fisiológicos*

Entre algunos se encuentran los artificios por electrocardiografía, este artefacto se presenta en personas con cuellos cortos y anchos e indican potenciales cardiacos sobre la superficie del cuero cabelludo, se puede evidenciar en las señales temporales; los artificios por pulso pueden presentarse si algún electrodo quedó en un lugar con actividad de ECG, entre los artificios más importantes, para el presente trabajo se tuvieron en cuenta dos de ellos:

**Actividad Muscular (electromiografía):** se refiere a la actividad generada en los músculos faciales, tal como apretar los músculos de la mandíbula o espasmos faciales producidos por estimulación con luz. Este tipo de potenciales son fáciles de identificar porque son de corta duración comparados con los generados por señales cerebrales. Otro movimiento que puede generar distorsión es el movimiento de extremidades, este artefacto se puede corregir fácilmente evitando mover cualquier extremidad [23, 24].

En la figura 15, se observan las distorsiones electromiográficas cuando se toma la muestra de EEG, se puede observar que los sensores frontales (Fp1-F7, Fp1-F3, Fp2-F8, Fp2-F4) tienen más distorsión en su señal cerebral que el resto de sensores, tal distorsión podría atenuarse con un filtro de alta frecuencia [23].

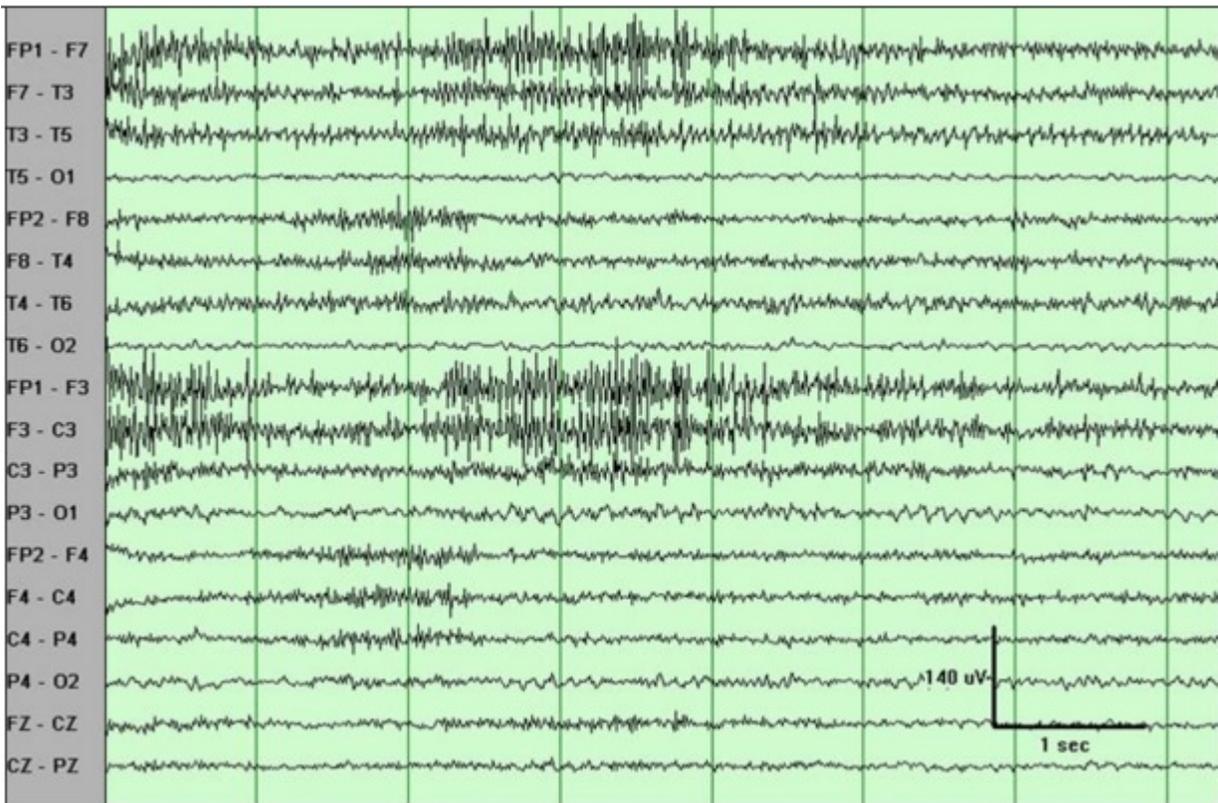


Figura 15: Distorsiones electromiograficas en una toma de señales electroencefalográficas

Entre la actividad muscular también se puede contar con el movimiento de la lengua, la punta de la lengua causa caídas de potencial en áreas frontales y occipitales y su frecuencia puede variar [23].

**Movimiento ocular (Electroculografía):** Son artificios inducidos por estímulos relacionados a la visión, normalmente cuando se da un estímulo visual al paciente, la zona occipital es la que presenta mayor amplitud en sus señales cerebrales, sin embargo movimientos del ojo como el pestañeo se encuentran en la zona frontal. Estos artificios pueden reducir la exactitud de la señal de EEG, sin embargo si se quiere, pueden filtrarse con métodos sencillos [19].

Cuando ocurre un parpadeo, el polo positivo (la córnea) se mueve cerca a los electrodos frontopolares (FP1-FP2) produciendo simetrías bajas, cuando el polo es negativo la señal fuerte se evidencia en los electrodos frontolaterales (F7-F8) produciendo ondas altas [23]. En la figura 16 se pueden observar varios canales de EEG, en donde se ven varios artificios como el pestañeo y el movimiento lateral de los ojos.

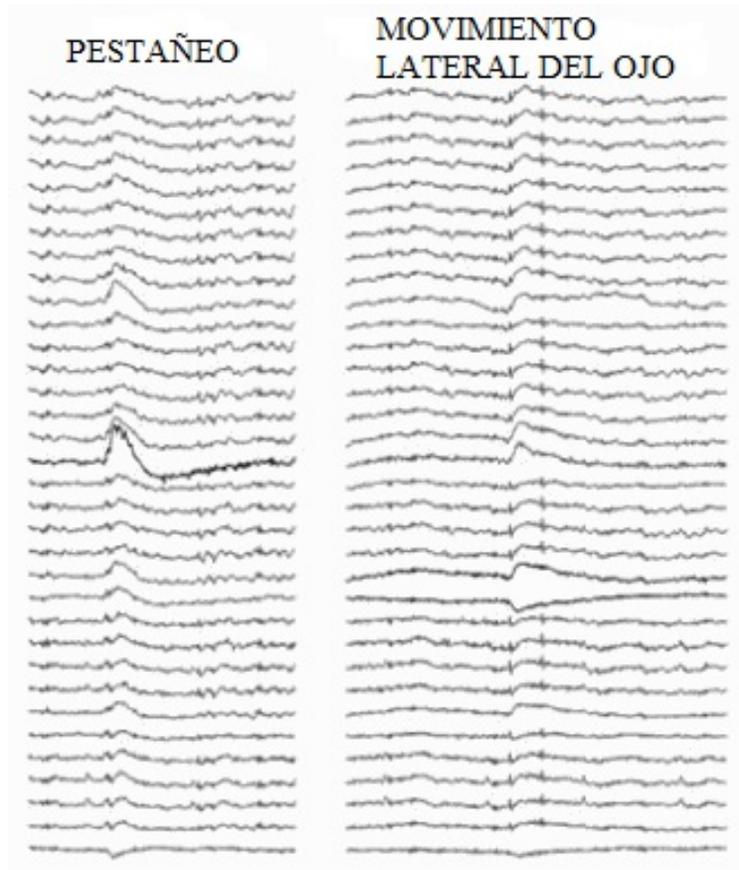


Figura 16: Canales de EEG, se observan artificios de electroculografía[24]

### 3. DEFINICIÓN Y ADQUISICIÓN DE PATRONES

#### 3.1. Adquisición de señales de EEG

Como primera consideración se tuvo en cuenta un EEG que fuera de bajo costo pero que tuviera varios canales donde se pudiera apreciar los potenciales de acción en los diferentes lóbulos cerebrales, uno de los mas importantes EEG para investigación que ha sacado la industria es el ENOBIO de la compañía Neuroelectrics®, este EEG tiene 8, 20 o 32 canales, depende la configuración deseada por el usuario, también tiene la ventaja de ser un EEG muy similar a los equipos médicos profesionales, sin embargo este equipo es creado para la investigación y sus aplicaciones y tiene un costo muy elevado situado desde los 4.000 euros[29]. La opción mas viable para este tipo de aplicaciones es el Emotiv EPOC, este es un EEG portátil que cuenta con 14 canales de solución salina: AF3, AF4, F3, F4, F7, F8, FC5, FC6, P7,P8, T7, T8, O1, O2 y otros dos sensores adicionales que sirven como canales de referencia CMS/DRL (una a la derecha y otro a la izquierda de la cabeza, detrás de la oreja). Antes de usar, todos los sensores deben mojarse con una gran cantidad de solución salina, ver que el botón detrás del casco esté en azul pues indicará que tiene buen nivel de batería y por ultimo conectar el modulo Wireless para la comunicación con el computador[30]. En la figura 17 se observa que la configuración de los sensores cumple con el sistema internacional 10/20 descrito en el apartado 2.3.1 de este documento, en la tabla 1 pueden verse las especificaciones de este instrumento.



Figura 17: (a) EEG Emotiv EPOC (b) Posición de los sensores en la configuración 10-20

Tabla 1: Especificaciones Técnicas del Emotiv EPOC[31]

	EEG HEADSET
Number of channels	14 (plus CMS/DRL references, P3/P4 locations)
Channel names (International 10-20 locations)	AF3, F7, F3, FC5, T7, P7, O1, O2, P8, T8, FC6, F4, F8, AF4
Sampling method	Sequential sampling. Single ADC
Sampling rate	128 SPS (2048 Hz internal)
Resolution	14 bits 1 LSB = 0.51 $\mu$ V (16 bit ADC, 2 bits instrumental noise floor discarded)
Bandwidth	0.2 - 45Hz, digital notch filters at 50Hz and 60Hz
Filtering	Built in digital 5th order Sinc filter
Dynamic range (input referred)	8400 $\mu$ V (pp)
Coupling mode	AC coupled
Connectivity	Proprietary wireless, 2.4GHz band
Power	LiPoly
Battery life (typical)	12 hours
Impedance Measurement	Real-time contact quality using patented system

### 3.1.1. EPOC Simulink EEG Importer

Hay varios programas compatibles con Emotiv EPOC para la adquisición de señales, el paquete completo con todos los SDK contiene librerías para C++/C#, Openvibe y Simulink® de Mathworks. Para este trabajo se trabajó en su totalidad con Matlab, por lo tanto se utilizó el paquete EPOC Simulink EEG Importer, pues este obtiene las señales en tiempo real para que puedan ser procesadas posteriormente. Esta librería obtiene los datos en el siguiente orden: TIEMPO, COUNTER, AF3, F7, F3, FC5, T7, P7, O1, O2, P8, T8, FC6, F4, F8, AF4, GYROX, GYROZ, TIMESTAMP, FUNC ID, FUNC VALUE, MARKER, SYNC SIGNAL. El EPOCSignalServer (ver figura 18) recoge muestras de datos de EEG y utiliza un socket TCP / IP para transferir los datos en bruto a la función de Simulink-S. El EPOC adquiere 128 muestras por segundo ( SPS ). En el EPOCSignalServer se puede encontrar una opción en la cual se puede elegir el número de muestras que se recogen por el servidor antes de enviarlas a Simulink, este número se puede cambiar, si es 1, simulink se ejecutará con la misma frecuencia que el Emotiv EPOC (128sps), si el número de muestras es mayor que 1, la frecuencia disminuirá pero puede haber pérdida de datos[31].



Figura 18: EpocSignalServer para adquisición de datos

### 3.2. Análisis de la población y definición de la muestra

Como se dijo en el apartado 1.2, la población de pacientes con ELA en el país es de 800 personas, esto indica que representa un 0.00165 % de la población total colombiana, teniendo como base una población total de 48.401.530 millones de personas [32]. A pesar que la población objetivo son pacientes con movilidad reducida, en esta investigación se harán las pruebas con población sin algún tipo de problema neurológico diagnosticado, puesto que este tipo de personas es de fácil acceso para el investigador y los sujetos de estudio representan población sana que puede considerarse en las mismas condiciones cognitivas que la población objetivo.

Dado que la población final son sujetos cognitivamente normales, se procede a establecer el tipo de muestra que se tomará para el desarrollo de la investigación, para la selección de muestras, se debe tener en cuenta que los sujetos a analizar, son personas que desean participar voluntariamente de la prueba, por lo tanto se hará un muestreo de conveniencia, en este tipo de muestreo el investigador es quien elige la representatividad de la muestra, la mayor ventaja que tiene este muestreo es que se puede elegir la población conforme la facilidad que se tenga, en este caso, la investigación se realiza en el grupo de investigación DaVinci de la Universidad Militar Nueva Granada, por lo tanto se asume que todos los sujetos del grupo son pacientes sin algún problema neurológico diagnosticado, una gran desventaja es que la muestra es subjetiva, por esta razón la población puede que no sea representativa cuando se quiere

generalizar a una mayor población, puede también tener sesgos y no se puede cuantificar, sin embargo como se asume los integrantes de Davinci como una población representativa de pacientes sanos, se pueden determinar variables cuantitativas[36, 35].

Para una muestra intencional se deben tener en cuenta los errores que se puedan presentar, para la población escogida se debe evitar el sesgo por selección, es decir que todos los sujetos tengan las mismas probabilidades para ser escogidos como parte del estudio, para ello se hace un muestreo aleatorio simple, teniendo en cuenta que la población es el grupo Davinci se tienen los datos en el tabla 2[33].

Tabla 2: Tabla de muestreo de población, donde el factor de elevación indica el número de elementos en la población por cada elemento en la muestra

Numero de población total	Tamaño de la muestra	Factor de muestreo (%)	Factor de elevación
18	7	38.88	2.5

### 3.3. Especificaciones para la adquisición de patrones

Definida la población con la cual se va a trabajar, es necesario dar las especificaciones que se tuvieron en cuenta a la hora de hacer las pruebas para recolectar los patrones, el objetivo es recolectar las señales que después de un procesamiento corto, puedan entrar a una red neuronal como patrones para obtener una salida deseada. Lo que se quiere lograr con el experimento es que una persona después de observar un cambio en la pantalla de la interfaz, pueda utilizar un artefacto de EEG para seleccionar una opción, como se mencionó en el apartado 2.3.2 estos artefactos pueden ser representativos si se desean utilizar como en este caso para ayudar a un paciente con movilidad reducida; por lo tanto para este experimento se va a usar el artefacto por oculografía; considerando lo anterior, se van a tener dos salidas relevantes: si el sujeto hizo un parpadeo voluntario o no lo hizo, teniendo en cuenta que un parpadeo espontáneo tiene una duración de 50ms aproximadamente[37] y que según las especificaciones del equipo se conoce que la frecuencia de muestreo es de  $F_s = 128\text{Hz}$  ( $T_s = 7; 8\text{ms}$ ), por lo tanto se van a tener 257 datos en 2 segundos que dura cada prueba. Para guardar las señales necesarias que entrarán a la red se le indica a cada sujeto de prueba que debe parpadear voluntariamente una vez en estos 2 segundos, esto debe hacerlo 10 veces, luego se le pide al sujeto que no parpadee en esos dos segundos esto se hará 5 veces y por último se le pedirá que tenga un parpadeo espontáneo y esta prueba también se repetirá 5 veces. Para este primer proceso se tomó en cuenta que se necesitarán varios patrones para la prueba, en este caso como se tienen 7 sujetos de prueba y a cada uno se le tomarán 20 pruebas, en total el número de patrones que se ingresarán a la red neuronal será de 140. En la sección 3.4.3. se explica más a fondo las consideraciones que se tuvieron en cuenta para la selección de los patrones y en la sección 3.5. se explica detalladamente la red neuronal y como se ingresaron todos los patrones obtenidos en este primer proceso.

#### 3.3.1. Errores que pueden presentarse durante la prueba

Para realizar las pruebas para la adquisición de datos a analizar, se deben tener en cuenta algunos criterios físicos del paciente, en este caso como el sujeto de prueba es una persona sana y estable mentalmente, se van a encontrar algunos errores en la adquisición de datos lo mismo ocurriría si se tomaran pruebas en pacientes con la enfermedad neuroanatomía por ende se debe hacer una aclaración de los factores que pueden alterar la toma de los datos.

- La señal puede alterarse si el paciente tiene movimientos involuntarios ya sea en manos, rostro o palpitaciones, a pesar que se usan artefactos para el funcionamiento de la interfaz, hay algunos que no se contemplan.

- Las causas exteriores pueden ocurrir en cualquier momento, alguna distracción en movimiento, una luz fuerte externa, voces o sonidos que pueden alterar la señal a tomar.
- La ubicación de cada uno de los sensores es vital para que la señal tomada corresponda a los potenciales neuronales que se quieren registrar, por lo tanto el Emotiv siempre debe ponerse de la misma manera, teniendo en cuenta que los sensores de caucho se ubiquen en el hueso del lóbulo detrás de la oreja y que los sensores frontales deben ubicarse 3 dedos mas arriba de la ceja del paciente como se ve en la figura 19[38].

