



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



Escuela Técnica Superior de Ingeniería del Diseño

Procesamiento de artefactos en EEG para aplicaciones
de comunicación y control

**Trabajo Fin de Grado en Ingeniería Electrónica
Industrial y Automática**

Autor: Roberto Alejandro Alagia Gimeno

Tutor: Eduardo Quiles Cucarella

Escuela Técnica Superior de Ingeniería del Diseño
Universidad Politécnica de Valencia

Valencia, Febrero 2018

Agradecimientos

En primer lugar me gustaría agradecer a todas las personas que han colaborado para que este trabajo se haya hecho una realidad.

Agradecer a mis padres y a mi hermana, ya que, gracias a su apoyo incondicional ante mis sueños me han permitido ir tras ellos desde muy joven. De no ser por ellos, no me encontrara redactando estas líneas probablemente.

Quiero agradecer a mi tutor, Eduardo Quiles Cucarella, por la disposición y la implicación con este trabajo de investigación, además, por brindarme la oportunidad de trabajar con él para ello.

Agradezco también a mi novia, Ana, que en esos momentos de fallecimiento por el cansancio estuvo allí, animándome y motivándome para poder seguir adelante cuando las cosas no salían como se planificaban.

Finalmente, y no por ello menos importante, agradezco a Dios por haberme puesto en este camino y por permitirme avanzar hacia mis sueños.

Resumen

Este trabajo de fin de grado consiste en el procesamiento de la señal que se emite en el momento de pestañear, con la intención de generar aplicaciones de comunicación y control. En este estudio, el propósito es poder facilitar la vida de las personas cuadripléjicas o cualquiera que padezca de movilidad reducida, permitiéndoles ser más independientes gracias a que, en función de la señal que emitan mediante el pestañeo consciente, pueden generar un accionado de luces, un movimiento de un brazo robótico, simplemente el hecho de comunicarse o un sinfín de aplicaciones que pueden generarse a partir de este procesado.

Esto se hará posible gracias al uso de una banda comercial de registro EEG, llamada Muse, y una tarjeta de adquisición de datos de National Instruments (NI USB-6008) que se conectarán entre sí por medio de Matlab que hará como intermediario entre la señal generada por la banda y la señal de salida digital a una aplicación domótica, o la señal que ha de recibir el speller en caso que lo que se desee es que el individuo se comunique.

Palabras clave: comunicación alternativa, control, EEG, artefactos en EEG, pestañeo.

Abstract

This final project consists in the processing of the signal that is issued at the moment of blinking, with the intention of generating communication and control applications. In this study, the aim is to being able to facilitate the life of quadriplegic people or anyone suffering from reduced mobility, allowing them to be more independent thanks to the fact that, depending on the signal they emit through conscious blinking, they can generate an activation of lights, a movement of a robotic arm, just the fact of communicating or an endless of applications that can be generated from this processing.

This will be possible thanks to the use of a commercial EEG registration band, called Muse, and a data acquisition card from National Instruments (NI USB-6008) that will connect to each other through Matlab that will act as an intermediary between the signal generated by the band and the digital output signal to a home automation application, or the signal that has to be received by the speller in case that what is desired is for the individual to be communicated.

Key words: alternative communication, control, EEG, artefacts in EEG, blinking.

Resum

En aquest estudi, el propòsit és poder facilitar la vida de les persones quadriplègiques o qualsevol que patisca de mobilitat reduïda, permetent-los ser més independents gràcies a que, en funció del senyal que emeten mitjançant el parpelleig conscient, poden generar un accionat de llums, un moviment d'un braç robòtic, simplement el fet de comunicar-se o una infinitat d'aplicacions que poden generar-se a partir d'aquest processament.

Açò es farà possible gràcies a l'ús d'una banda comercial de registre EEG, anomenada Muse, i una targeta d'adquisició de dades de National Instruments (NI USB-6008) que es connectaran entre si per mitjà de Matlab que farà com a intermediari entre el senyal generat per la banda i el senyal d'eixida digital a una aplicació domòtica, o el senyal que ha de rebre el speller en cas que el que es desitja és que l'individu es comuniqui.

Paraules claus: comunicació alternativa, control, EEG, artefactes en EEG, parpelleig.