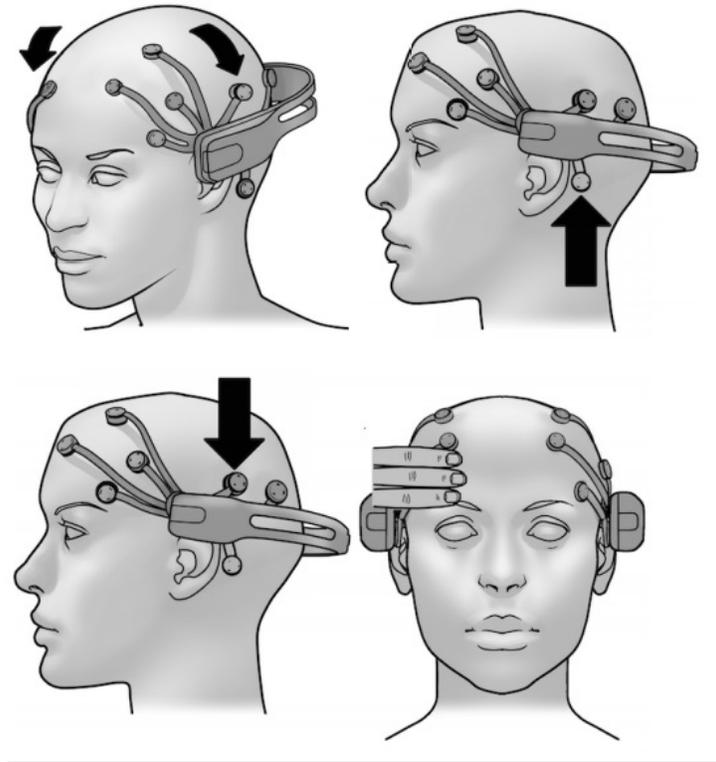


Figura 19: Posición del Emotiv EPOC en la cabeza del usuario

- La señal de los sensores debe ser del 100% para que adquiera datos reales y no señal con ruido, para ello se constata con un programa que ofrece la empresa Emotiv systems el cual es llamado Control Panel y muestra el estado real de los sensores, cuando están en verde significa que se tiene un 100% de la señal, en la figura 20 puede verse la presentación de información.

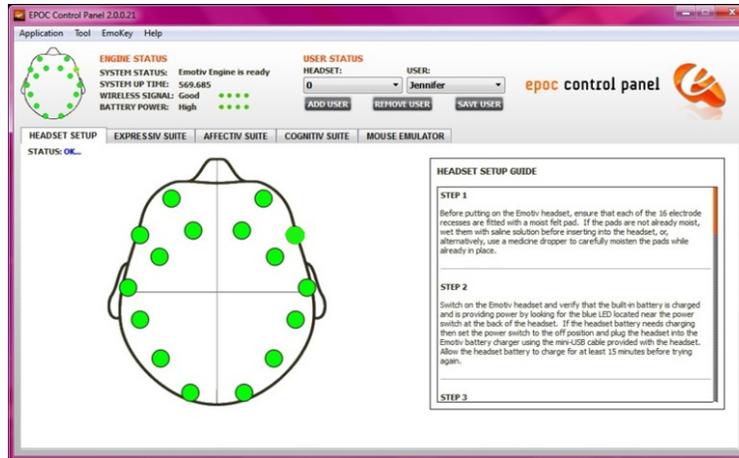


Figura 20: Control panel para ver el estado de los sensores

Todos estos factores pueden aumentar el porcentaje de error de las muestras, por lo tanto es prioritario reducir al máximo este tipo de conductas en el paciente para que la toma de patrones sea óptima.

### 3.3.2. Aplicación de la prueba

Para el experimento se les pidió a todos los sujetos diligenciar el consentimiento informado, esto con el objetivo que supieran de que trataba la prueba y que la hacían voluntariamente (Ver anexo 1). Para iniciar la persona se debe sentar en posición de reposo, intentando no mover ninguna extremidad y mirando a la pantalla esperando que se le dé la indicación determinada, En la figura 22 se observa el entorno Simulink® y las señales adquiridas en tiempo real, el sujeto de estudios pudo ver este entorno mientras se le tomaban las pruebas, en los dos segundos que dura la adquisición de datos, se le pidió pestañear voluntariamente o no hacerlo, la persona era consciente de las señales que generaba y estas eran guardadas de la siguiente manera:

---

#### **Algoritmo 1** Adquisición de datos para Emotiv/Simulink

---

```
function eegLoad()
load('EEG Simulink Importer\Matlab\EmotivEpoceEG_workspace_2012b.mat');
SimOut = sim('EEG Simulink Importer\Matlab\prueba');
csvwrite('prueba#sujeto#.csv',datos);
```

---



Figura 21: Sujeto de prueba en posición de reposo haciendo la prueba 1.

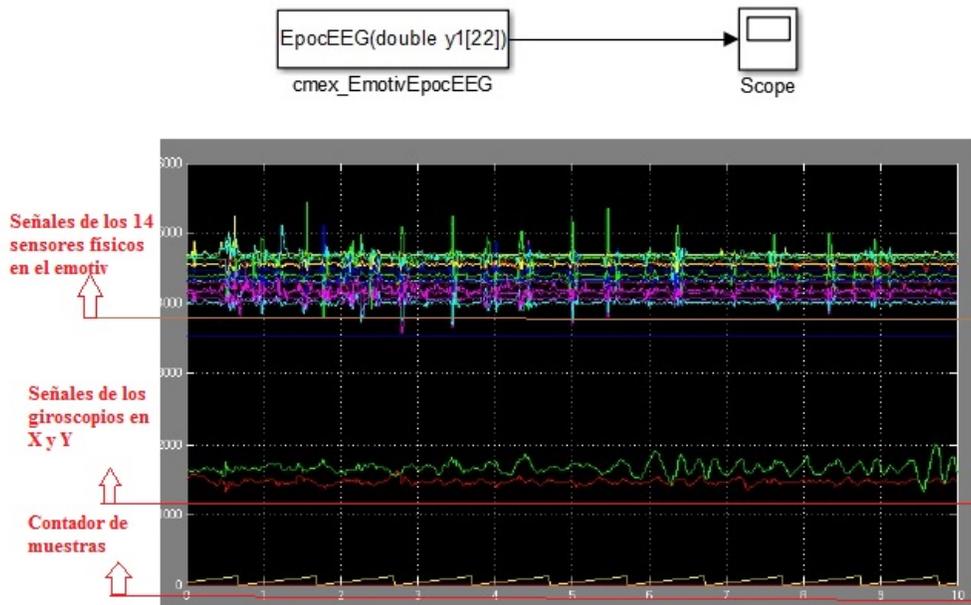


Figura 22: Entorno Simulink® con las señales ploteadas en tiempo real

### 3.4. Procesamiento de señales

#### 3.4.1. Sensores elegidos para la prueba

Después de tomados los datos de los 8 sujetos, se procede a elegir los canales que serán útiles para la toma de los datos, en el apartado 2.3.2 se describen los artificios con los cuales se trabaja, en este caso son artificios por pestañeo, para que estos puedan verse desde el EEG se deben tomar los canales Fp1, Fp2, F7 y F8 donde tienen mayor amplitud

los parpadeos, en el caso del Emotiv los sensores Fp1 y Fp2 , son reemplazados por AF3 y AF4(Otra manera de nombrar los sensores); para mejorar el desarrollo del trabajo se decidió contar con dos sensores mas, en este caso el F3 y F4 pues al ser los dos sensores frontales se observó que también tienen cambios significativos en su señal y pueden ser utilizados como patrones en la red neuronal. En la figura 23 se muestran los sensores seleccionados para el trabajo.

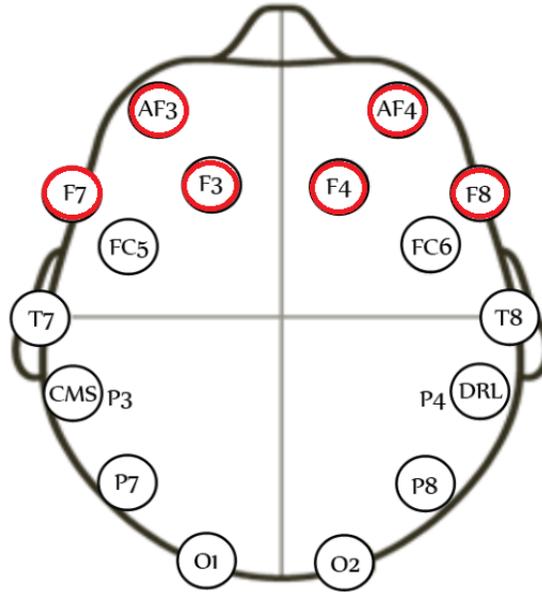


Figura 23: Canales seleccionados para el desarrollo de la prueba

### 3.4.2. Eliminación del offset

Según el manual de usuario del TestBench™, la adquisición que se hace se almacena desde la conversión AD como valores flotantes de 14-bits, esto indica que el nivel DC de los valores esta aproximadamente por los 4200 $\mu$ V, por lo tanto los voltajes negativos se trasladan como valores positivos menos que la media y los voltajes positivos trasladan como valores positivos superiores a la media [39]. En la figura 24 se observa la primera prueba que hizo el sujeto 1, los canales se ven en rangos desde los 4000 $\mu$ V hasta los 4800 $\mu$ V, esto debido al offset, cuando se quita este offset restando la media de la señal, las señales se muestran como la figura 25.

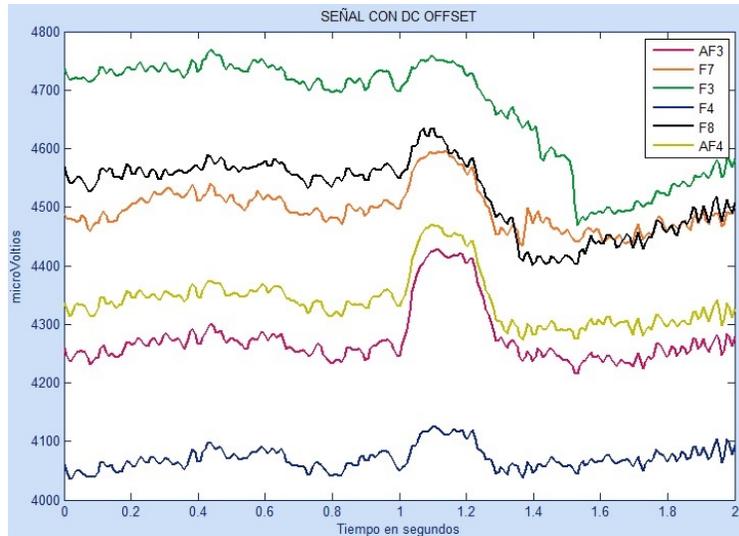


Figura 24: Señal sujeto 1 prueba 1, con DC Offset

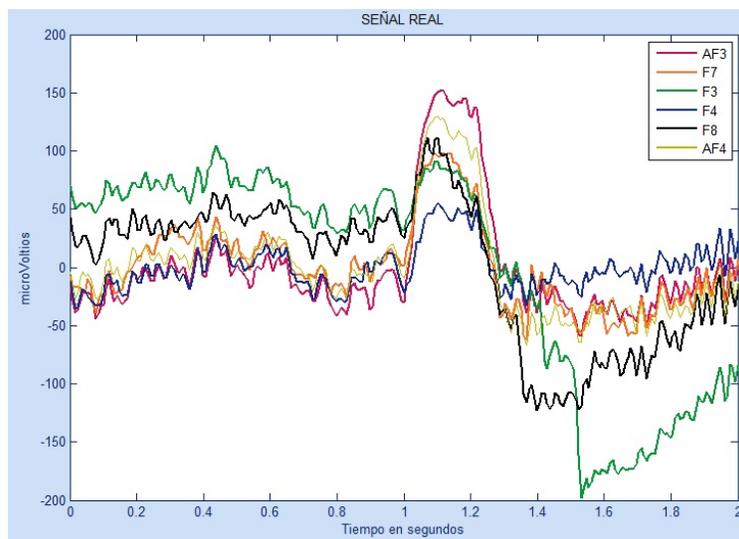


Figura 25: Señal sujeto 1 prueba 1, sin Offset

### 3.4.3. Validación de datos

Después del procesamiento de la señal, esta debe entrar a una red neuronal para entrenarla de tal forma que converja a una salida deseada, sin embargo antes de realizar este paso, se debe saber que tanto varían entre si las 20 pruebas que se le hicieron a la misma persona realizando la misma acción, se separó la prueba en 3, las primeras 10 señales se le pidió a la persona un pestañeo duradero, las 5 siguientes se le pidió que evitara pestañear y las 5 últimas se le pidió un pestañeo involuntario, en la figura 26 se observan las señales aproximadas para las primeras 10 señales donde cada sujeto debía pestañear una vez en los 2 segundos, estas señales tienen la particularidad de tener un pico que sobrepasa los 140 microVoltios en los sensores AF3, AF4, F8 y F7 que representan el pestañeo voluntario.

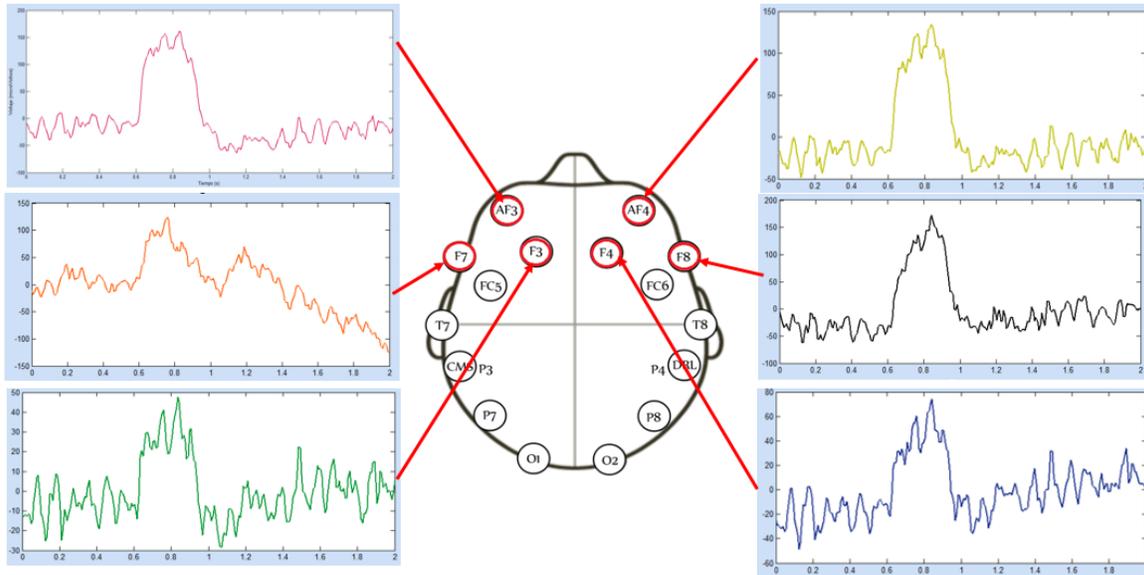


Figura 26: Sujeto 1 - prueba 5 - Pestaño voluntario

En la figura 27 se ve las siguientes 5 señales, donde el sujeto no tiene ningún movimiento por 2 segundos, estas señales tienen la particularidad de tener un rango máximo superior de 30 a 50 microVolts.

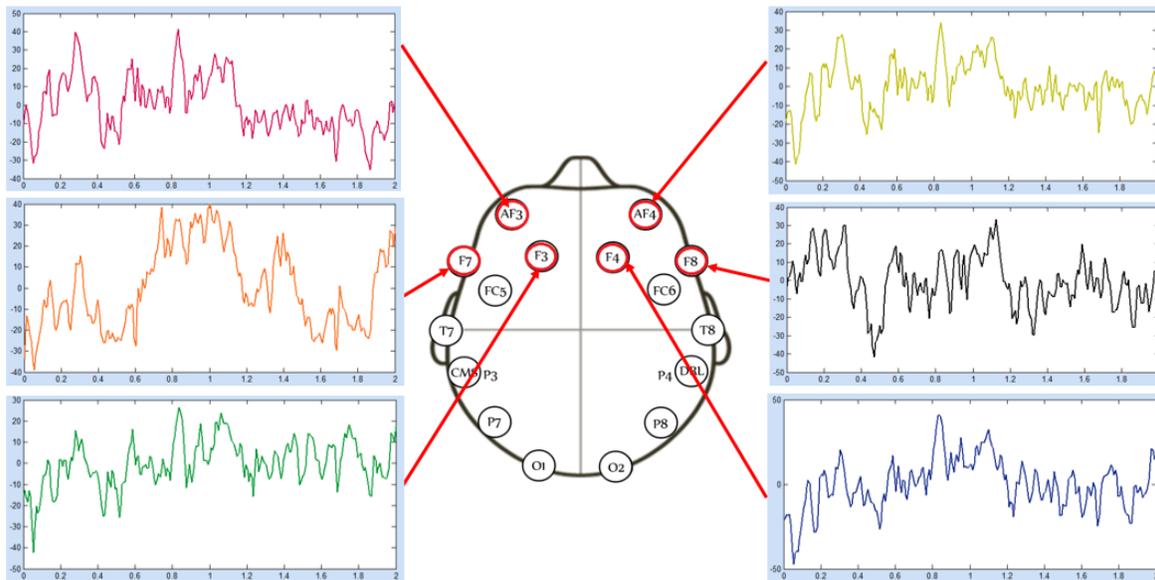


Figura 27: Sujeto 1 - prueba 12 - Sin ningún movimiento

Por último la figura 28 muestra un pestaño voluntario donde la duración en tiempo es de aproximadamente 80ms desde que se presenta el pico alto a los 100microVolts, hasta que la señal vuelve a decrecer.

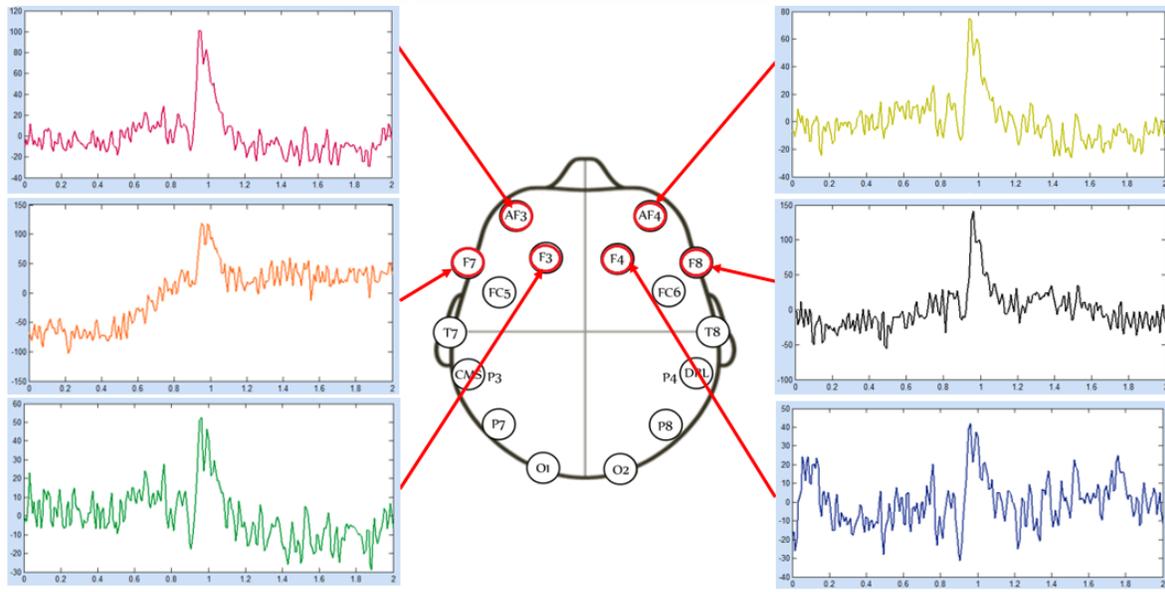


Figura 28: Sujeto 1 - prueba 20- Pestañeo involuntario

Para el análisis de la variabilidad entre pruebas se utiliza el análisis ANOVA unidireccional, el cual sirve para probar la hipótesis nula de que las medias de la población o tratamiento son idénticas, en este caso se desea demostrar que el voltaje medido en microvoltios es idéntico para las 10 primeras pruebas del mismo sensor y del mismo sujeto, en dado caso que se compruebe que una de las medias es significativamente diferente, se quitará la prueba del conjunto de patrones.

Para realizar la validación de datos se van a escoger los sensores AF3 y F7 únicamente, estos darán los parámetros de toda la prueba, en dado caso que el ANOVA resulte con diferencia significativa se asumirá que en la prueba hubo algún error en los sensores, movimientos involuntarios o algún otro problema mencionado en la sección 3.3.1, las pruebas se realizaron en el programa STATGRAPHICS Centurion, este programa por medio de StatAdvisor realiza las conclusiones para cada caso. En la figura 29 se ve los gráficos de cajas y bigotes para el sujeto 1 de la prueba tanto del sensor AF3 como F7, estos gráficos muestran la media dentro de la caja, las líneas en sus extremos son los valores mas próximos a la media y los puntos verdes y azules representan los valores que están alejados de la media. Para ambos casos el resultado de StatAdvisor concluyó que no existe una diferencia estadísticamente significativa entre las medias de las 10 variables con un nivel del 95,0% de confianza (Este nivel de confianza puede sustituirse por uno mayor o menor, sin embargo el 95 % siempre es utilizado en casos donde los datos pueden tener un alto grado de variabilidad como es el caso de estas pruebas), esto quiere decir que las 10 señales se tomarán para introducirlas a la red neuronal explicada en la sección 3.5.2.

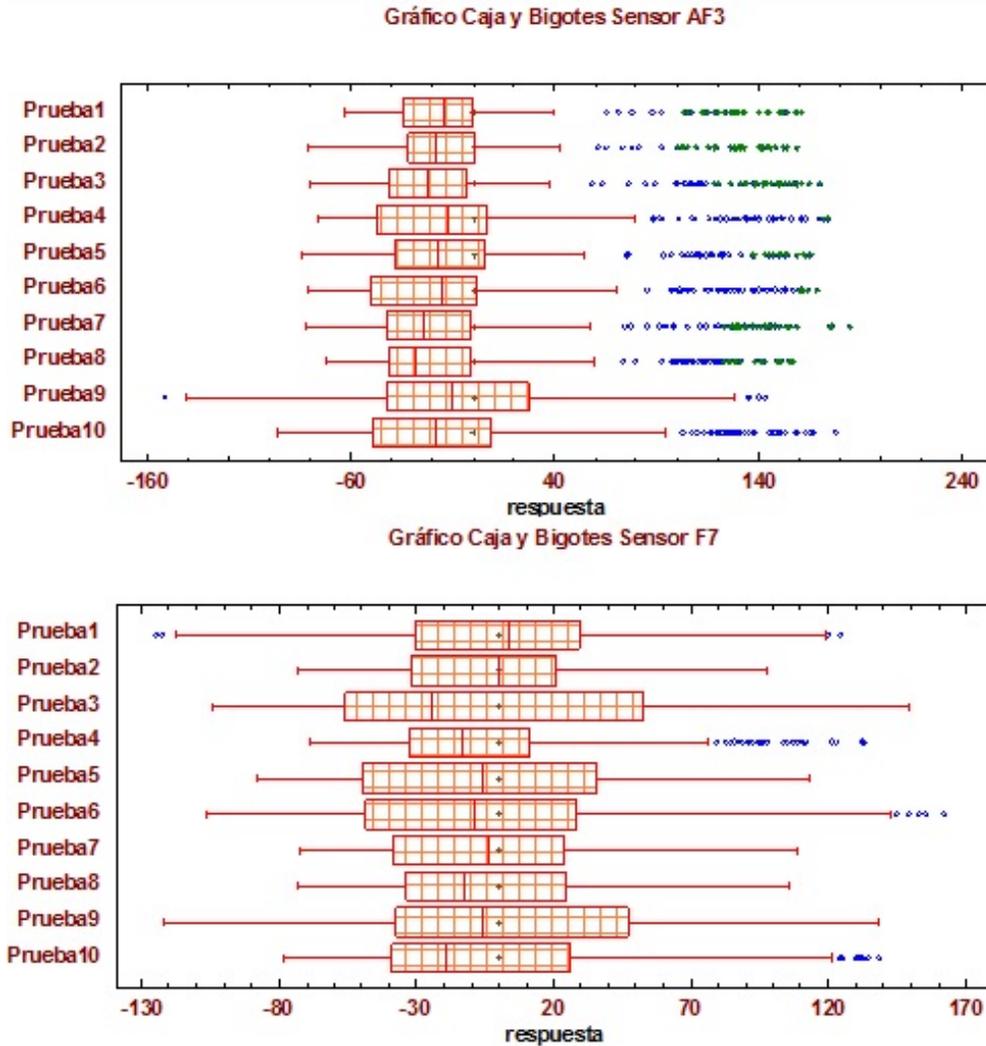


Figura 29: Gráfico caja y bigotes para sujeto 1

En la tabla 3, se observa el conjunto de resultados que dieron las primeras 10 pruebas (parpadeo voluntario), la Razón-F es el cociente entre el estimado entre-grupos y el estimado dentro-de-grupos, el valor-P indica un estimado del valor-F, si este valor es mayor o igual a 0.05 se dice que NO existe una diferencia estadísticamente significativa entre las medias de las 10 variables con un nivel del 95,0% de confianza (este análisis junto con la conclusión lo hace el programa STATGRAPHICS Centurion). A pesar que el analisis ANOVA para estas muestras arrojó que no hay una diferencia entre las 10 pruebas tomadas para este sensor específico se consideró ver el diagrama de cajas y bigotes de cada una de las pruebas, a partir de este diagrama se eliminaron algunas muestras que estaban muy alejadas de la media, ya sea porque los bigotes indicaban valores muy alejados, o porque los valores que no estaban dentro de la media eran muchos, como este proceso se hizo para cada sujeto, se llegó a la conclusión de excluir del conjunto de patrones la siguiente cantidad de pruebas: al sujeto 1, 2, 3, 5 y 7 se eliminó una prueba, para el sujeto 4 y 6 se eliminaron 2 pruebas.

Tabla 3: Análisis ANOVA para 7 sujetos prueba1

Sujeto	Sensor	Razón-F	Existe diferencia estadísticamente significativa
Sujeto 1	AF3	3.93E-13	NO
	F7	-4.97E-13	NO
Sujeto 2	AF3	1.34E-12	NO
	F7	-1.23E-12	NO
Sujeto 3	AF3	1.64E-13	NO
	F7	-2.46E-13	NO
Sujeto 4	AF3	-7.92E-13	NO
	F7	1.79E-13	NO
Sujeto 5	AF3	7.88E-13	NO
	F7	1.46E-13	NO
Sujeto 6	AF3	2.56E-13	NO
	F7	-3.20E-13	NO
Sujeto 7	AF3	1.56E-13	NO
	F7	-3.32E-13	NO

En la tabla 4, se muestran los resultados del ANOVA para las 5 señales donde el sujeto no debía parpadear, para este caso el análisis arrojó que no hay diferencias considerables.

Tabla 4: Análisis ANOVA para 7 sujetos prueba2

Sujeto	Sensor	Razón-F	Existe diferencia estadísticamente significativa
Sujeto 1	AF3	-7.85E-13	NO
	F7	2.65E-13	NO
Sujeto 2	AF3	5.83E-14	NO
	F7	3.45E-13	NO
Sujeto 3	AF3	-5.95E-13	NO
	F7	2.96E-12	NO
Sujeto 4	AF3	-5.23E-13	NO
	F7	-6.36E-13	NO
Sujeto 5	AF3	-1.236E-12	NO
	F7	2.38E-13	NO
Sujeto 6	AF3	-4.32E-13	NO
	F7	-4.25E-12	NO
Sujeto 7	AF3	1.63E-13	NO
	F7	-7.23E-13	NO

En la tabla 5, se muestran los resultados de las últimas pruebas ANOVA, en este caso el sujeto debía tener un pestañeo involuntario en los 2 segundos que duraba la toma de señales, para este caso el análisis ANOVA arroja que para el sujeto 3 existe una diferencia significativa por lo tanto se quitaron 2 señales de este, del sujeto 2 se quitó 1 señal, del sujeto 1, una señal y por último del sujeto 7 una señal, pues para todos ellos habían diferencias significativas en su análisis.

Tabla 5: Análisis ANOVA para 7 sujetos prueba3

Sujeto	Sensor	Razón-F	Existe diferencia estadísticamente significativa
Sujeto 1	AF3	-6.25E-13	SI
	F7	1.36E-13	NO
Sujeto 2	AF3	-3.98E-14	SI
	F7	7.78E-13	NO
Sujeto 3	AF3	-8.25E-13	SI
	F7	-1.25E-13	NO
Sujeto 4	AF3	-1.85E-13	NO
	F7	-8.02E-14	NO
Sujeto 5	AF3	-3.25E-12	NO
	F7	-6.32E-13	NO
Sujeto 6	AF3	-2,73E-13	NO
	F7	6,92E-13	NO
Sujeto 7	AF3	4,81E-13	NO
	F7	-7,10E-14	NO

### 3.5. Aplicación de los patrones elegidos

#### 3.5.1. Generalidades de las redes neuronales

Los seres humanos somos máquinas capaces de manipular una gran cantidad de información, la podemos almacenar, aprender y a partir de esta tomar decisiones; se puede decir que esta capacidad es la que nos hace unos seres únicos, la gran falla que posee el cuerpo humano y el sistema neuronal humano estaría en la velocidad del procesamiento, en cambio esta característica si es propia de los dispositivos computacionales, entonces, ¿Por que no intentar simular el comportamiento humano mediante estos dispositivos?.

Las redes neuronales, como muchos de los métodos aplicados en los sistemas de inteligencia artificial, se basan en un modelo planteado a partir de un sistema real, en este caso, lo que trata de hacer la red neuronal es ejecutar un comportamiento similar al del sistema nervioso de los seres vivos, por lo cual presenta una gran variedad de analogías y estructuras características que aciertan con la organización natural de neuronas. Los sistemas neuronales pueden llegar a ser considerados como complicados sistemas de comunicación, capaces de coordinar tareas de un alto grado de dificultad, esta dificultad esta dada por la extensa cantidad de elementos que la componen ya que pueden llegar a comprender alrededor de 1011 individuos en su constitución. En los centros nerviosos, cada tipo neuronal sigue un riguroso patrón de localización topográfica y de conectividad interneuronal y desarrolla funciones específicas de procesamiento de la información en los circuitos neuronales. Los sistemas de redes neuronales poseen propiedades que hacen de su implementación una solución viable y adecuada, ya que, bajo la correcta implementación y ajuste de sus parámetros, son la mezcla perfecta entre robustez y exhibilidad, ajustándose a parámetros que pueden variar, según el tiempo o la forma en la cual se les presenten, sin que esto afecte su funcionamiento; adicionalmente, y al igual que el sistema nervioso de los seres vivos, cuenta con la capacidad de aprender nuevos tipos de información para así hacer mas conable su respuesta y mas amplio su rango de usos[44].

A continuación se explica todo lo referente a este tipo de estructuras, sus tipos, sus elementos, sus usos, los modelos y los algoritmos utilizados, desde el área de la inteligencia artificial[46].

#### Características

- Son sistemas distribuidos no lineales: Una neurona es un elemento no lineal, por lo que la unión de estas generara de igual forma un sistema no lineal. Esta propiedad permite la resolución de problemas no lineales o

caóticos.

- Son sistemas altamente tolerantes a fallos: Esta propiedad permite que la red no sea absoluta y al estar compuesta de pequeños elementos no dependa totalmente de ellos, es decir, permite fallos en alguna de las unidades, sin que esto afecte considerablemente el funcionamiento total de la red, es esta propiedad la que le da la característica de exhibibilidad y de adaptabilidad.
- Es posible llegar a ser utilizados en dispositivos reales y en tiempo real, adaptándose de manera exitosa a las variaciones que pueda presentar el ambiente o las circunstancias al las cuales este expuesta.

## Arquitecturas

Debido a estar compuestas por una gran cantidad de sencillos elementos, como lo son las neuronas, las redes neuronales, pueden ser categorizadas de acuerdo a la forma en la cual se organicen las conexiones entre ellas. Se pueden encontrar las redes organizadas de acuerdo al número de capas, el tipo de conexiones o el grado de conexión presentes entre ellas. Estos tipos de redes pueden estar conectadas entre sí, para así generar un sistema de redes, con el n de obtener una respuesta adecuada al problema establecido[47].

- Red monocapa: Son aquellas que solo cuentan con una capa y realizan la labor de a partir de una serie de cálculos reejar una salida a partir de una entrada establecida.

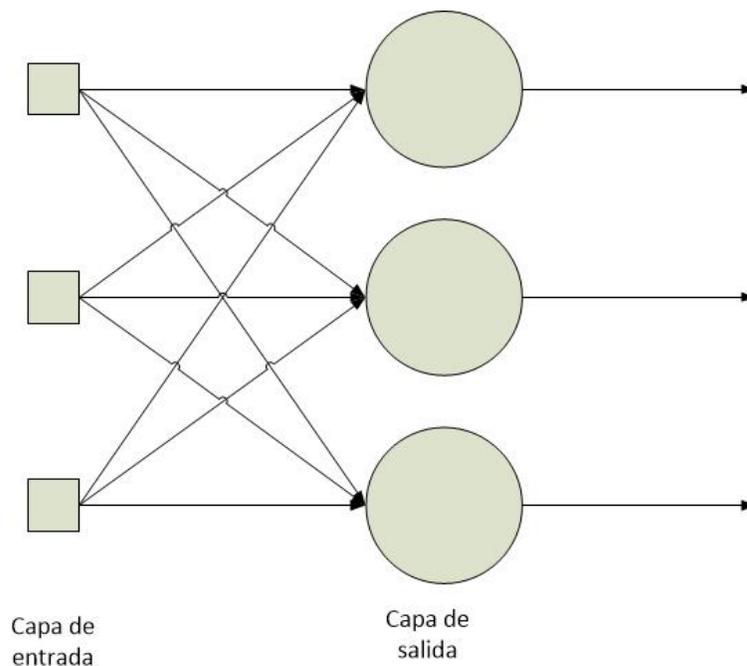


Figura 30: Diagrama red neuronal monocapa

- Red multicapa: Es una red donde entre las capas de entrada y salida, se ubican una serie de capas adicionales llamadas las capas ocultas, en general su función es la misma que la de la red mono capa. Este tipo de redes pueden estar total o parcialmente conectadas.

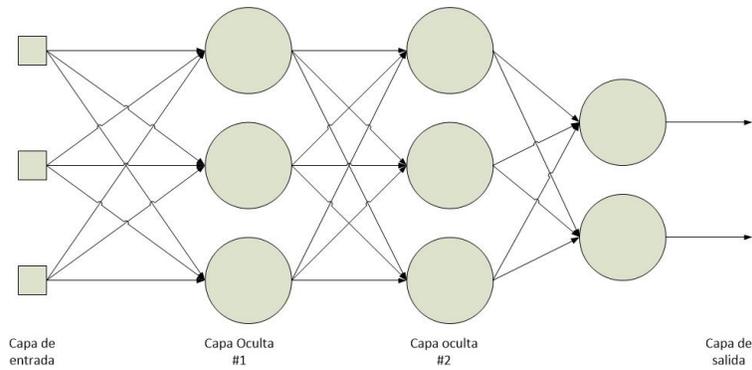


Figura 31: Diagrama red neuronal Multicapa

- Tipo de conexiones 1. No recurrentes: En este tipo de estructuras las señales se producen en un único sentido, por lo que es válido armar que son redes sin memoria, es decir solo dan una respuesta a una entrada determinada, este tipo de redes solo sirven si ya están pre-entrenadas y no admiten la adición de nuevos parámetros. 2. Recurrentes: Son redes con re alimentación, estos lazos se pueden presentar entre neuronas de diferentes capas, neuronas en una misma capa o incluso en la misma neurona. Son redes con memoria y pretenden dar solución a sistemas no lineales, cosa que no es capaz de realizar una red sin este tipo de configuración.