Índice de documentos

Documento 1: Memoria

Documento 2: Pliego de condiciones

Documento 3: Presupuesto



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



Escuela Técnica Superior de Ingeniería del Diseño

Procesamiento de artefactos en EEG para aplicaciones
de comunicación y control

**Trabajo Fin de Grado en Ingeniería Electrónica
Industrial y Automática**

Documento 1: Memoria

Autor: Roberto Alejandro Alagia Gimeno

Tutor: Eduardo Quiles Cucarella

Escuela Técnica Superior de Ingeniería del Diseño
Universidad Politécnica de Valencia

Valencia, Febrero 2018

Índice general

Agradecimientos.....	III
Resumen.....	V
Abstract.....	VII
Resum.....	IX
Índice de documentos.....	XI
Índice general.....	XV
Índice de Tablas y Gráficos.....	XVII
Índice de Figuras.....	XVIII
1 Introducción	1
1.1 Objetivos y alcance	1
1.2 Justificación del proyecto.....	1
1.3 Organización del documento	1
2 El Cerebro	3
2.1 Introducción.....	3
2.2 Estructura del cerebro.....	3
2.3 Neuronas.....	4
2.3.1 Según su dimensión y forma.....	4
2.3.2 Según su polaridad.....	5
2.3.3 Según su función.....	5
2.4 Impulso nervioso.....	5
2.5 Codificación neuronal	6
2.6 Electroencefalograma.....	6
2.6.1 Historia.....	6
2.6.2 Detecciones en un EEG.....	8
2.6.3 Posición de los electrodos.....	9
2.6.4 Ubicación de los electrodos según su función.....	9
2.6.5 Aplicaciones.....	10
2.7 Artefactos en EEG.....	10
2.7.1 Artefactos Fisiológicos.....	10
2.7.1.1 Actividad Muscular.....	10
2.7.1.2 Artefacto Ginocinético.....	11
2.7.1.3 Movimientos oculares.....	11
2.7.1.4 Artefacto ECG.....	12
2.7.1.5 Artefactos de respiración.....	13
2.7.1.6 Artefactos de la piel.....	13
2.7.2 Artefactos Extra Fisiológicos.....	13
2.7.2.1 Electroodos.....	13
2.7.2.2 Artefacto de corriente alterna.....	13
2.7.2.3 Movimientos en el ambiente.....	14
3 Algunas soluciones alternativas de control para personas con discapacidad motora grave.....	15
3.1 Interfaz Cerebro-Ordenador (BCI).....	15
3.1.1 Esquema funcional.....	15
3.1.2 Captación.....	15
3.1.3 Procesado.....	16
3.1.4 Aplicación.....	16
3.1.5 BCI Comerciales.....	16
3.1.5.1 MindWave.....	17
3.1.5.2 Muse.....	17

3.1.5.3 Enobio.....	18
3.1.5.4 OpenBCI.....	18
3.2 Eye-Tracker.....	18
3.3 Sensor infrarrojo.....	20
3.4 Piercing lingual.....	20
3.5 Comparación de soluciones.....	21
4 Herramientas de adquisición y procesamiento.....	23
4.1 Adquisición de la data.....	23
4.2 Comunicación con el ordenador en el momento de la adquisición.....	23
4.3 Procesamiento de la data.....	23
4.4 Tarjetas de adquisición de datos.....	24
5 Solución adoptada.....	25
5.1 Señal de interés.....	25
5.2 Selección de hardware.....	26
5.2.1 Profundizando en la banda seleccionada para el desarrollo del trabajo de investigación - MUSE Headband 2016.....	26
5.3 Programas de interpretación.....	27
5.3.1 Muse Direct.....	27
5.3.2 MuseLab.....	28
5.3.3 Muse Player.....	30
5.3.4 MatLab -32-bits-.....	31
5.4 Tarjeta de adquisición de datos.....	35
5.5 Montaje del circuito.....	37
5.6 Procesamiento Online.....	38
6 Análisis de resultados.....	39
6.1 Experimento a realizar.....	39
6.1.1 Descripción del experimento.....	39
6.1.2 Inconvenientes a la hora de la toma de las señales.....	39
6.2 Desarrollo de pruebas.....	40
6.1.3 Prueba 1: Detección de 10 flancos en un periodo de 50 segundos.....	40
6.1.4 Prueba 2: Cambiar de estado el LED logrando un ciclo de funcionamiento.....	44
7 Conclusiones y trabajos futuros.....	48
8 Referencias.....	50

Índice de tablas y gráficos

Tablas

Tabla 1. Comparativa de las alternativas para comunicación y control de personas con discapacidad motora grave.....	22
Tabla 2. Resultados de Prueba 1.....	33

Gráficos

Gráfico 1. Distribución de resultados Prueba 1.....	44
Gráfico 2. Distribución de resultados Prueba 2.....	47