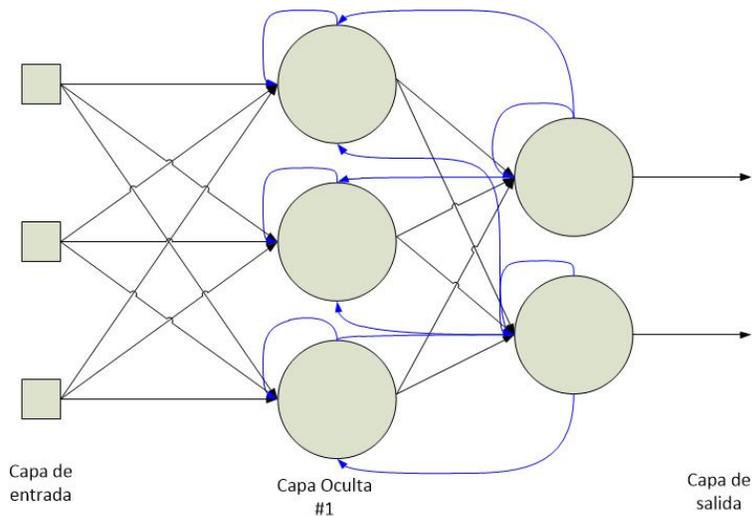


Figura 32: Diagrama red neuronal recurrente

### Métodos de aprendizaje

Una vez se establecen como es la estructura de la red, se debe escoger la manera mediante la cual se realizará el proceso de aprendizaje, entre las diferentes técnicas que existen, se pueden llegar a clasificar así[49]:

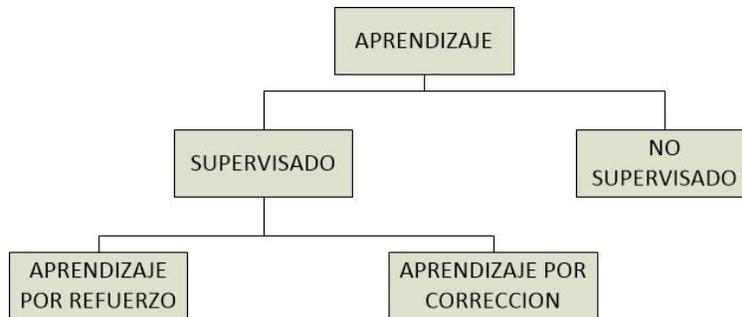


Figura 33: Métodos de aprendizaje

- Aprendizaje supervisado: (Adaptativos) En esta metodología de aprendizaje se debe conocer con antelación la salida que debe presentar la red ante una entrada determinada, en este se analiza el error entre la señal deseada y la salida que proporciona la red, para de esta manera ajustar los pesos y consecuentemente la salida de la red. Este tipo de entrenamiento admite dos modalidades diferentes: 1. Por refuerzo: Se obtiene una respuesta booleana en cuanto al error a la salida, es decir la salida de la red es igual a la salida deseada o no lo es. 2. Por corrección: Para este caso se conoce exactamente la magnitud del error, de acuerdo a este varían los pesos y se reajusta la red.
- Aprendizaje no supervisado: (Auto organización) Estas redes no conocen el patrón a seguir ante una entrada determinada, por lo que para realizar el aprendizaje la red se agrupa de acuerdo únicamente a las entradas presentadas. Se usan principalmente para generar un tipo de clasificación (clustering).

### Sistemas de una neurona

Estos sistemas son los mas sencillos, se fundamentan en la implementación de una única neurona y es necesario para comprender sistemas de mayor rango, como lo son las redes multicapa y los algoritmos de aprendizaje como el backpropagation. Resulta ser la estructura mas sencilla de toda la red, pero a la vez la mas importante ya que uniendo varias de estas se puede obtener un sistema robusto y conable, al igual que sucede con la red neuronal de los seres vivos. En la figura 33 se puede observar el modelo de una neurona en su estado natural, es decir, que solo transmite información en un sentido y por esta misma razón no posee memoria[49].

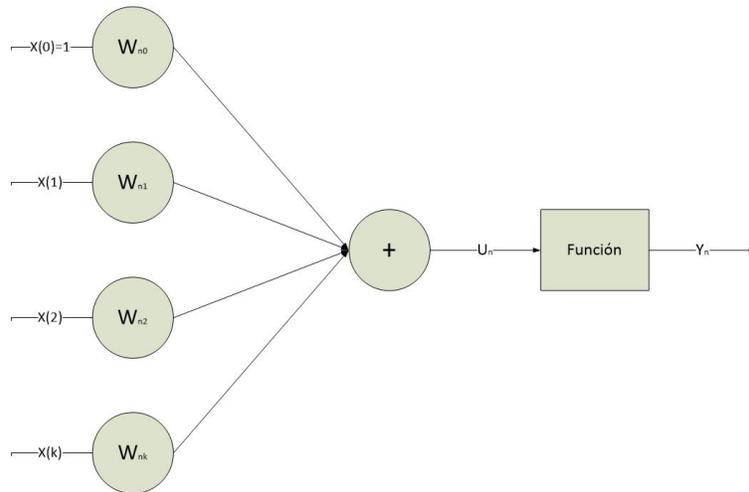


Figura 34: Esquema de una neurona sin memoria

- **Función de activación:** Se aplica a la salida del sumador y se usa para normalizar la salida y obtener resultados no tan dispersos con respecto a los valores esperados, ya que esto llevaría a que la red tardara más en el proceso de aprendizaje, o simplemente no se entrenara dicha red, entre las funciones más comunes se tienen en la figura 34.

	<i>Función</i>	<i>Rango</i>
<i>Identidad</i>	$y = x$	$[-\infty, +\infty]$
<i>Escalon</i>	$y = \text{sing}(x)$	$\{-1, +1\}$
	$y = H(x)$	$\{0, +1\}$
<i>Lineal</i>	$y = \begin{cases} -1, & x < -1 \\ x, & +1 \leq x \leq -1 \\ +1, & x > +1 \end{cases}$	$[-1, +1]$
<i>Sigmoidea</i>	$y = \frac{1}{1+e^{-x}}$	$[0, +1]$
	$y = \text{tgh}(x)$	$-1, -1$
<i>Gaussiana</i>	$y = Ae^{-Bx^2}$	$[0, +1]$
<i>Sinusoidal</i>	$y = A\text{sen}(\omega x + \varphi)$	$[-1, +1]$

Figura 35: Funciones de activación más comunes[46]

- El perceptrón es una neurona, con la estructura y los elementos característicos de esta, pero con la única diferencia que en el modelo del perceptrón se considera el error existente entre la salida de la neurona y la salida esperada, para por medio de este reajustar los pesos para obtener una respuesta cada vez mejor. Es de aclarar que al trabajar sobre el error y un reajuste de pesos, este tipo de configuración neuronal si cuenta con memoria y adaptabilidad a la hora del aprendizaje. El perceptrón es muy sencillo en cuanto a su estructura y metodología de aprendizaje, pero resulta ser altamente conable para casos cuyas salidas sean linealmente separables, es decir que sean un conjunto de grupos definidos que se puedan separar mediante una línea recta en un espacio determinado.

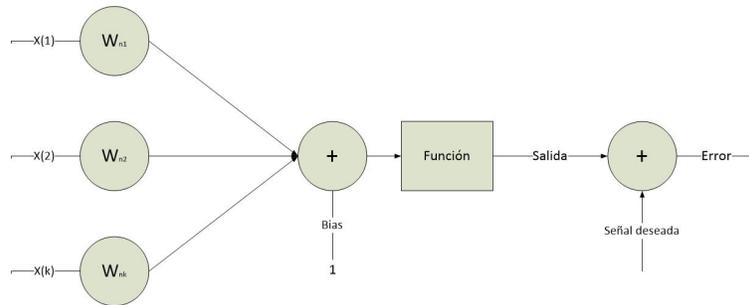


Figura 36: Estructura del perceptrón

### Sistemas de múltiples neuronas

Como ya se considero anteriormente, el perceptrón esta compuesto por única neurona capaz de dar solución a problemas de clasificación de grupos linealmente separables, lo que restringe al perceptrón a cumplir labores mas alla de este tipo de situaciones, pensando en esto y en ampliar el rango de usos del procesamiento haciendo uso de neuronas, surgen las redes multicapa, la cuales son conguraciones a partir de perceptrones, con características especificas, que al estar interconectadas entre si generan combinaciones que resuelve el problema de la no linealidad en los grupos. En su estructura se identifican, la capa de entrada, por lo menos una capa oculta y la capa de salida, que son grupos de neuronas todas con las características de las neuronas y que se conectan entre si, realizando el mismo calculo, con la única diferencia que en este caso se conectara con otras neuronas para asi generar nuevos cálculos. Algunas de las ventajas que poseen dicho tipo de redes son:

- Son estructuras no lineales.
- Presentan tolerancia a fallos.
- Son capaces de establecer relaciones entre conjunto de datos.
- Se puede realizar implementación en hardware

### Backpropagation

El método puede dividirse en las siguientes fases:

- Propagación hacia adelante (FeedForward): Se realizan los cálculos correspondientes a las neuronas desde la capa de entrada hasta la capa de salida, realizando una comparación entre la señal deseada y la señal resultante de la red, para así re calcular los pesos.
- Propagación hacia atrás: Basándose en el error cometido por la red, se ajustan los pesos desde la capa de salida hasta la capa de entrada, corrigiendo a su paso, los pesos existentes en las capas ocultas.

1. Para la implementación del método se determinan los siguientes pasos:

- Inicializar los pesos aleatoriamente.
- Presentar un patrón de entrada y la salida esperada que debe generar dicha entrada.
- Calcular la salida actual de la red. Este proceso se realiza gradualmente calculando la salida de cada una de las capas:

- Salida en la capa de entrada:

$$O_{i_{pj}} = \text{funciónActivación} \left( \sum_{i=1}^N W_{ji}^h * x_{pi} + \theta_j^h \right)$$

Figura 37: Función de activación

En donde h se refiere a las magnitudes de la capa oculta; el subíndice p, al p-ésimo vector de entrenamiento, y j a la j-ésima neurona oculta.  $\theta_j^h$  representa al peso de entrada 1 (bias) que tiene cada una de las neuronas.

- Salida en la capa oculta:

$$O_{o_{pk}} = \text{funciónActivación} \left( \sum_{j=1}^L W_{ki}^o * O_{i_{pj}} + \theta_k^o \right)$$

Figura 38: Función de activación

Donde o es la cantidad de elementos en la respectiva capa oculta que se calcula.

- Salida en la capa de salida: se realiza el mismo procedimiento que en las capas anteriores, calculando la salida total de la red a partir de los cálculos de las capas anteriores.
  - Determinación del error: para neuronas de salida con función de activación lineal. para neuronas con salida tipo sigmoideal. En este caso es el error entre la salida deseada y la obtenida y d la señal deseada.
  - Actualización de los pesos: Este proceso se realiza desde la capa de salida hasta la capa de entrada, y es precisamente lo que le da el nombre de Backpropagation al algoritmo, ya que lo que se hará será tomar el error y propagarlo hacia atrás para ajustar los pesos.
  - Pesos capa de entrada: Estos pesos se calculan a partir de los valores obtenidos en las capas ocultas.
  - Este proceso se debe realizar hasta que se cumpla una condición de error por patrón sea aceptable para que la red trabaje adecuadamente, es gracias a este error que la red es exible ante pequeños cambios. Este error normalmente se trabaja como un error cuadrático medio. Este parámetro es denido por quien desarrolla el algoritmo y puede determinar así que tan exacta quiere que sea su red o que tan exible.

## Consideraciones

- Aunque no existe una regla general para denir el numero de capas y la cantidad de neuronas en cada una de ellas, es importante no saturar la red con demasiadas neuronas, ya que llegado el caso puede que el resultado esperado requiera de una entrada absoluta, es decir, que no es exible ante pequeños cambios o se encuentra tan sobre entrenada que llegado al caso de tener uno de los patrones especícos, la red se confunda y no pueda determinar especícamente del patrón que se trata, o simplemente el entrenamiento resulta imposible, sin así poder llegar a una convergencia y satisfacer el error.
- En algunas aplicaciones la aleatoriedad de los pesos sinápticos al iniciar la red inuye en la convergencia del método a un mínimo local o global, es decir que si estos pesos iniciales se encuentran situados por las cercanías de un mínimo local, lo que llevara a que el error se cumpla pero para una respuesta que no es la mejor. Para

subsanan este problema existen métodos que evitan los mínimos locales y aseguran la convergencia al mejor resultado, independientemente de la ubicación de los pesos iniciales.

- Aplicaciones donde la variabilidad de los datos es alta, requieren que sus entradas sean normalizadas, esto con el único fin de evitar que se cuelen datos erróneos y hacer más fácil el trabajo de entrenamiento, ya que con datos dispersos los pesos tardarían mucho más en llegar a satisfacer la condición de error.
- A la hora del entrenamiento se debe ser extremadamente cuidadoso con los patrones y los resultados esperados de cada patrón, ya que si alguno de estos resulta ser incorrecto puede alterar el funcionamiento de la red. Es importante que no existan datos redundantes o contradictorios.

### 3.5.2. Creación de la Red Neuronal FeedForward

La arquitectura de la Red Neuronal FeedForward que se empleó fue la siguiente: en la capa de entrada se tienen los 6 sensores mencionados en la sección 3.4, cada sensor representa una entrada diferente, como cada entrada tiene 257 datos, al final la matriz de la capa de entrada tendrá 1542 datos por la cantidad de patrones para ser entrenada, que en este caso según la tabla 6, es de 126 patrones que fueron seleccionados de acuerdo a la validación en la sección 3.4.3.

Tabla 6: Patrones seleccionados para el entrenamiento de la red neuronal

Sujeto	Número de pruebas	Pruebas eliminadas por diferencias significativas	Total de pruebas tomadas para la red
1	20	2	18
2	20	2	18
3	20	3	17
4	20	2	18
5	20	1	19
6	20	2	18
7	20	2	18
<b>TOTAL PATRONES TOMADOS</b>			<b>126</b>

En la capa oculta se tienen 450 neuronas, este número se eligió ensayando varias veces ya que con 600 neuronas la red quedaba sobre entrenada, por lo tanto la cantidad se fue reduciendo hasta que la red quedara bien entrenada y el tiempo de entrenamiento se redujera al mínimo, en este caso con 450 neuronas la red demoraba menos en converger y sus resultados fueron satisfactorios, por último la capa de salida tendrá una única neurona que tomará un valor binario de acuerdo a la entrada, en la figura 30 se observa la arquitectura de la red usada .

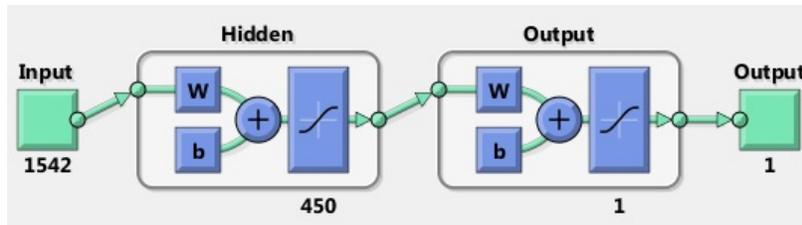


Figura 39: Arquitectura de la red neuronal

Los datos completos fueron puestos en una matriz en Matlab, este programa tiene un toolbox llamado Neural-NetworkToolbox(nnstart)<sup>TM</sup> con el cual se realizó la red neuronal; para entrenar la red, se hizo una matriz con la organización de datos como se muestra en la tabla 7, con su respectiva salida para cada patrón de entrada. Como el parpadeo voluntario va a ser el punto clave para el funcionamiento de la red, la salida de todas las primeras 10 muestras que se ven en la figura 26 va a ser "1", es decir 61 patrones corresponden al primer patrón con salida "1", los 65 patrones restantes, corresponden a las señales que no deben activar la interface, es decir los pestañeos involuntarios o una posición relajada sin movimiento facial, para este caso la salida será "0".

Tabla 7: Matriz para entrenamiento de la Red neuronal

sensor	Sujeto 1			Sujeto ...			Sujeto 7			Sujeto 1			Sujeto ...			Sujeto 7		
	Prueba1	...	Prueba10	Prueba1	...	Prueba10	Prueba1	...	Prueba10	Prueba11	...	Prueba20	Prueba11	...	Prueba20	Prueba11	...	Prueba20
AF3	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...
	257	257	257	257	257	257	257	257	257	257	257	257	257	257	257	257	257	257
F7	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...
	257	257	257	257	257	257	257	257	257	257	257	257	257	257	257	257	257	257
F3	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...
	257	257	257	257	257	257	257	257	257	257	257	257	257	257	257	257	257	257
F4	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...
	257	257	257	257	257	257	257	257	257	257	257	257	257	257	257	257	257	257
F8	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...
	257	257	257	257	257	257	257	257	257	257	257	257	257	257	257	257	257	257
AF4	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...
	257	257	257	257	257	257	257	257	257	257	257	257	257	257	257	257	257	257
salida	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Teniendo los vectores de entrada y salida se introducen en el toolbox de redes neuronales, en la opción que dice Pattern Recognition Tool pues esta opción maneja el reconocimiento de patrones para converger a una salida deseada, además la función de entrenamiento es el gradiente conjugado escalado el cual tiene la ventaja de no realizar la búsqueda lineal por cada iteración, en su lugar utiliza un mecanismo de escalamiento que hace que sea mayor el numero de iteraciones para converger pero menos la cantidad de cálculos en cada iteración, lo que lo hace mas rápido que cualquier otro método[41]. Luego de ingresar las entradas y los targets se escojen aleatoriamente los parámetros de entrenamiento, validación y pruebas. En este caso, para el entrenamiento se eligió el 70% de los patrones, para validación y pruebas 15% cada uno (esta opción la tiene automaticamente el toolbox de matlab, por lo tanto no se varía ya que se considera que el porcentaje elegido de patrones para el entranamiento, validación y pruebas es suficiente para que la red quede entrenada en un 100%).

Luego de tener estos parámetros, Matlab comienza a iterar internamente y a entrenar la red, matlab da un recuadro donde se puede observar en tiempo real el entrenamiento de la red, en esta se puede observar el numero de iteraciones, el tiempo de entrenamiento de la red, el error de la red entre otros parámetros, como se ve en la figura 40, después de cada iteración se observaba la matriz de confusión para poder comprobar el error en cada etapa, ya sea la etapa de

entrenamiento, validación y prueba, si el error era grande se volvía a entrenar la red hasta que el error fuera lo mas bajo posible. En este caso cuando el error quedó en 0.00046285 se consideró totalmente entrenada la red.

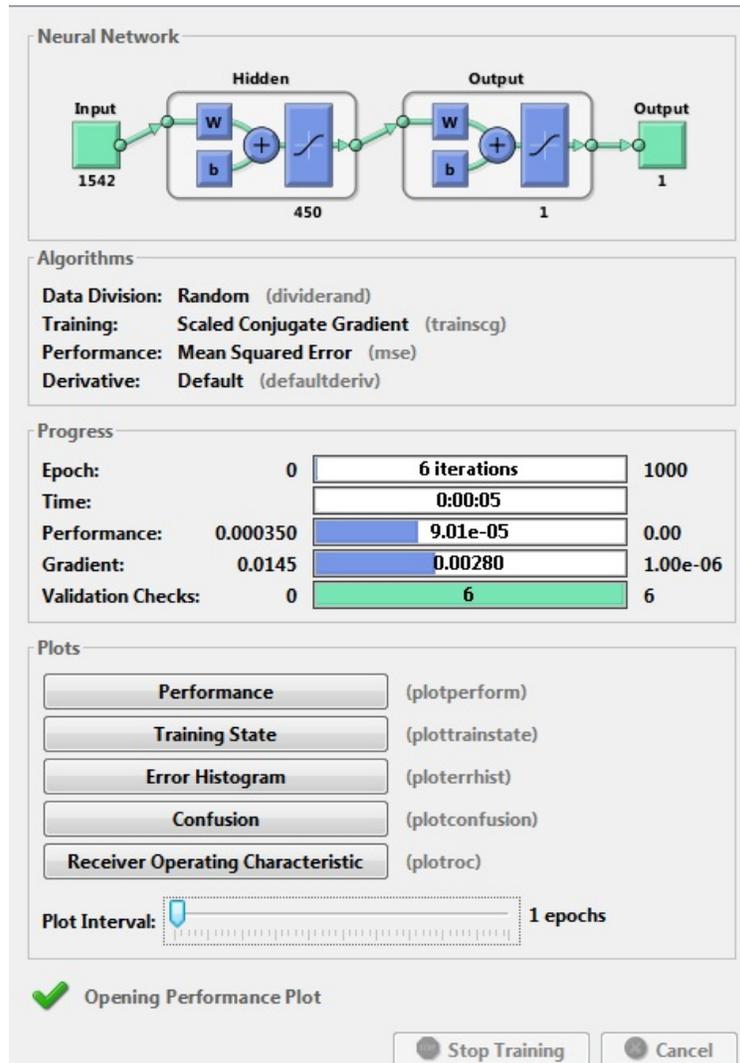


Figura 40: Librería ntraintool, se observa el error, las iteraciones y el tiempo de entrenamiento de la red

En la figura 41 se observa la matriz de confusión final cuando la red quedó totalmente entrenada, las diagonales en cada caso indican los patrones que fueron clasificados correctamente, en este caso se observa que se tomaron 47 patrones para el entrenamiento del "0" y 41 patrones para la salida "1", en el entrenamiento el 100% de los datos se clasificó bien, para la validación se tuvieron 10 patrones para el "0" y 9 para el "1", en este caso también se tuvo un 100% de clasificación correcta. Hay que resaltar que los patrones elegidos para cada uno de los items se escogen al azar del 100% de patrones que se tengan. Por último se tiene la matriz total de confusión en donde se observa que el 100% de los patrones fueron clasificados correctamente.

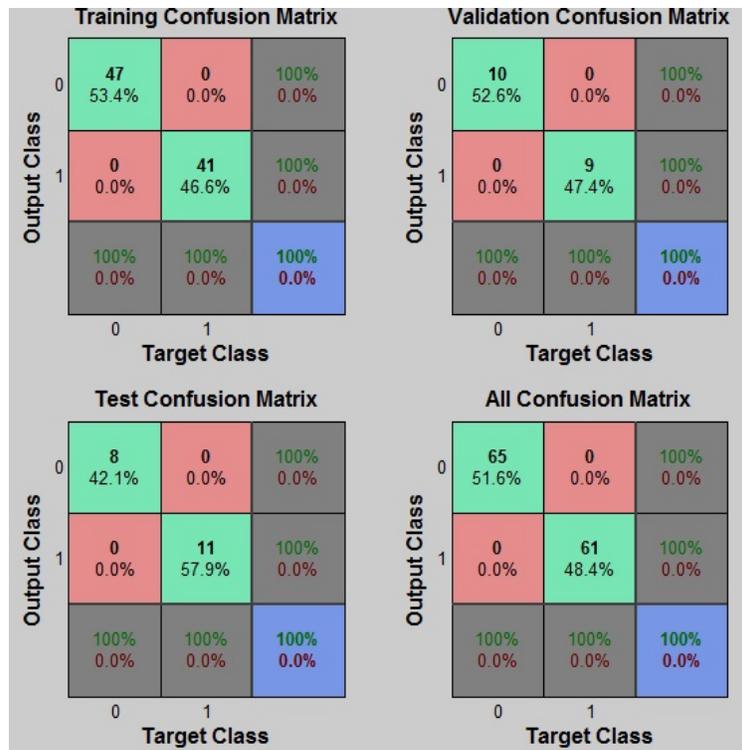


Figura 41: Matriz de confusión de la red neuronal

Por último se observa la regresión entre las salidas obtenidas de la red y las salidas deseadas, la figura 42 representa los diferentes valores cercanos al 0 y al 1 que toma la red neuronal.

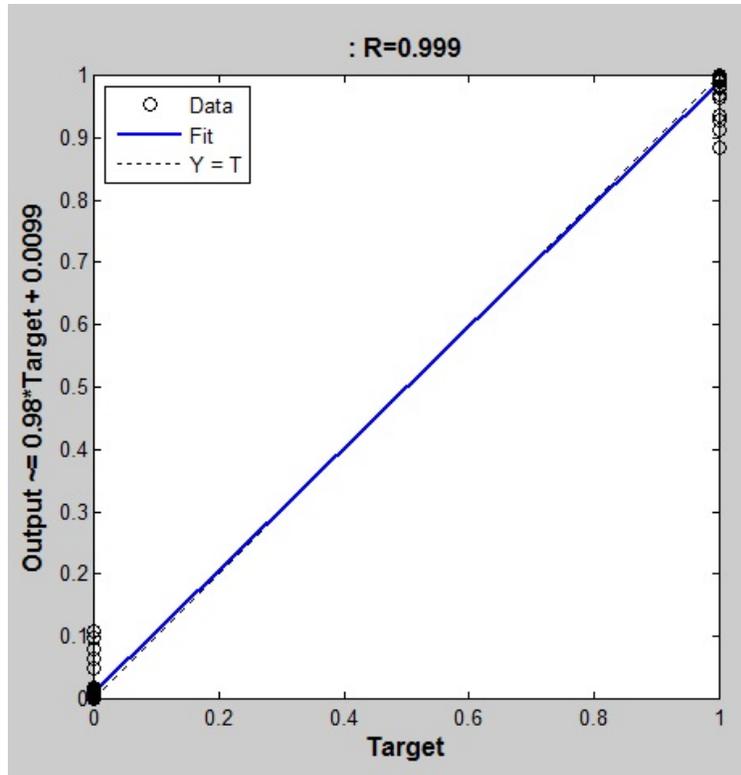


Figura 42: Regresión de la red neuronal

## 4. VALIDACIÓN EXPERIMENTAL

### 4.1. Interfaz de usuario

Para los pacientes con ELA existen varios métodos para facilitar su comunicación, entre los más utilizados está el tablero "ETRAN", diseñados para la comunicación mediante el movimiento de los ojos. Los principios básicos para la utilización de este tablero son aplicables a todos los demás con diseño similar. El tablero transparente ETRAN tiene letras y números dispuestos en grupos, dichos grupos están ordenados alrededor de un orificio central. El tablero está diseñado para ser utilizado por el paciente y el "oyente", colocándose entre ellos de manera que puedan verse el uno al otro. Tanto el paciente como el oyente ven el mismo grupo de letras en el tablero, el "oyente" mira el tablero de frente y el paciente desde atrás, de forma que si los ojos del paciente se dirigen hacia la izquierda para ver determinada letra, los del oyente se dirigen hacia la derecha, en la figura 43 se observa el tablero antes mencionado [42]. En la figura 44 se ve un paciente con ELA haciendo uso de este tipo de tablero, una gran desventaja que tienen este tipo de tableros es que el paciente depende totalmente de la percepción del oyente, si este vio la misma letra que el paciente quería transmitir y se necesita que este todo el tiempo al lado del paciente para que este pueda comunicarse cuando desee [43].

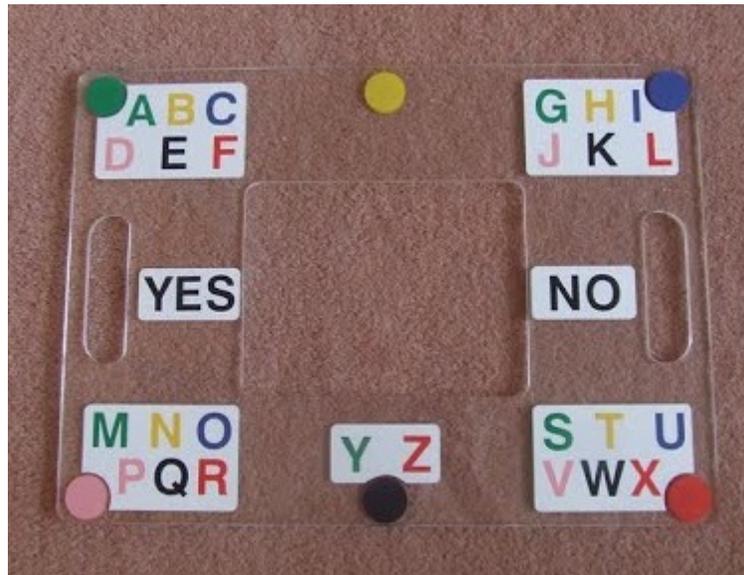


Figura 43: Tablero ETRAN



Figura 44: Utilización del tablero ETRAN por un paciente con ELA

Teniendo en cuenta ese tablero, se realizó la interfaz de usuario, como se ve en la figura 45, el tablero tiene un botón de empezar, cuando comienza, la interfaz ilumina el primer grupo de palabras, que en este caso tiene las palabras "sí" y "espacio", en el momento que estas letras se iluminen, se comenzará a tomar la señal por el emotiv, esta a su vez se guarda en un formato .cvs e inmediatamente se le quita el offset y entra a la red neuronal, esta red tendrá una salida de "1" si la persona parpadeo para elegir este primer grupo de letras, si es "0", se alumbrará el siguiente cuadro de letras, así hasta completar los 8 grupos, y luego volverá al grupo 1 de letras, internamente cada grupo tendrá el mismo funcionamiento, letra a letra se irá alumbrando hasta que la persona al dar un pestañeo voluntario elija una de las letras, entonces esta se escribirá en el espacio del medio.

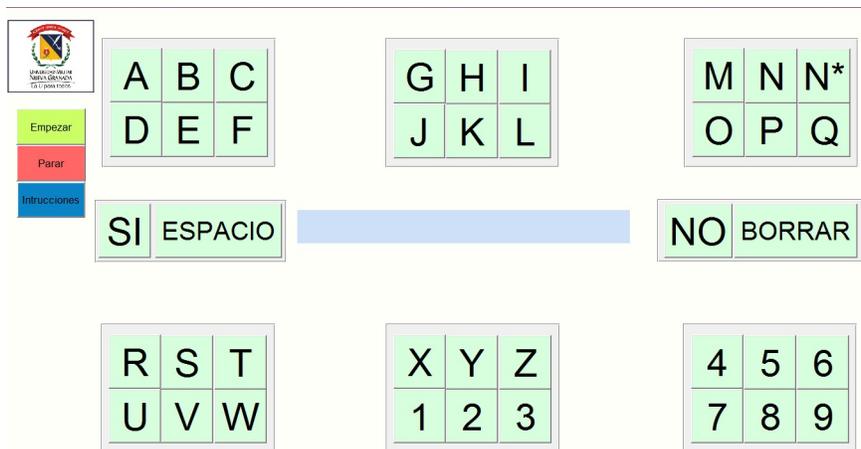


Figura 45: Interfaz de usuario

En la figura 46, se observa el diagrama de flujo de la interfaz principal.

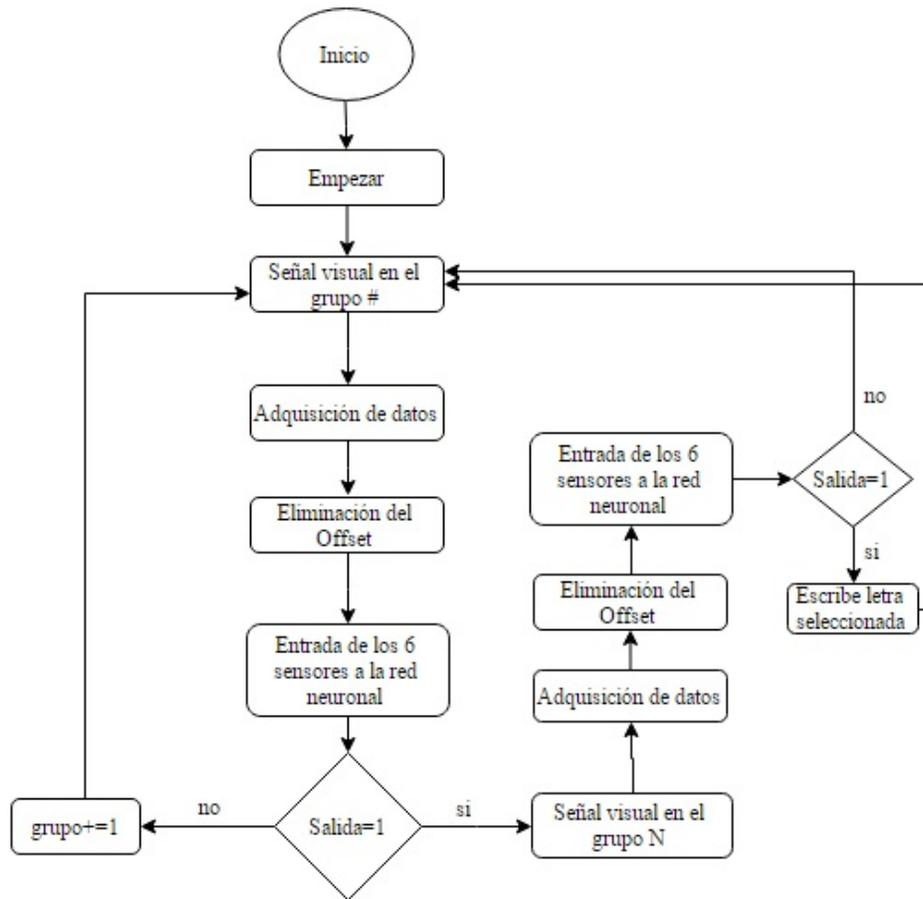


Figura 46: Diagrama de flujo programa principal

#### 4.2. Validación final de la interfaz

Para validar la interfaz se tiene la misma población que para las primeras pruebas como se ve en la sección 3.2, sin embargo en este caso se trabajará con 6 de los 7 sujetos antes mencionados y además otros 3 sujetos diferentes, pues es importante validar la red neuronal con personas que no hayan aportado para el entrenamiento de la misma. Para la validación se le pidió a cada sujeto que escribiera las palabras "UNIVERSIDAD\_MILITAR", cada que cometieran un error escribiendo una letra, seguirían con la siguiente, de esta forma se pudo contabilizar la cantidad de errores por persona.

En la tabla 8, se encuentran relacionados los primeros sujetos que hicieron las pruebas para entrenar la red neuronal, teniendo en cuenta que se hicieron 2 pruebas por cada persona para validar la interfaz, se tomó como el valor teórico 19 aciertos, y se le dio a cada persona 15 minutos para que se acomodara a la interfaz y la supiera manejar.

Tabla 8: Validación de la interfaz con los sujetos de prueba

Sujeto	Cantidad de aciertos prueba 1	Cantidad de aciertos prueba 2	Porcentaje de error prueba 1	Porcentaje de error prueba 1	Promedio del porcentaje de error
1	18	17	5,26	10,53	7,89
2	14	13	26,32	31,58	28,95
3	13	15	31,58	21,05	26,32
4	14	13	26,32	31,58	28,95
6	17	17	10,53	10,53	10,53
7	17	18	10,53	5,26	7,89
			ERROR PROMEDIO		18,42

En la tabla 9, se encuentran relacionados el segundo grupo, sus integrantes no hicieron las pruebas para la adquisición de patrones, por lo tanto sirven para hacer la validación de la red neuronal, el funcionamiento de la prueba es la misma que para los otros sujetos.

Tabla 9: Validación de la interfaz con sujetos diferentes

Sujeto	Cantidad de aciertos prueba 1	Cantidad de aciertos prueba 2	Porcentaje de error prueba 1	Porcentaje de error prueba 1	Promedio del porcentaje de error
8	16	15	15,79	21,05	18,42
9	15	18	21,05	5,26	13,16
10	10	10	47,37	47,37	47,37
			ERROR PROMEDIO		26,32

Por lo anterior se tiene que la interfaz tiene una precisión del 81.58% cuando se entrena la red con los mismos sujetos con los que se hace la validación, cuando se valida con sujetos diferentes la precisión es de 73.68%.