Índice de figuras

Figura 1. Estructura cerebral en función de la evolución.....	3
Figura 2. Estructura lobular del cerebro.....	4
Figura 3. Potencial de acción de una neurona.....	6
Figura 4. Señales capaces de ser detectadas por un EEG.....	8
Figura 5. Sectorización de los sensores cerebrales.....	9
Figura 6. Aparición de artefacto muscular.....	11
Figura 7. EEG con artefacto ocular.....	12
Figura 8. Artefacto generado por Electrocardiograma.....	12
Figura 9. Artefacto generado por sudor.....	13
Figura 10. Diagrama de bloques del proceso del BCI.....	15
Figura 11. Hardware MindWave.....	17
Figura 12. Hardware Muse.....	17
Figura 13. Hardware Enobio.....	18
Figura 14. Hardware OpenBCI.....	18
Figura 15. Google Glass (modelo de gafas inteligentes).....	19
Figura 16. Gafas con sensor infrarrojo incorporado para fines de comunicación.....	20
Figura 17. Piercing lingual que permite control de una silla de ruedas.....	21
Figura 18. Headband Muse 2016.....	26
Figura 19. Interfaz Muse Direct.....	28
Figura 20. Interfaz MuseLab.....	29
Figura 21. MuseLab conectado a Muse Headband.....	29
Figura 22. Conversión de tipo de formato con Muse Player.....	30
Figura 23. Código de bucle para detección de parpadeo.....	31
Figura 24. Detección de pestañeos forzados.....	32
Figura 25. Código de filtrado y cargar los datos de interés.....	32
Figura 26. Algoritmo para generar señales digitales a voluntad.....	33
Figura 27. Ampliación de la detección de pestañeo voluntario.....	34
Figura 28. Activación/Desactivación del LED.....	35
Figura 29. Interfaz Measurement & Automation Explorer.....	36
Figura 30. Configuración puertos DAQ.....	36
Figura 31. Esquemático de circuito electrónico.....	37
Figura 32. Montaje de circuito electrónico de prueba.....	38
Figura 33. Recibir data de un puerto UDP con Matlab.....	38
Figura 34. Detección correcta de los pestañeos forzados.....	40
Figura 35. Detección falso negativo.....	41
Figura 36. Detección falso positivo.....	42
Figura 37. Activación/Desactivación del LED.....	45
Figura 38. Ejemplo de resultado correcto en prueba 2.....	45
Figura 39. Fallo en la primera detección para desactivar LED.....	46

1. Introducción

1.1 Objetivos y alcance

El objetivo principal de este trabajo es poder ayudar a las personas con problemas de movilidad a que su vida sea un poco más fácil por medio de la capacidad de desarrollar y proponer aplicaciones que permitan realizar tareas cotidianas o comunicativas por medio de la captación en el registro EEG de la señal causada por el pestañeo. [1]

1.2 Justificación del proyecto

Cuando se es consciente que casi el 3% de la población española sufre una discapacidad tal que no le permite realizar las necesidades básicas de la vida sin depender de un tercero se puede dejar de pensar que es un problema demasiado lejano para cualquiera. Dicho de otra manera, piense por un momento cuántas viviendas existen en su ciudad y tenga en cuenta que en 3 de cada 100 viviendas, hay una persona que depende estrictamente de alguien para poder hacer las cosas que usted realiza a diario sin importancia como cepillarse los dientes, vestirse o incluso, caminar.

Es por este motivo que surge la necesidad de desarrollar nuevas tecnologías y productos que permitan la integración de esta parte de la población y que además, les permita poder tener una vida libre ya que, en el momento que se depende de un tercero, se pierde la libertad.

Por otro lado, complementando la idea anterior, hay muchas ocasiones en donde las personas que sufren algún tipo de discapacidad motora, su actividad cerebral es normal. Bajo esta verdad, surge la hipótesis del por qué no aprovechar la capacidad cerebral y poder brindarles alternativas para llevar una vida sin ataduras a terceros.

Sin ir más lejos, un caso bastante conocido es el de Jean-Dominique Bauby, un reconocido periodista francés quien sufrió un ataque cerebrovascular dejándolo completamente inmovilizado a excepción de su párpado izquierdo.

Con la ayuda de su esposa, fué capaz de escribir un libro *Le Scaphandre et le Papillon*. Jean-Dominique se comunicaba a base de parpadeos de su ojo y una tabla que ella le mostraba con el abecedario. Aparte, ¿qué pasaría si existiese un mecanismo que fuera capaz de agilizar este proceso y agilizar la comunicación de la persona con su exterior? ¿Podría incluso integrar todo un conjunto de aplicaciones similares y permitirle al individuo no sólo comunicarse sino desplazarse en una silla de ruedas que esté vinculada con su cerebro, por poner un ejemplo? ¿En cuántas veces seríamos capaces de mejorar la calidad de vida de estas personas que sufren problemas de este nivel? Como diría Jean-Dominique Bauby, el método es la llave para abrir la prisión, la escafandra, en que se ha convertido su cuerpo, permitiéndole volar sin límites rumbo a la libertad.

1.3 Organización del documento

Tras este capítulo introductorio, se procederá a un primer capítulo donde se hará una recopilación de información acerca del cerebro humano (estructura y funcionalidades) y de la propia electroencefalografía (EEG).

Posteriormente, en el segundo capítulo se tratará todo lo relacionado con vías alternativas de comunicación y control, con una introducción a la tecnología en primer lugar y, a continuación, se desarrollará con profundidad en el mismo capítulo hablando del dispositivo que se implementará para la parte práctica de la investigación.

Una vez finalizada esta explicación, se tratarán en otro capítulo (Capítulo III) todos los aspectos relacionados con el circuito electrónico desarrollado para el filtrado, procesado y, en definitiva, la acción de control, explicando el modelo y la placa de evaluación utilizada, así como el entorno de desarrollo en el que se ha realizado el proyecto.

Finalmente, se expondrán las conclusiones y trabajos futuros.

2. El cerebro

2.1 Introducción

El cerebro de los seres humanos se puede considerar como la máquina más compleja y poderosa que existe actualmente en el universo según nuestro conocimiento. Incluso, se conoce que el equivalente para almacenar la información que es capaz el cerebro se necesitaría una instalación de dimensión parecida al Time Square de New York y para poder refrigerar dicha máquina, se necesitaría el agua equivalente a la de las cataratas del Niágara.

Además, está formado por una precisa y compleja red de neuronas cuya tarea es la de transmitir la información mediante actividad electroquímica, creando campos eléctricos en estos trasposos de información. Dichos campos eléctricos son medibles y es lo que se conoce como electroencefalograma (EEG) mientras que al campo como tal, se conoce como ondas cerebrales.

Estas señales que emite el cerebro no son constantes sino que varían en función del estado de la persona, lo que hará que el patrón de las ondas sea de una forma u otra. Gracias a las interfaces cerebro-ordenador (BCI) estos ritmos pueden ser procesados y analizados para llevar a cabo una aplicación. Siendo este el foco de trabajo de este proyecto de investigación.

2.2 Estructura del cerebro

A continuación, se explicará brevemente cada parte del cerebro en función de la edad evolutiva del mismo y posteriormente, se definirá cada parte principal que constituye el cerebro:

Partes cerebrales desde el punto de vista evolutivo

En primer lugar, se parte de que el cerebro está subdividido en tres desde un punto de vista de evolución:

- El **cerebro reptiliano** o cerebro primitivo, es la zona más antigua como bien su nombre lo indica y es el encargado de dotar al animal de instinto de supervivencia (huida, pelea o reproducción principalmente). Esta zona es 250 veces más rápida que el Neocortex.
- El **cerebro límbico** o cerebro emocional, es el encargado de controlar la audición, la visión y el movimiento del cuerpo. En definitiva, se podría generalizar que se encarga de las funciones fisiológicas del cuerpo.
- El **Neocortex** o cerebro nuevo, es el más joven y es el “culpable” de dotar de razonamiento al humano, diferenciándolo de cualquier otro animal. Constituido por los lóbulos prefrontales y frontal (lenguaje, lógica, creatividad, memoria, concentración...).

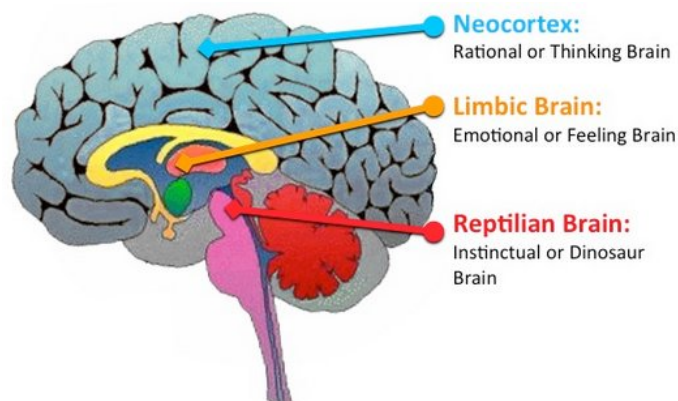


Figura 1. Estructura cerebral en función de la evolución

Cada “cerebro” mencionado anteriormente, contiene en sí mismo subpartes importantes, las cuales, se definirán a partir de las funciones que llevan a cabo cada una:

-El **cerebelo**: tiene la tarea de mantener el equilibrio del cuerpo y coordinar sus movimientos.

-El **tallo cerebral**: es el encargado de controlar los ritmos cardíacos y respiratorios, además de ser el centro de los reflejos.

-El **lóbulo frontal**: este lóbulo solo lo poseen de forma desarrollada los animales más complejos. Es el encargado del habla o expresión oral.

-El **lóbulo parietal**: es el encargado de procesar la información sensorial como el tacto, el calor o el frío y también se encarga de coordinar el equilibrio.

-El **lóbulo occipital**: se encarga de la percepción visual, es decir, el responsable de procesar las imágenes.

-El **lóbulo temporal**: se relaciona con la memoria y a su vez se encarga de regular las emociones y motivaciones.