### 4.3. Opinión de un experto

Para validar el trabajo anterior, se le preguntó a un fisioterapeuta que anteriormente trabajó con pacientes con ELA si el proyecto era viable implementarlo a un paciente con ELA y que mejoras se podrían hacer a la interfaz y su forma de ser usada. El doctor explicó que los pacientes con ELA también pueden sufrir daños cerebrales que impiden que la persona pueda procesar información o retenerla, lo que haría imposible el uso de la interfaz, sin embargo concluyó que es una idea viable a la hora de comunicarse con una persona de una manera fluida o para la comunicación propia del paciente ya que le da un poco más de independencia de sus cuidadores por lo menos para comunicarse. También mencionó que este tipo de tecnología podría implementarse en un hospital en general, ya que se tienen pacientes que no pueden comunicarse con los médicos o familiares por tener cánulas de traqueostomía o ventiladores mecánicos, en estos pacientes el método sería sencillo de implementar y ayudaría a los doctores y enfermeras para saber el paciente que necesita en el momento, pues normalmente estos pacientes no están acostumbrados a no tener comunicación y esto puede desesperar al paciente y a su vez al personal médico.

## 5. CONCLUSIONES Y PERSPECTIVAS FUTURAS

El uso del Emotiv EPOC ha generado miles de aplicaciones en todo el mundo, al ser un instrumento portátil y de bajo costo es una de las mejores opciones para hacer interfaces cerebro-computador, por este motivo se utilizó este dispositivo para crear una aplicación que sirviera para mejorar la calidad de vida de un paciente con una de las enfermedades más raras del mundo y que al no tener movilidad, se ven reducidas sus posibilidades de continuar con una vida digna. De tal manera se extrajeron las señales cerebrales gracias al SDK del Emotiv para Matlab y se procedió a hacer todo el procesamiento en este mismo programa.

Las señales obtenidas directamente del instrumento se dan en microvoltios, al quitarles el Offset que tienen gracias a los amplificadores y sensores internos del emotiv se puede observar fácilmente que la señal de electroencefalografía no tiene una variación tan alta comparándola con los valores teóricos que en la sección 2 se nombraron, es decir el emotiv puede considerarse un equipo fiable para desarrollos tecnológicos o para uso en la investigación, por tal motivo para la red neuronal se utilizaron los valores de los artificios de electroencefalografía pues para la aplicación eran la mejor opción y sus señales concordaban con las medidas con un electroencefalógrafo médico.

Para el desarrollo de la red neuronal se tomaron únicamente los artificios fisiológicos por electroculografía, dando como resultado un entrenamiento y una validación de los datos del 100 %, esto indica que los artificios anteriormente nombrados pueden clasificarse y converger a una salida deseada así estas señales sean de personas diferentes, por lo tanto con el Emotiv se puede generalizar una población siempre y cuando las señales por un análisis estadístico tengan como resultado que no son sistemáticamente diferentes.

En la etapa de validación de la red neuronal con la aplicación de la interfaz se obtuvo resultados de eficiencia del 81.58 % en personas con las que sus señales sirvieron para entrenar la red, este margen de error que se tiene, puede deberse a varios factores que se comentaron en la sección 3.3.1, también puede deberse a que solo se entrenaron artificios por oculografía por lo tanto no se tuvieron en cuenta artificios musculares o artificios no fisiológicos y para sujetos sanos estos movimientos sí existen y deben filtrarse para que no existan errores de validación de la red neuronal, también el error puede deberse a que en los 2 segundos que dura la prueba, la señal puede estar al comienzo, en el centro o al final y esto da más margen de error y la red tiene que tener más patrones o menos tiempo para reducir este error. Además se validó con sujetos que no hicieron las pruebas para el entrenamiento de la red, obteniendo una eficiencia del 73.68 %, a pesar que es más baja que con el primer grupo de sujetos, se puede apreciar que siendo las señales de origen diferente pueden unirse y presentar un comportamiento comparable a los de otros sujetos.

Mientras se realizaba la validación con la interfaz de usuario se notaron comportamientos adversos a la prueba, algunos sujetos presentaron fuertes cefaleas, esto a causa del dispositivo que presiona la cabeza y el sujeto al no estar acostumbrado presenta esta reacción, también se observó que la adaptación con el entorno en el computador, ayuda a que haya menos errores en las pruebas y el sujeto pueda aprovechar mejor la interfaz.

Para trabajos futuros se deben tener en cuenta todos los artificios que pueden generarse en una electroencefalografía para obtener sus patrones y que puedan entrenarse en una red o ser filtrados antes de entrar a ella, también se puede ampliar la población de interés y obtener patrones de entrenamiento con el fin de que el programa pueda ser usado por cualquier persona sin necesidad de que esta haga un entrenamiento previo de la red neuronal con las señales cerebrales propias.

## Referencias

- [1] Jose Luis Valencia. Cómo vive un paciente con esclerosis, el mal del reto de la cubeta. Periódico El Tiempo, agosto 2014. Disponible en el enlace: <http://www.eltiempo.com/colombia/cali/pablo-ramirez-un-caleno-que-sufre-de-esclerosis-lateral-amiotrofica/14459156>
- [2] Lai Wei, Huosheng Hu, and Kui Yuan. Use of forehead bio-signals for controlling an intelligent wheelchair. In Robotics and Biomimetics, 2008. ROBIO 2008. IEEE International Conference on, pages 108\_113, 2009.
- [3] A. Vourvopoulos and F. Liarokapis. Brain-controlled nxt robot: Teleoperating a robot through brain electrical activity. In Games and Virtual Worlds for Serious Applications (VS-GAMES), 2011 Third International Conference on, pages 140\_143, 2011.
- [4] Shaohan Hu. Andrew T. Campbell, Tanzeem Choudhury. Neurophone brain mobile phone interfacing a wireless eeg headset. Master's thesis, MobiHeld, 2010.
- [5] E.J. Rechy-Ramirez, Huosheng Hu, and K. McDonald-Maier. Head movements based control of an intelligent wheelchair in an indoor environment. In Robotics and Biomimetics (ROBIO), 2012 IEEE International Conference on, pages 14641469, 2012.
- [6] D Martinez M Escobar C Robayo D Montenegro S Rojas, J Garzon. Lector de ondas cerebrales para implementar un sistema alternativo y aumentativo de comunicación. In LACCEI, 2012.
- [7] C.E. Reyes, J.L.C. Rugayan, C. Jason, G. Rullan, C.M. Oppus, and G.L. Tangonan. A study on ocular and facial muscle artifacts in EEG signals for bci applications. In TENCON 2012 - 2012 IEEE Region 10 Conference, pages 16, 2012.
- [8] Helmuth Tretz Luis D. Jiménez<sup>1</sup>, Alejandro Velásquez. Evaluation of various strategies to improve the training of a brain computer interface system. Master's thesis, Universidad EAFIT, 2013.
- [9] wired(2015), "You Can Now Use Stephen Hawking's Speech Software for Free" disponible en: <http://www.wired.com/2015/08/stephen-hawking-software-open-source/>
- [10] IntendiX® por g.tec, World's first personal BCI Speller, available from: <http://www.intendix.com>.
- [11] Kübler A, Nijboer F, Mellinger Jü, Vaughan TM, Pawelzik H, Schalk G, McFarland DJ, Birbaumer N and Wolpaw JR (2005), "Patients with ALS can use sensorimotor rhythms to operate a brain-computer interface", Neurology. Vol. 64(10), pp. 1775-1777. AAN Enterprises.
- [12] J. d. Bronzino. The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition. Bronzino, J. d., 2000.
- [13] Bossa L., Abarca M., Torres E., Ramirez G., Garcia M., UN MANUAL PARA LOS PACIENTES(PALS), FAMILIARES, CUIDADORES(CALS) Y AMIGOS. disponible en: <http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/rehabilitacion/ela.pdf>
- [14] Copyright © 2009 Pearson Education, Inc., publishing as Pearson Benjamin Cummings
- [15] Snell RS (1995), "Clinical anatomy for medical students" Little, Brown Medical Division.
- [16] Llinás RR (2002), "I of the vortex: From neurons to self" MIT press.

- [17] Mader SS, Curtis H, Barnes S, Solomon E, Berg R, Martin D and Vilee C (2007), "Biologia" Vol. 7(1)
- [18] Redolar D, Moreno A ,Robles N, Soriano C, Torras M, Vale A, (Febrero,2010), "FUNDAMENTOS de PSICOBIOLOGÍA"
- [19] Kamel Nidal. Saeed A (2015), "EEG/ERP Analysis Methods and applications" CRC press, Taylor & Francis group.
- [20] Zion-Golumbic E and Bentin S (2007), "Dissociated neural mechanisms for face detection and configural encoding: evidence from N170 and induced gamma-band oscillation effects", Cerebral Cortex. Vol. 17(8), pp. 1741-1749. Oxford Univ Press.
- [21] Van Drongelen W (2006), "Signal processing for neuroscientists: an introduction to the analysis of physiological signals" Academic Press.
- [22] Hall JE (2010), "Guyton and Hall textbook of medical physiology" Elsevier Health Sciences.
- [23] Selim R. Benbadis DAR (March 2010), "EEG Artifacts", MedScape.
- [24] Tong S and Thakor NV (2009), "Quantitative EEG analysis methods and clinical applications" Artech House.
- [25] Talbot K (2002), "Motor neurone disease", Postgraduate medical journal. Vol. 78(923), pp. 513-519. The Fellowship of Postgraduate Medicine.
- [26] Shaw P (2005), "Molecular and cellular pathways of neurodegeneration in motor neurone disease", Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry. Vol. 76(8), pp. 1046-1057. BMJ Publishing Group Ltd.
- [27] NINDS(National Institute of Neurological Disorders and Stroke) (2012), "Enfermedades de la neurona motora", National Institutes of Health 13-5371s.
- [28] Hamdy N. El Tallawy (2012). Motor Neuron Disease, Neuromuscular Disorders, Dr. Ashraf Zaher (Ed.), ISBN: 978-953-51-0696-8, InTech, DOI: 10.5772/34761. Available from: <http://www.intechopen.com/books/neuromuscular-disorders/motor-neuron-diseases>
- [29] Pagina oficial de Neuroelectrics®, disponible en: <http://www.neuroelectrics.com/>
- [30] EMOTIV EPOC SPECIFICATIONS (2014) ,EMOTIV EPOC: Brain Computer Interface Scientific Contextual EEG, Pagina oficial de Emotiv®, disponible en: <https://emotiv.com/epoc.php>
- [31] Xcessity software solution, EPOC Simulink EEG Importer(user manual). V1.3
- [32] Pagina oficial Departamente Administrativo Nacional de Estadística DANE, disponible en: [https://www.dane.gov.co/reloj/reloj\\_animado.php](https://www.dane.gov.co/reloj/reloj_animado.php)
- [33] Barreiro PL and Albandoz JP (2001), "Population and sample. Sampling techniques", Management Mathematics for European Schools MaMaEusch (994342-CP-1-2001-1-DECOMENIUS-C21.
- [34] Casal J and Mateu E (2003), "Tipos de muestreo", Rev. Epidem. Med. Prev. Vol. 1(1), pp. 3-7.
- [35] Lohr SL and Velasco OAP (2000), "Muestreo: diseño y análisis" International Thomson México.

- [36] Mateu E and Casal J (2003), "Tamaño de la muestra", Rev Epidem Med Prev. Vol. 1, pp. 8-14.
- [37] Alm A, Kaufman PL and Kretschmann H-J (2003), "Adler-Fisiología del Ojo", Adler-Fisiología del Ojo-848174705X-91, 31. Elsevier España.
- [38] EMOTIV EPOC QUICK START GUIDE, EMOTIV EPOC: Brain Computer Interface Scientific Contextual EEG, Pagina oficial de Emotiv®, disponible en: <https://emotiv.com/quickstart-guides/QuickStartGuide2014.pdf>.
- [39] EMOTIV ETestBench™ User Manual, disponible en: <http://energylab.hpa.edu/public/brain/Emotiv%20Research%20Edi>
- [40] NAVARRO, Rafael. Instrumentación Biomédica. Tema 5: Electroencefalografía. Departamento Electrónica, Universidad Alcalá.
- [41] Sharma B. ,Venugopalan K.(2014). Comparison of Neural Network Training Functions for Hematoma Classification in Brain CT Images, e-ISSN: 2278-0661, p- ISSN: 2278-8727Volume 16, Issue 1, Ver. II PP 31-35, Available from:<http://www.iosrjournals.org/iosr-jce/papers/Vol16-issue1/Version-2/F016123135.pdf>
- [42] Disponible en la web: <http://www.calmo.org.ar/paginas/ayudas/tableroetran.htm>
- [43] Esclerosis Lateral Amiotrófica - Compendio de Información, disponible en la web: <https://sites.google.com/site/vicortega2/etran>
- [44] Jones MT (2008), "Artificial Intelligence A System Approach" Laxmi Publications, Ltd..
- [45] Kirsh D (1991), "Foundations of artificial intelligence" MIT Press.
- [46] Serrano, Antonio; Soria, Emilio; Martin, José D. (2009). Redes Neuronales Artificiales. Valencia. Universidad de Valencia; Escuela Técnica Superior de Ingeniería; Departamento de ingeniería electrónica.
- [49] Ruiz, Carlos; Basualdo, Marta; (2001). Redes Neuronales: Conceptos Básicos y aplicaciones. Universidad Tecnológica Nacional; Departamento de ingeniería química.
- [47] Pino, Raúl; Gómez, Alberto; de Abajo, Nicolás. (2001). Introducción a la inteligencia artificial: sistemas expertos, redes neuronales artificiales y computación evolutiva. Oviedo: Editorial Servicios de Publicaciones Universidad de Oviedo.
- [48] Gutiérrez-Martínez J, Cantillo-Negrete J, Cariño-Escobar RI and Elías-Viñas D (2013), "Los sistemas de interfaz cerebro-computadora: una herramienta para apoyar la rehabilitación de pacientes con discapacidad motora", Investigación en Discapacidad. Vol. 2(2), pp. 62-69.

# ANEXOS

## Consentimiento informado:



### INGENIERÍA MECATRONICA

#### INFORME DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

Yo Jennifer Salguero López, estudiante de Ingeniería Mecatrónica de la Universidad Militar Nueva Granada estoy realizando mi trabajo de grado con el título: “Diseño de un prototipo de sistema de comunicación personal mediante el uso de señales de electroencefalografía (EEG).”; para mí sería de gran ayuda que usted participara en esta investigación, a continuación encontrará más información para su conocimiento de la prueba que se le va a realizar.

#### **¿Cuál es el propósito de este informe de consentimiento?**

Este Informe de consentimiento se da a usted para ayudarle a entender las características del estudio, de tal modo que usted pueda decidir voluntariamente si desea participar o no.

#### **¿Cuál es el objetivo de este estudio?**

Este estudio busca obtener señales electroencefalográficas para después de procesadas se pueda diseñar un sistema de comunicación capaz de reconocer señales de origen cerebral a través de una interfaz cerebro-computador con el fin de establecer una estrategia de comunicación entre dos personas.

#### **Procedimiento**

Todo el proceso tendrá una duración máxima de 45 minutos, tendrá lugar en la oficina del grupo de investigación DaVinci de la Universidad Militar Nueva Granada y seguirá los siguientes pasos:

1. Para comenzar se le colocará una diadema llamada Emotiv EPOC, esta tiene 14 sensores mojados con solución salina, que tomarán los datos que se requieren para esta prueba.
2. Se le pedirá que parpadee de una manera especial en un momento determinado, este ejercicio es repetitivo.
3. Cuando se constate que las señales quedaron bien, se le retirará la diadema y se dará por terminada la prueba.

#### **¿Cuáles son los posibles riesgos?**

Este procedimiento no representa ningún riesgo para su salud física ni emocional, el único cambio adverso que puede presentarse es la presencia de una cefalea leve.

#### **Consentimiento del sujeto del estudio.**

He leído y escuchado satisfactoriamente las explicaciones sobre este estudio y he tenido la oportunidad de hacer preguntas. Estoy enterado de los riesgos potenciales de participar en este estudio y sé que puedo retirarme de él en cualquier momento. Autorizo el uso de la información para los propósitos de la investigación. Yo estoy de acuerdo en participar en este estudio.

## **Manual de usuario emotiv epoc**

Disponible en: <https://emotiv.com/product-specs/Emotiv%20EPOC%20Specifications%202014.pdf>

# EMOTIV EPOC

BRAIN COMPUTER INTERFACE & SCIENTIFIC CONTEXTUAL EEG



EMOTIV EPOC & TESTBENCH™ SPECIFICATIONS

## BCI & Practical EEG Research

The Emotiv EPOC is a high resolution, multi-channel, portable system which has been designed for practical research applications.

License our Testbench™ software to receive raw EEG data from the Neuroheadset and our proprietary software toolkit that exposes our APIs and detection libraries: Mental Commands, Performance Metrics & Emotional States and Facial Expressions.



### Performance Metrics & Emotional States

This suite monitors the user's emotional states in real-time. It enables an extra dimension in interaction by allowing the computer to respond to a user's emotions. Characters can transform in response to the user's feeling. Music, scene lighting and effects can be tailored to heighten the user's experience in real-time. The user's state of mind can be monitored so that difficulty can be tailored and adjusted to suit each situation.

The suite can be combined with other inputs such as eye tracking devices to provide real-time feedback from the entire user experience for neuromarketing applications. Adaptive interfaces can monitor user engagement, boredom, excitement, frustration and meditation level in real time.