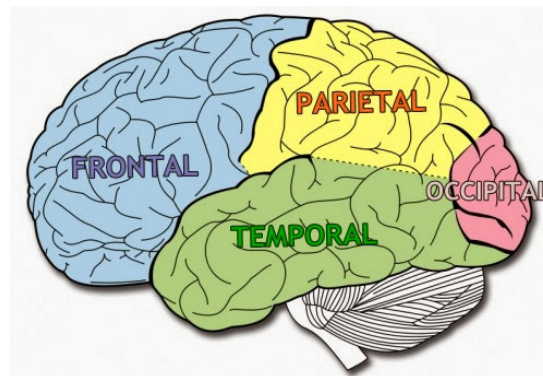


Figura 2. Estructura lobular del cerebro

2.3 Neuronas

Las neuronas son las protagonistas dentro del cerebro por ser un tipo de células altamente especializadas del sistema nervioso, siendo su principal característica la excitabilidad eléctrica de su membrana plasmática (tanto la recepción como la emisión y transmisión de impulsos nerviosos), lo que les permite comunicarse con otras células de manera sumamente rápida.

Se estima que un cerebro humano posee unas 89 mil millones de neuronas [2] pudiendo clasificarse según su dimensión y forma, su polaridad, su mediador químico, su función o según las características de las neuritas. A continuación, se detallarán las tres clasificaciones más relevantes:

Según su dimensión y forma

- Poliédricas: como las motoneuronas del asta anterior de la médula.
- Fusiformes: las que se encuentran en el doble ramillete de la corteza cerebral.
- Estrelladas: como las neuronas aracniforme y estrelladas de la corteza cerebral y las estrelladas, en cesta y Golgi del cerebelo.
- Esféricas: en ganglios espinales, simpáticos y parasimpáticos
- Piramidales: presentes en la corteza cerebral.

Según su polaridad

- Unipolares: son aquéllas desde las que nace sólo una prolongación que se bifurca y se comporta funcionalmente como un axón salvo en sus extremos ramificados en que la rama periférica reciben señales y funcionan como dendritas y transmiten el impulso sin que éste pase por el soma neuronal. Son típicas de los ganglios de invertebrados y de la retina.
- Bipolares: poseen un cuerpo celular alargado y de un extremo parte una dendrita y del otro el axón (solo puede haber uno por neurona). El núcleo de este tipo de neurona se encuentra ubicado en el centro de ésta, por lo que puede enviar señales hacia ambos polos de la misma.
- Multipolares: tienen una gran cantidad de dendritas que nacen del cuerpo celular. Ese tipo de células son la clásica neurona con prolongaciones pequeñas (dendritas) y una prolongación larga o axón. Representan la mayoría de las neuronas.
- Pseudounipolares (monopolar): son aquéllas en las cuales el cuerpo celular tiene una sola dendrita o neurita, que se divide a corta distancia del cuerpo celular en dos ramas, motivo por cual también se les denomina pseudounipolares (*pseudos* en griego significa "falso"), una que se dirige hacia una estructura periférica y otra que ingresa en el sistema nervioso central. Se hallan ejemplos de esta forma de neurona en el ganglio de la raíz posterior.
- Anaxónicas: son pequeñas. No se distinguen las dendritas de los axones. Se encuentran en el cerebro y órganos especiales de los sentidos.

Según su función

Las neuronas pueden ser sensoriales, motoras o interneuronas:

- Motoras: Son las encargadas de producir la contracción de la musculatura.
- Sensoriales: Reciben información del exterior, ej. Tacto, gusto, visión y la trasladan al sistema nervioso central.
- Interneuronas: Se encargan de conectar entre las dos diferentes neuronas. Son las responsables de funciones de percepción, aprendizaje, recuerdo, decisión y control de conductas complejas.

2.4 Impulso nervioso

El impulso nervioso surge cuando aparece una diferencia de potencial entre el interior y el exterior de una neurona. Esta diferencia de potencial se transmite por la membrana celular a una velocidad proporcional al diámetro del axón, y son regenerados a lo largo de su trayecto en pocas milésimas de segundo generando *spikes* (conocidos así comúnmente). La neurona en el momento que se genera la diferencia de potencial necesaria para superar el potencial umbral, se considera que está polarizada y genera una sobreexcitación de hasta 100 mv (el voltaje existente normalmente entre el exterior y el interior generalmente es considerado -70 mv y puede generar un pico hasta +35 mv al activarse la neurona, teóricamente). [3]

Existen dos mecanismos que alteran este equilibrio:

- Despolarización Se denomina despolarización a una disminución del valor absoluto del potencial en el interior de la neurona. Por ejemplo, cuando el potencial aumenta al comienzo de un potencial de acción.
- Hiperpolarización Se denomina hiperpolarización por el contrario, a un incremento del valor absoluto del potencial en el interior de la neurona. Cuando la despolarización supera cierto umbral, el resto del proceso se sucede inevitablemente, y la neurona dispara un potencial de acción. Después de cada spike es necesario un tiempo de reposo hasta que se pueda producir el siguiente.

En el siguiente gráfico se puede observar lo explicado anteriormente de una manera visual:

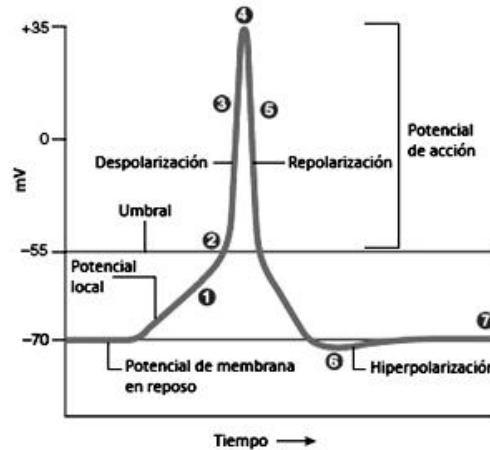


Figura 3. Potencial de acción de una neurona

La repolarización es el proceso opuesto a la despolarización, es decir, un aumento en el valor absoluto de la diferencia de potencial en el interior de la neurona cuando está finalizando el potencial de acción.

2.5 Codificación neuronal

La manera más sencilla de codificar es observando si existe o no un potencial de acción, como si de un sistema binario se tratase (1 lógico indica aparición de un potencial de acción mientras el 0 lógico indica que no existe un potencial de acción en ese instante de tiempo) observando la frecuencia media de potencial de acción que tiene una neurona.

Por otro lado, también se puede aplicar un método estadístico para observar por zonas la cantidad de potenciales de acción que ocurren en un tiempo y zona determinado. En función de eso se hace una correlación donde aparece un nuevo término, tasa de disparo. Este es otro método de codificación.

La tasa de disparo es la frecuencia temporal que queda entre dos potenciales de acción consecutivos. En este caso no solo se puede codificar como sistema binario sino también en diferentes niveles (variando con el tiempo).

2.6 Electroencefalograma (EEG)

La electroencefalografía es el registro de la actividad eléctrica de las neuronas del encéfalo (potenciales eléctricos) por medio de electrodos situados en la superficie exterior del cráneo. Debido a la gran conectividad de las neuronas, este registro puede resultar complejo, añadiendo a esto la complejidad adherida de que el encéfalo es una superficie no uniforme.

Historia

Teniendo en cuenta que el EEG es una manifestación de los ritmos eléctricos del cerebro, debemos remontarnos al año de 1770, en el cual, el italiano Luigi Galvani publicó sus observaciones sobre la electricidad animal. Este científico italiano demostró la existencia de "electricidad animal intrínseca", pero sus observaciones no tuvieron mayor impacto por más de cincuenta años a pesar de haber sido confirmadas por otros científicos. La poca aceptación de estas observaciones se debió en parte, a la influencia de Volta, un importante científico, quien de manera incorrecta consideraba que todos los hallazgos se debían al efecto ocasionado por un estímulo eléctrico proveniente de la batería sobre dos metales disímiles.

Las primeras descripciones sobre la existencia de una actividad eléctrica del cerebro, fueron efectuadas por el fisiólogo inglés Richard Caton, profesor de fisiología en la Escuela Real de Medicina de Liverpool, que demostró gran interés por los estudios que había realizado Emil du Bois Raymond, quien escribió un libro de dos volúmenes titulado "Investigaciones sobre la electricidad animal". Caton también había recibido influencia de Edouard Hitzig y Gustav Theodor Fritsch quienes habían demostrado la evidencia de respuestas motoras locales luego de la estimulación eléctrica en varias áreas de cerebros de perros.

Neminski, utilizando un galvanómetro de cuerda describió por primera vez los distintos ritmos cerebrales captados en cerebros de perro de acuerdo con su frecuencia (10 a 15, 20 a 32 ciclos por segundo) bautizando dichas oscilaciones con el término "electrocerebrograma"

Sin embargo, no cabe duda que el EEG fue inventado en 1924 por Hans Berger, Jefe de la Unidad de Psiquiatría de la Universidad de Jena (Alemania), ganándose así el título del padre de la electroencefalografía. Berger, después de una prolongada serie de estudios, efectuó el primer registro de las oscilaciones rítmicas del cerebro de un joven de 17 años que sufría un defecto en la tabla ósea del cráneo. Esto se debe a que Berger consideraba que realizar los registros en los casos de pacientes que presentaban ciertas lesiones craneales tenían mayor éxito.