### Facial Expressions

This uses the signals measured by the Emotiv EPOC to interpret player facial expressions in real-time. It provides a natural enhancement to interaction by allowing characters to come to life. When a user smiles, their avatar can mimic the expression even before they are aware of their own feelings. Artificial intelligence can now respond to users naturally, in ways only humans have been able to until now.

### Mental Commands

This detection suite reads and interprets a user's conscious thoughts and intent. Users can manipulate virtual or real objects using only the power of their thought! For the first time, the fantasy of magic and supernatural power can be experienced.



## **Códigos en Matlab**

## CODIGO MATRIZ DE PATRONES Y TARGETS Y QUITAR EL OFFSET DE LA SEÑAL

```
clc
```

```
%%
```

```
%Las siguientes variables corresponden a la adquisición de las muestras
```

```
%tomadas el día 18 de septiembre a 8 integrantes del grupo de %investigación Davinci, los sensores que se van a tener en cuenta para él %entrenamiento son: AF3=3,F7=4,F3=5, F4=14, F8=15,
```

```
AF4=16
```

```
%Pruebas sujeto 1
```

```
b1=csvread('pruebasujeto1 1.csv');
```

```
b2=csvread('pruebasujeto1 2.csv');
```

```
b3=csvread('pruebasujeto1 3.csv');
```

```
b4=csvread('pruebasujeto1 4.csv');
```

```
b5=csvread('pruebasujeto1 5.csv');
```

```
b6=csvread('pruebasujeto1 6.csv');
```

```
b7=csvread('pruebasujeto1 7.csv');
```

```
b8=csvread('pruebasujeto1 8.csv');
```

```
b9=csvread('pruebasujeto1 9.csv');
```

```
b10=csvread('pruebasujeto1 10.csv');
```

```
b11=csvread('pruebasujeto1 11.csv');
```

```
b12=csvread('pruebasujeto1 12.csv');
```

```
b13=csvread('pruebasujeto1 13.csv');
```

```
b14=csvread('pruebasujeto1 14.csv');
```

```
b15=csvread('pruebasujeto1 15.csv');
```

```
b16=csvread('pruebasujeto1 16.csv');
```

```
b17=csvread('pruebasujeto1 17.csv');
```

```
b18=csvread('pruebasujeto1 18.csv');
```

```
b19=csvread('pruebasujeto1 19.csv');
```

```
b20=csvread('pruebasujeto1 20.csv');
```

```
%Pruebas sujeto2
```

```
y1=csvread('pruebasujeto21.csv');
```

```
y2=csvread('pruebasujeto22.csv');
```

```
y3=csvread('pruebasujeto23.csv');
```

```
y4=csvread('pruebasujeto24.csv');
```

```
y5=csvread('pruebasujeto25.csv');
```

```
y6=csvread('pruebasujeto26.csv');
```

```
y7=csvread('pruebasujeto27.csv');
```

```
y8=csvread('pruebasujeto28.csv');
```

```
y9=csvread('pruebasujeto28.csv');
```

```
y10=csvread('pruebasujeto210.csv');
```

```
y11=csvread('pruebasujeto211.csv');
```

```
y13=csvread('pruebasujeto213.csv');
```

```
y14=csvread('pruebasujeto214.csv');
```

```
y15=csvread('pruebasujeto215.csv');
```

```
y16=csvread('pruebasujeto216.csv');
```

```
y17=csvread('pruebasujeto217.csv');
```

```
y18=csvread('pruebasujeto218.csv');
```

```
y19=csvread('pruebasujeto219.csv');
```

```
y20=csvread('pruebasujeto220.csv');
```

```
%Pruebas sujeto3
```

```
k1=csvread('pruebasujeto31.csv');
```

```
k2=csvread('pruebasujeto32.csv');
```

```
k3=csvread('pruebasujeto33.csv');
k4=csvread('pruebasujeto34.csv');
k5=csvread('pruebasujeto35.csv');
k6=csvread('pruebasujeto36.csv');
k7=csvread('pruebasujeto37.csv');
k8=csvread('pruebasujeto38.csv');
k9=csvread('pruebasujeto39.csv');
k10=csvread('pruebasujeto310.csv');
k11=csvread('pruebasujeto311.csv');
k12=csvread('pruebasujeto312.csv');
k14=csvread('pruebasujeto314.csv');
k15=csvread('pruebasujeto315.csv');
k16=csvread('pruebasujeto316.csv');
k17=csvread('pruebasujeto317.csv');
k18=csvread('pruebasujeto318.csv');
k19=csvread('pruebasujeto319.csv');
k20=csvread('pruebasujeto320.csv');
%Pruebas sujeto4
n1=csvread('pruebasujeto41.csv');
n2=csvread('pruebasujeto42.csv');
n3=csvread('pruebasujeto43.csv');
n4=csvread('pruebasujeto44.csv');
n5=csvread('pruebasujeto45.csv');
n6=csvread('pruebasujeto46.csv');
n7=csvread('pruebasujeto47.csv');
n8=csvread('pruebasujeto48.csv');
n9=csvread('pruebasujeto49.csv');
n10=csvread('pruebasujeto410.csv');
n11=csvread('pruebasujeto411.csv');
n12=csvread('pruebasujeto412.csv');
n13=csvread('pruebasujeto413.csv');
n14=csvread('pruebasujeto414.csv');
n15=csvread('pruebasujeto415.csv');
n16=csvread('pruebasujeto416.csv');
n17=csvread('pruebasujeto417.csv');
n18=csvread('pruebasujeto418.csv');
n19=csvread('pruebasujeto419.csv');
n20=csvread('pruebasujeto420.csv');
%Pruebas sujeto5
ki1=csvread('pruebasujeto51.csv');
ki2=csvread('pruebasujeto52.csv');
ki3=csvread('pruebasujeto53.csv');
ki4=csvread('pruebasujeto54.csv');
ki5=csvread('pruebasujeto55.csv');
ki6=csvread('pruebasujeto56.csv');
ki7=csvread('pruebasujeto57.csv');
ki8=csvread('pruebasujeto58.csv');
ki9=csvread('pruebasujeto59.csv');
ki10=csvread('pruebasujeto510.csv');
ki11=csvread('pruebasujeto511.csv');
ki12=csvread('pruebasujeto512.csv');
```

```
ki13=csvread('pruebasujeto513.csv');
ki14=csvread('pruebasujeto514.csv');
ki15=csvread('pruebasujeto515.csv');
ki16=csvread('pruebasujeto516.csv');
ki17=csvread('pruebasujeto517.csv');
ki18=csvread('pruebasujeto518.csv');
ki19=csvread('pruebasujeto519.csv');
ki20=csvread('pruebasujeto520.csv');
%Pruebas sujeto6
j1=csvread('pruebasujeto61.csv');
j2=csvread('pruebasujeto62.csv');
j3=csvread('pruebasujeto63.csv');
j4=csvread('pruebasujeto64.csv');
j5=csvread('pruebasujeto65.csv');
j6=csvread('pruebasujeto66.csv');
j7=csvread('pruebasujeto67.csv');
j8=csvread('pruebasujeto68.csv');
j9=csvread('pruebasujeto69.csv');
j10=csvread('pruebasujeto610.csv');
j11=csvread('pruebasujeto611.csv');
j12=csvread('pruebasujeto612.csv');
j13=csvread('pruebasujeto613.csv');
j14=csvread('pruebasujeto614.csv');
j15=csvread('pruebasujeto615.csv');
j16=csvread('pruebasujeto616.csv');
j17=csvread('pruebasujeto617.csv');
j18=csvread('pruebasujeto618.csv');
j19=csvread('pruebasujeto619.csv');
j20=csvread('pruebasujeto620.csv');
%Pruebas sujeto7
f1=csvread('pruebasujeto71.csv');
f2=csvread('pruebasujeto72.csv');
f3=csvread('pruebasujeto73.csv');
f4=csvread('pruebasujeto74.csv');
f5=csvread('pruebasujeto75.csv');
f6=csvread('pruebasujeto76.csv');
f7=csvread('pruebasujeto77.csv');
f8=csvread('pruebasujeto78.csv');
f9=csvread('pruebasujeto79.csv');
f10=csvread('pruebasujeto710.csv');
f11=csvread('pruebasujeto711.csv');
f12=csvread('pruebasujeto712.csv');
f13=csvread('pruebasujeto713.csv');
f14=csvread('pruebasujeto714.csv');
f15=csvread('pruebasujeto715.csv');
f16=csvread('pruebasujeto716.csv');
f18=csvread('pruebasujeto718.csv');
f19=csvread('pruebasujeto719.csv');
f20=csvread('pruebasujeto720.csv');
%%
%%
```

matriz=[b1(:,3) b2(:,3) b3(:,3) b4(:,3) b5(:,3) b9(:,3) b7(:,3) b8(:,3) b10(:,3) k2(:,3) k3(:,3) k4(:,3)  
k5(:,3) k9(:,3) k7(:,3) k8(:,3) k10(:,3) n2(:,3) n3(:,3) n4(:,3) n5(:,3) n7(:,3) n6(:,3) n8(:,3) n10(:,3)  
ki1(:,3) ki9(:,3) ki3(:,3) ki4(:,3) ki5(:,3) ki7(:,3) ki6(:,3) ki8(:,3) ki10(:,3) f1(:,3) f2(:,3) f9(:,3)  
f3(:,3) f4(:,3) f5(:,3) f7(:,3) f6(:,3) f8(:,3) f10(:,3) y1(:,3) y2(:,3) y3(:,3) y4(:,3) y5(:,3) y6(:,3)  
y7(:,3) y8(:,3) y10(:,3) j1(:,3) j9(:,3) j3(:,3) j4(:,3) j5(:,3) j6(:,3) j8(:,3) j10(:,3) j12(:,3) j11(:,3)  
j14(:,3) j19(:,3) j13(:,3) j16(:,3) j18(:,3) j15(:,3) j17(:,3) y11(:,3) y13(:,3) y14(:,3) y15(:,3) y16(:,3)  
y17(:,3) y18(:,3) f12(:,3) f11(:,3) f14(:,3) f19(:,3) f13(:,3) f16(:,3) f18(:,3) ki12(:,3) ki15(:,3)  
ki11(:,3) ki14(:,3) ki19(:,3) ki20(:,3) ki13(:,3) ki16(:,3) ki17(:,3) ki18(:,3) n12(:,3) n15(:,3) n11(:,3)  
n14(:,3) n19(:,3) n20(:,3) n13(:,3) k12(:,3) k11(:,3) k14(:,3) b12(:,3) b15(:,3) b11(:,3) b14(:,3)  
b17(:,3);  
b1(:,4) b2(:,4) b3(:,4) b4(:,4) b5(:,4) b9(:,4) b7(:,4) b8(:,4) b10(:,4) k2(:,4) k3(:,4) k4(:,4) k5(:,4)  
k9(:,4) k7(:,4) k8(:,4) k10(:,4) n2(:,4) n3(:,4) n4(:,4) n5(:,4) n7(:,4) n6(:,4) n8(:,4) n10(:,4) ki1(:,4)  
ki9(:,4) ki3(:,4) ki4(:,4) ki5(:,4) ki7(:,4) ki6(:,4) ki8(:,4) ki10(:,4) f1(:,4) f2(:,4) f9(:,4) f3(:,4) f4(:,4)  
f5(:,4) f7(:,4) f6(:,4) f8(:,4) f10(:,4) y1(:,4) y2(:,4) y3(:,4) y4(:,4) y5(:,4) y6(:,4) y7(:,4) y8(:,4)  
y10(:,4) j1(:,4) j9(:,4) j3(:,4) j4(:,4) j5(:,4) j6(:,4) j8(:,4) j10(:,4) j12(:,4) j11(:,4) j14(:,4) j19(:,4)  
j13(:,4) j16(:,4) j18(:,4) j15(:,4) j17(:,4) y11(:,4) y13(:,4) y14(:,4) y15(:,4) y16(:,4) y17(:,4) y18(:,4)  
f12(:,4) f11(:,4) f14(:,4) f19(:,4) f13(:,4) f16(:,4) f18(:,4) ki12(:,4) ki15(:,4) ki11(:,4) ki14(:,4)  
ki19(:,4) ki20(:,4) ki13(:,4) ki16(:,4) ki17(:,4) ki18(:,4) n12(:,4) n15(:,4) n11(:,4) n14(:,4) n19(:,4)  
n20(:,4) n13(:,4) k12(:,4) k11(:,4) k14(:,4) b12(:,4) b15(:,4) b11(:,4) b14(:,4) b17(:,4) b1(:,5) b2(:,5)  
b3(:,5) b4(:,5) b5(:,5) b9(:,5) b7(:,5) b8(:,5) b10(:,5) k2(:,5) k3(:,5) k4(:,5) k5(:,5) k9(:,5) k7(:,5)  
k8(:,5) k10(:,5) n2(:,5) n3(:,5) n4(:,5) n5(:,5) n7(:,5) n6(:,5) n8(:,5) n10(:,5) ki1(:,5) ki9(:,5) ki3(:,5)  
ki4(:,5) ki5(:,5) ki7(:,5) ki6(:,5) ki8(:,5) ki10(:,5) f1(:,5) f2(:,5) f9(:,5) f3(:,5) f4(:,5) f5(:,5) f7(:,5)  
f6(:,5) f8(:,5) f10(:,5) y1(:,5) y2(:,5) y3(:,5) y4(:,5) y5(:,5) y6(:,5) y7(:,5) y8(:,5) y10(:,5) j1(:,5)  
j9(:,5) j3(:,5) j4(:,5) j5(:,5) j6(:,5) j8(:,5) j10(:,5) j12(:,5) j11(:,5) j14(:,5) j19(:,5) j13(:,5) j16(:,5)  
j18(:,5) j15(:,5) j17(:,5) y11(:,5) y13(:,5) y14(:,5) y15(:,5) y16(:,5) y17(:,5) y18(:,5) f12(:,5)  
f11(:,5) f14(:,5) f19(:,5) f13(:,5) f16(:,5) f18(:,5) ki12(:,5) ki15(:,5) ki11(:,5) ki14(:,5) ki19(:,5)  
ki20(:,5) ki13(:,5) ki16(:,5) ki17(:,5) ki18(:,5) n12(:,5) n15(:,5) n11(:,5) n14(:,5) n19(:,5) n20(:,5)  
n13(:,5) k12(:,5) k11(:,5) k14(:,5) b12(:,5) b15(:,5) b11(:,5) b14(:,5) b17(:,5) b1(:,14) b2(:,14)  
b3(:,14) b4(:,14) b5(:,14) b9(:,14) b7(:,14) b8(:,14) b10(:,14) k2(:,14) k3(:,14) k4(:,14) k5(:,14)  
k9(:,14) k7(:,14) k8(:,14) k10(:,14) n2(:,14) n3(:,14) n4(:,14) n5(:,14) n7(:,14) n6(:,14) n8(:,14)  
n10(:,14) ki1(:,14) ki9(:,14) ki3(:,14) ki4(:,14) ki5(:,14) ki7(:,14) ki6(:,14) ki8(:,14) ki10(:,14)  
f1(:,14) f2(:,14) f9(:,14) f3(:,14) f4(:,14) f5(:,14) f7(:,14) f6(:,14) f8(:,14) f10(:,14) y1(:,14) y2(:,14)  
y3(:,14) y4(:,14) y5(:,14) y6(:,14) y7(:,14) y8(:,14) y10(:,14) j1(:,14) j9(:,14) j3(:,14) j4(:,14)  
j5(:,14) j6(:,14) j8(:,14) j10(:,14) j12(:,14) j11(:,14) j14(:,14) j19(:,14) j13(:,14) j16(:,14) j18(:,14)  
j15(:,14) j17(:,14) y11(:,14) y13(:,14) y14(:,14) y15(:,14) y16(:,14) y17(:,14) y18(:,14) f12(:,14)  
f11(:,14) f14(:,14) f19(:,14) f13(:,14) f16(:,14) f18(:,14) ki12(:,14) ki15(:,14) ki11(:,14) ki14(:,14)  
ki19(:,14) ki20(:,14) ki13(:,14) ki16(:,14) ki17(:,14) ki18(:,14) n12(:,14) n15(:,14) n11(:,14)  
n14(:,14) n19(:,14) n20(:,14) n13(:,14) k12(:,14) k11(:,14) k14(:,14) b12(:,14) b15(:,14) b11(:,14)  
b14(:,14) b17(:,14) b1(:,15) b2(:,15) b3(:,15) b4(:,15) b5(:,15) b9(:,15) b7(:,15) b8(:,15) b10(:,15)  
k2(:,15) k3(:,15) k4(:,15) k5(:,15) k9(:,15) k7(:,15) k8(:,15) k10(:,15) n2(:,15) n3(:,15) n4(:,15)  
n5(:,15) n7(:,15) n6(:,15) n8(:,15) n10(:,15) ki1(:,15) ki9(:,15) ki3(:,15) ki4(:,15) ki5(:,15) ki7(:,15)  
ki6(:,15) ki8(:,15) ki10(:,15) f1(:,15) f2(:,15) f9(:,15) f3(:,15) f4(:,15) f5(:,15) f7(:,15) f6(:,15)  
f8(:,15) f10(:,15) y1(:,15) y2(:,15) y3(:,15) y4(:,15) y5(:,15) y6(:,15) y7(:,15) y8(:,15) y10(:,15)  
j1(:,15) j9(:,15) j3(:,15) j4(:,15) j5(:,15) j6(:,15) j8(:,15) j10(:,15) j12(:,15) j11(:,15) j14(:,15)  
j19(:,15) j13(:,15) j16(:,15) j18(:,15) j15(:,15) j17(:,15) y11(:,15) y13(:,15) y14(:,15) y15(:,15)  
y16(:,15) y17(:,15) y18(:,15) f12(:,15) f11(:,15) f14(:,15) f19(:,15) f13(:,15) f16(:,15) f18(:,15)  
ki12(:,15) ki15(:,15) ki11(:,15) ki14(:,15) ki19(:,15) ki20(:,15) ki13(:,15) ki16(:,15) ki17(:,15)  
ki18(:,15) n12(:,15) n15(:,15) n11(:,15) n14(:,15) n19(:,15) n20(:,15) n13(:,15) k12(:,15) k11(:,15)  
k14(:,15) b12(:,15) b15(:,15) b11(:,15) b14(:,15) b17(:,15) b1(:,16) b2(:,16) b3(:,16) b4(:,16)  
b5(:,16) b9(:,16) b7(:,16) b8(:,16) b10(:,16) k2(:,16) k3(:,16) k4(:,16) k5(:,16) k9(:,16) k7(:,16)  
k8(:,16) k10(:,16) n2(:,16) n3(:,16) n4(:,16) n5(:,16) n7(:,16) n6(:,16) n8(:,16) n10(:,16) ki1(:,16)

```

ki9(:,16) ki3(:,16) ki4(:,16) ki5(:,16) ki7(:,16) ki6(:,16) ki8(:,16) ki10(:,16) f1(:,16) f2(:,16) f9(:,16)
f3(:,16) f4(:,16) f5(:,16) f7(:,16) f6(:,16) f8(:,16) f10(:,16) y1(:,16) y2(:,16) y3(:,16) y4(:,16)
y5(:,16) y6(:,16) y7(:,16) y8(:,16) y10(:,16) j1(:,16) j9(:,16) j3(:,16) j4(:,16) j5(:,16) j6(:,16) j8(:,16)
j10(:,16) j12(:,16) j11(:,16) j14(:,16) j19(:,16) j13(:,16) j16(:,16) j18(:,16) j15(:,16) j17(:,16)
y11(:,16) y13(:,16) y14(:,16) y15(:,16) y16(:,16) y17(:,16) y18(:,16) f12(:,16) f11(:,16) f14(:,16)
f19(:,16) f13(:,16) f16(:,16) f18(:,16) ki12(:,16) ki15(:,16) ki11(:,16) ki14(:,16) ki19(:,16)
ki20(:,16) ki13(:,16) ki16(:,16) ki17(:,16) ki18(:,16) n12(:,16) n15(:,16) n11(:,16) n14(:,16)
n19(:,16) n20(:,16) n13(:,16) k12(:,16) k11(:,16) k14(:,16) b12(:,16) b15(:,16) b11(:,16) b14(:,16)
b17(:,16) ];