Posteriormente pudo hacer registros en sujetos con el cráneo intacto. Su hijo Klaus fue utilizado para 73 registros entre los 15 y los 17 años de edad. De hecho los primeros registros electroencefalográficos publicados, fueron precisamente éstos. Utilizó diferentes tipos de electrodos (agujas de zinc, de platino, de pomo y de otros materiales) colocados en o sobre el cuero cabelludo. Los mejores resultados fueron obtenidos cuando se fijaban en la frente y en el occipucio.

Para realizar registro electroencefalográfico en humanos, utilizaba electrodos de aguja y un galvanómetro de cuerda con un espejo en el que se reflejaba luz que a su vez permitía la exposición de papel fotográfico de bromuro de plata que se movía a 3 cm por segundo (la misma velocidad que utilizamos hoy en día).

En 1929, finalmente, publicó su histórico artículo, *actividad eléctrica cerebral espontánea en humanos*. A pesar de ser consciente de la importancia del descubrimiento, Berger ya había esperado cinco años para publicarlo. Probablemente inseguro de sus resultados, continuó repitiendo pruebas muchas veces, en diferentes sujetos, incluso sobre sí mismo. Entre dicho año y 1938 se publicaron una serie de trabajos de este autor en las cuales se efectúan las primeras descripciones de los ritmos cerebrales humanos y sus modificaciones en condiciones fisiológicas y patológicas. Berger bautizó a sus registros con el nombre de Electroencefalograma (que reemplazó al de electrocerebrograma ideado por Neminski ya que está compuesto por dos raíces griegas en lugar de una griega y otra latina).

Berger, también designó con letras del alfabeto griego los dos tipos de ondas que había observado desde el principio en los trazados realizados a seres humanos. Las de mayor voltaje y menor frecuencia fueron denominadas ondas alfa, las de menor voltaje y mayor frecuencia, ondas beta.

Sus trabajos fueron mirados con escepticismo en el ambiente médico hasta que el prestigioso fisiólogo inglés ED Adrian y su colega HC Matthews en la Universidad de Cambridge, confirmaran sus observaciones utilizando amplificadores termoiónicos en 1934. Confirmó la presencia de las ondas alfa en región occipital y bautizó dicha actividad con el nombre de ritmo de Berger.

El primer registro de actividad eléctrica cerebral poniendo los electrodos en contacto directo con la corteza cerebral (electrocorticografía) fue llevado a cabo por Forester y Altenburger en 1935

En 1938 se iniciaron los esfuerzos para registrar en forma simultánea electroencefalografía y eventos ictales, cuando en una reunión de la Asociación Americana de Psiquiatría Schwab mostró imágenes en movimiento sincronizadas con un trazado electroencefalográfico.

En 1960, gracias a la invención de los transistores, se empezó a lograr un mejor registro gráfico reemplazando los amplificadores con tubos de vacío en los electroencefaló- grafos. Por otro lado, los mismos transistores hicieron posible el manejo computarizado de todos los aspectos de la electroencefalografía.

Detecciones en un EEG

En un electroencefalograma (EEG) se pueden detectar una serie de frecuencias determinadas que se han agrupado en bandas de frecuencias y que se asocian a una zona particular del cerebro o a actividades particulares. Los tipos de señales emitidas por el cerebro capaces de ser detectadas por un encefalograma son las siguientes [4]:

Delta: Estas ondas van de 0,5 a 4 Hz. Son las ondas más lentas y están presentes mientras una persona duerme. La producción de estas ondas en el estado de vigilia, se relaciona con los defectos físicos en el cerebro. El movimiento físico puede causar ondas delta artificial, pero con un análisis instantáneo, solo por observación de los registros EEG primarios esto puede ser verificado o descartado.

Theta: Fluctúa entre 4 y 7,5 Hz, están vinculados a la ineficiencia y el soñar despierto. Además suelen relacionarse con el acceso a material inconsciente del cerebro y estados de profunda meditación. Las ondas de frecuencias más bajas de theta representan la delgada línea entre estar despierto o en estado de sueño. Theta surge de la tensión emocional, especialmente de la frustración o la decepción. Los altos niveles de theta se consideran anormales en los adultos, y además se la relaciona con el trastorno por déficit de atención con hiperactividad.

Alfa: Oscilan de 8 a 13 Hz, son más lentas y asociadas con la relajación y desconexión. Pensar en algo pacífico con los ojos cerrados da un aumento de la actividad alfa. De alguna manera, las ondas alfa indican un estado relajado de conciencia, sin atención o concentración.

Beta: Están en la gama de frecuencias de entre 14 y 26 Hz, pero a menudo se las divide en beta bajo y beta alto para conseguir un análisis más específico. Las ondas son pequeñas y rápidas, asociadas con la concentración enfocada. Cuando se resiste o suprime el movimiento, o al resolver una tarea matemática existe un aumento de la actividad de las ondas beta. Un estado de pánico también puede provocar el incremento en el nivel de las ondas beta.