```

```
XX=[ones(1,61) zeros(1,65)];
```

```
%En el siguiente paso se quita el offset de la matriz de patrones
```

```

for j=1:126
    for i=1:6
        pp=[1+(257)*(i-1)];
        n=[(257)*(i)];
        matriz2=[mean(matriz(pp:n,j))];
        matriz3=matriz(pp:n,j)-matriz2;
        matriz(pp:n,j)=[matriz3];
    end
end

```

## CÓDIGO VALIDACIÓN DE LA RED NEURONAL

```

eegLoad()
load('redneuronal1','net2')
RED1=csvread('pruebaaa.csv');
re=[RED1(:,3)
    RED1(:,4)
    RED1(:,5)
    RED1(:,14)
    RED1(:,15)
    RED1(:,16)];
for j=1
    for i=1:6
        pp=[1+(257)*(i-1)];
        n=[(257)*(i)];
        matriz2=[mean(re(pp:n,j))];
        matriz3=re(pp:n,j)-matriz2;
        re(pp:n,j)=[matriz3];
    end
end
g=5;
sim (net2,re(:,1));
round(ans);
if ans==0
    respuestas=[i];
    g=0
end
if ans==1
    respuestas=[i];
    g=1
end

```

## CÓDIGO FUNCIONAMIENTO INTERFAZ

```
%FUNCIONAMIENTO BASICO DE UN BOTÓN
function pushbutton81_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to pushbutton81 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
letraa=get(handles.text1,'string');
letraa=strcat(letraa,'1');
set(handles.text1, 'String', letraa);
```

```
% FUNCIONES PRINCIPALES PARA LOS BOTONES DE COLORES
function pushbutton100_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to pushbutton100 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
```

```
global aux
aux=1;
while(aux==1)

    pause(0.5)
    set(handles.pushbutton59,'backgroundColor',[
1,82/255,179/255]);%rosado
    pruebared01();
    set(handles.pushbutton59,'backgroundColor',[1,1,249/255]);
    if g==1
        letras_rosado(hObject, eventdata, handles) ;
    end
    if g==0
        pause(0.5)
        set(handles.pushbutton97,'backgroundColor',[ 0.6,0.1529,
0.3882]);%morado
        pruebared01();
        set(handles.pushbutton97,'backgroundColor',[1,1,249/255]);
        if g==1
            letras_morado(hObject, eventdata, handles) ;
        end
    if g==0
        pause(0.5)
        set(handles.pushbutton55,'backgroundColor',[1,0,0.1529]);%%rojo
        pruebared01();
        set(handles.pushbutton55,'backgroundColor',[1,1,249/255]);
        if g==1
            letras_rojo(hObject, eventdata, handles) ;
        end
    if g==0
        pause(0.5)
        set(handles.pushbutton73,'backgroundColor',[ 0,
0.6627,0.8039]);%%azul
        pruebared01();
        set(handles.pushbutton73,'backgroundColor',[1,1,249/255]);
        if g==1
            letras_azul(hObject, eventdata, handles) ;
        end
    end
end
```

```

end
if g==0
    pause(0.5)
    set(handles.pushbutton80,'backgroundColor',[ 1,
1,0.3255]);%amarillo
    pruebared01();
    set(handles.pushbutton80,'backgroundColor',[1,1,249/255]);
    if g==1
        letras_amarillo(hObject, eventdata, handles) ;
    end
    if g==0
        pause(0.5)
        set(handles.pushbutton66,'backgroundColor',[
0,189/255,0]);%verde
        pruebared01();
        set(handles.pushbutton66,'backgroundColor',[1,1,249/255]);
        if g==1
            letras_verde(hObject, eventdata, handles) ;
        end
        if g==0
            pause(0.5)
            set(handles.pushbutton87,'backgroundColor',[
1,128/255,0]);%naranja
            pruebared01();

set(handles.pushbutton87,'backgroundColor',[1,1,249/255]);
        if g==1
            letras_naranja(hObject, eventdata, handles) ;
        end
        if g==0
            pause(0.5)
            set(handles.pushbutton94,'backgroundColor',[
59/255,59/255,67/255]);%negro
            pruebared01();

set(handles.pushbutton94,'backgroundColor',[1,1,249/255]);
            if g==1
                letras_negra(hObject, eventdata, handles) ;
            end
            if g==0

                end
            end
        end
    end
end
end
end
end
end %%end while

```

```

function letras_rosado(hObject, eventdata, handles)
set(handles.pushbutton96, 'backgroundColor', [1,143/255,173/255]);%%si
pruebared01();
set(handles.pushbutton96, 'backgroundColor', [0.8431,1,0.8706]);
if g==1
pushbutton96_Callback(hObject, eventdata, handles)
pushbutton100_Callback(hObject, eventdata, handles)
end
    if g==0
        set(handles.pushbutton95, 'backgroundColor', [1,143/255,173/255]);%%y
        pruebared01();
        set(handles.pushbutton95, 'backgroundColor', [0.8431,1,0.8706]);
        if g==1
            pushbutton95_Callback(hObject, eventdata, handles)
            pushbutton100_Callback(hObject, eventdata, handles)
        end
    end
pushbutton100_Callback(hObject, eventdata, handles)

```

```

function letras_morado(hObject, eventdata, handles)
set(handles.pushbutton99, 'backgroundColor', [189/255,143/255,208/255]);%%n
o
pruebared01();
set(handles.pushbutton99, 'backgroundColor', [0.8431,1,0.8706]);
if g==1
pushbutton99_Callback(hObject, eventdata, handles)
pushbutton100_Callback(hObject, eventdata, handles)
end
    if g==0

set(handles.pushbutton98, 'backgroundColor', [189/255,143/255,208/255]);%%b
orrar
        pruebared01();
        set(handles.pushbutton98, 'backgroundColor', [0.8431,1,0.8706]);
        if g==1
            pushbutton98_Callback(hObject, eventdata, handles)
            pushbutton100_Callback(hObject, eventdata, handles)
        end
    end
pushbutton100_Callback(hObject, eventdata, handles)

```

```

function letras_naranja(hObject, eventdata, handles)
set(handles.pushbutton82, 'backgroundColor', [1,158/255,80/255]);%%x
pruebared01();
set(handles.pushbutton82, 'backgroundColor', [0.8431,1,0.8706]);
if g==1
pushbutton82_Callback(hObject, eventdata, handles)
pushbutton100_Callback(hObject, eventdata, handles)
end
    if g==0
        set(handles.pushbutton84, 'backgroundColor', [1,158/255,80/255]);%%y
        pruebared01();
        set(handles.pushbutton84, 'backgroundColor', [0.8431,1,0.8706]);
    end

```

```

        if g==1
            pushbutton84_Callback(hObject, eventdata, handles)
            pushbutton100_Callback(hObject, eventdata, handles)
        end
        if g==0

set(handles.pushbutton86, 'backgroundColor', [1,158/255,80/255]);%%z
pruebare01();
set(handles.pushbutton86, 'backgroundColor', [0.8431,1,0.8706]);
    if g==1
        pushbutton86_Callback(hObject, eventdata, handles)
        pushbutton100_Callback(hObject, eventdata, handles)
    end
    if g==0

set(handles.pushbutton81, 'backgroundColor', [1,158/255,80/255]);%%1
pruebare01();

set(handles.pushbutton81, 'backgroundColor', [0.8431,1,0.8706]);
    if g==1
        pushbutton81_Callback(hObject, eventdata, handles)
        pushbutton100_Callback(hObject, eventdata, handles)
    end
    if g==0

set(handles.pushbutton83, 'backgroundColor', [1,158/255,80/255]);%%2
pruebare01();

set(handles.pushbutton83, 'backgroundColor', [0.8431,1,0.8706]);
    if g==1
        pushbutton83_Callback(hObject, eventdata, handles)
        pushbutton100_Callback(hObject, eventdata, handles)
    end
    if g==0

set(handles.pushbutton85, 'backgroundColor', [1,158/255,80/255]);%%3
pruebare01();

set(handles.pushbutton85, 'backgroundColor', [0.8431,1,0.8706]);
    if g==1
        pushbutton85_Callback(hObject, eventdata, handles)
        pushbutton100_Callback(hObject, eventdata, handles)
    end
    end
end
end
end
pruebare01_Callback(hObject, eventdata, handles)

function letras_negro(hObject, eventdata, handles)
set(handles.pushbutton89, 'backgroundColor', [102,102/255,93/255]);%%4
pruebare01();

```

```

set(handles.pushbutton89, 'backgroundColor', [0.8431,1,0.8706]);
if g==1
pushbutton89_Callback(hObject, eventdata, handles)
pushbutton100_Callback(hObject, eventdata, handles)
end
    if g==0
        set(handles.pushbutton91, 'backgroundColor', [102,102/255,93/255]);%%5
        pruebared01();
        set(handles.pushbutton91, 'backgroundColor', [0.8431,1,0.8706]);
            if g==1
                pushbutton91_Callback(hObject, eventdata, handles)
                pushbutton100_Callback(hObject, eventdata, handles)
            end
        if g==0

set(handles.pushbutton93, 'backgroundColor', [102,102/255,93/255]);%%6
        pruebared01();
        set(handles.pushbutton93, 'backgroundColor', [0.8431,1,0.8706]);
            if g==1
                pushbutton93_Callback(hObject, eventdata, handles)
                pushbutton100_Callback(hObject, eventdata, handles)
            end
        if g==0

set(handles.pushbutton88, 'backgroundColor', [102,102/255,93/255]);%%7
        pruebared01();

set(handles.pushbutton88, 'backgroundColor', [0.8431,1,0.8706]);
            if g==1
                pushbutton88_Callback(hObject, eventdata, handles)
                pushbutton100_Callback(hObject, eventdata, handles)
            end
        if g==0

set(handles.pushbutton90, 'backgroundColor', [102,102/255,93/255]);%%8
        pruebared01();

set(handles.pushbutton90, 'backgroundColor', [0.8431,1,0.8706]);
            if g==1
                pushbutton90_Callback(hObject, eventdata, handles)
                pushbutton100_Callback(hObject, eventdata, handles)
            end
        if g==0

set(handles.pushbutton92, 'backgroundColor', [102,102/255,93/255]);%%9
        pruebared01();

set(handles.pushbutton92, 'backgroundColor', [0.8431,1,0.8706]);
            if g==1
                pushbutton92_Callback(hObject, eventdata, handles)
                pushbutton100_Callback(hObject, eventdata, handles)
            end
        end
    end
end
end
end
end

```

```
pushbutton100_Callback(hObject, eventdata, handles)
```

```
function letras_verde(hObject, eventdata, handles)
set(handles.pushbutton61, 'backgroundColor', [90/255,191/255,155/255]);%%r
pruebared01();
set(handles.pushbutton61, 'backgroundColor', [0.8431,1,0.8706]);
if g==1
pushbutton61_Callback(hObject, eventdata, handles)
pushbutton100_Callback(hObject, eventdata, handles)
end
    if g==0

set(handles.pushbutton63, 'backgroundColor', [90/255,191/255,155/255]);%%s
    pruebared01();
    set(handles.pushbutton63, 'backgroundColor', [0.8431,1,0.8706]);
        if g==1
            pushbutton63_Callback(hObject, eventdata, handles)
            pushbutton100_Callback(hObject, eventdata, handles)
        end
        if g==0

set(handles.pushbutton65, 'backgroundColor', [90/255,191/255,155/255]);%%t
    pruebared01();
    set(handles.pushbutton65, 'backgroundColor', [0.8431,1,0.8706]);
        if g==1
            pushbutton65_Callback(hObject, eventdata, handles)
            pushbutton100_Callback(hObject, eventdata, handles)
        end
        if g==0

set(handles.pushbutton60, 'backgroundColor', [90/255,191/255,155/255]);%%u
    pruebared01();

set(handles.pushbutton60, 'backgroundColor', [0.8431,1,0.8706]);
    if g==1
        pushbutton60_Callback(hObject, eventdata, handles)
        pushbutton100_Callback(hObject, eventdata, handles)
    end
    if g==0

set(handles.pushbutton62, 'backgroundColor', [90/255,191/255,155/255]);%%v
    pruebared01();

set(handles.pushbutton62, 'backgroundColor', [0.8431,1,0.8706]);
    if g==1
        pushbutton62_Callback(hObject, eventdata, handles)
        pushbutton100_Callback(hObject, eventdata, handles)
    end
    if g==0

set(handles.pushbutton64, 'backgroundColor', [90/255,191/255,155/255]);%%w
    pruebared01();
```

```

set(handles.pushbutton64, 'backgroundColor', [0.8431,1,0.8706]);
    if g==1
        pushbutton64_Callback(hObject, eventdata, handles)
        pushbutton100_Callback(hObject, eventdata, handles)
    end
end
end
end
end
pushbutton100_Callback(hObject, eventdata, handles)

```

```

function letras_azul(hObject, eventdata, handles)
set(handles.pushbutton68, 'backgroundColor', [136/255,192/255,1]);%%m
pruebare01();
set(handles.pushbutton68, 'backgroundColor', [0.8431,1,0.8706]);
if g==1
pushbutton68_Callback(hObject, eventdata, handles)
pushbutton100_Callback(hObject, eventdata, handles)
end
    if g==0
set(handles.pushbutton70, 'backgroundColor', [136/255,192/255,1]);%%n
pruebare01();
set(handles.pushbutton70, 'backgroundColor', [0.8431,1,0.8706]);
    if g==1
        pushbutton70_Callback(hObject, eventdata, handles)
        pushbutton100_Callback(hObject, eventdata, handles)
    end
    if g==0

set(handles.pushbutton72, 'backgroundColor', [136/255,192/255,1]);%%ñ
pruebare01();
set(handles.pushbutton72, 'backgroundColor', [0.8431,1,0.8706]);
    if g==1
        pushbutton72_Callback(hObject, eventdata, handles)
        pushbutton100_Callback(hObject, eventdata, handles)
    end
    if g==0

set(handles.pushbutton67, 'backgroundColor', [136/255,192/255,1]);%%o
pruebare01();

set(handles.pushbutton67, 'backgroundColor', [0.8431,1,0.8706]);
    if g==1
        pushbutton67_Callback(hObject, eventdata, handles)
        pushbutton100_Callback(hObject, eventdata, handles)
    end
    if g==0

set(handles.pushbutton69, 'backgroundColor', [136/255,192/255,1]);%%p
pruebare01();

```





```

        pushbutton53_Callback(hObject, eventdata, handles)
        pushbutton100_Callback(hObject, eventdata, handles)
    end
    if g==0
        set(handles.pushbutton48, 'backgroundColor', [
235/255,153/255,163/255]);%%d
        pruebared01();

set(handles.pushbutton48, 'backgroundColor', [0.8431,1,0.8706]);
    if g==1
        pushbutton48_Callback(hObject, eventdata, handles)
        pushbutton100_Callback(hObject, eventdata, handles)
    end
    if g==0
        set(handles.pushbutton50, 'backgroundColor', [
235/255,153/255,163/255]);%%e
        pruebared01();

set(handles.pushbutton50, 'backgroundColor', [0.8431,1,0.8706]);
    if g==1
        pushbutton50_Callback(hObject, eventdata, handles)
        pushbutton100_Callback(hObject, eventdata, handles)
    end
    if g==0
        set(handles.pushbutton52, 'backgroundColor', [
235/255,153/255,163/255]);%%f
        pruebared01();

set(handles.pushbutton52, 'backgroundColor', [0.8431,1,0.8706]);
    if g==1
        pushbutton52_Callback(hObject, eventdata, handles)
        pushbutton100_Callback(hObject, eventdata, handles)
    end
    end
    end
    end
    end
    end
    pushbutton100_Callback(hObject, eventdata, handles)

```