Gamma: Estas ondas están en el rango de frecuencias mayores a 30 Hz. Su amplitud es muy pequeña, y su ocurrencia es rara, por lo que se las relaciona con ciertas enfermedades del cerebro. Se cree que refleja el mecanismo de la conciencia. Las ondas beta y gamma juntas han sido asociadas con la atención, la percepción y la cognición.

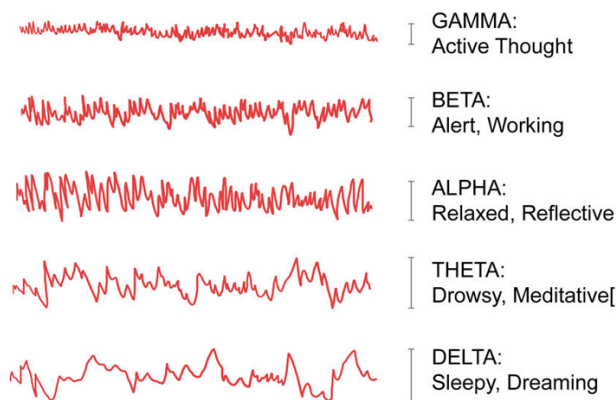


Figura 4. Señales capaces de ser detectadas por un EEG

Posicionamiento de los electrodos

Según sea el origen de la señal de interés, el lugar de captación será una u otra zona del cerebro.

Para complementar este hecho, en la figura 5 se enseña cómo ha sido sectorizada la zona craneal con el fin de poder estandarizar la ubicación de los electrodos:

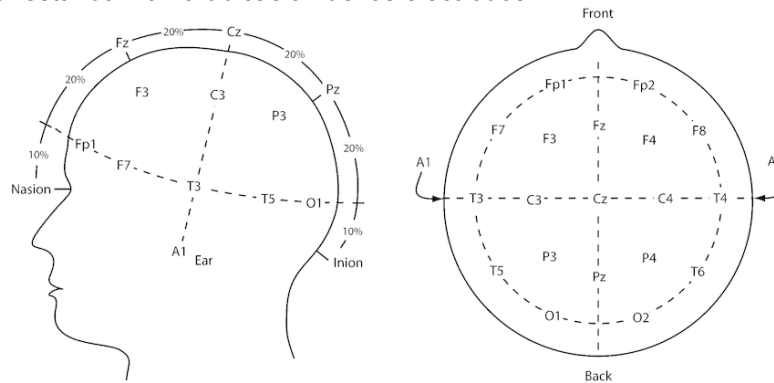


Figura 5. Sectorización de los sensores cerebrales

Esta distribución de electrodos que se ha presentado es la más utilizada conocida en la actualidad, sin embargo, el método de distribución "10/20" de electrodos no es el único existente aunque es considerado el Sistema Internacional de ubicación de electrodos en electroencefalografía.

Ubicación de los electrodos según su función

Como se ha mencionado en el párrafo anterior, la ubicación de los electrodos variará según el proyecto que se quiera realizar ya que, la actividad cerebral se focaliza según lo que un individuo haga en cada instante, por ejemplo:

- La zona F7 tendrá mayor actividad en los momentos que el sujeto tiene actividades de lenguaje
- La zona O1, que es la corteza visual, se activará en función de lo que el individuo esté observando
- La zona T3, es la corteza auditiva, por lo que su mayor actividad se registrará en los momentos que el individuo esté escuchando.
- La zona Fp1 y Fp2, es el córtex prefrontal, esta área del cerebro está relacionada con el razonamiento por lo que su actividad dependerá directamente al grado de relajación que esté experimentando el sujeto en cada instante.

Esto es importante a tener en cuenta para que, en el momento de hacer la captación de señal, poder focalizar en la zona más apropiada según sea el estímulo con el que se excitará al paciente o según sea el patrón que se lleve a cabo para el análisis.

Para el objeto de estudio de este trabajo, se ha escogido la zona prefrontal debido a que se ha descubierto una clara alteración en la señal que se emite, en esta zona, en el momento que un individuo realiza un pestañeo.

Aplicaciones

El EEG se utiliza para ayudar a diagnosticar la presencia o tipos de trastornos epilépticos y para evaluar cualquier otra patología del sistema nervioso central como tumores, infecciones, enfermedades degenerativas o alteraciones metabólicas que afectan al cerebro.

Principalmente, por haber sido su invención principal para determinar la señal que emite un individuo y poder detectar la existencia de anomalías, las aplicaciones principales de los EEG son de carácter clínico. Sin embargo, a medida que los desarrolladores van avanzando en descubrimientos y tecnología, el interés de poder aprovechar los EEG e integrarlos con los ordenadores para darle una aplicación en el mundo real, va en aumento.

2.7 Artefactos en EEG

Aunque inicialmente un Electroencefalograma se ha diseñado para poder registrar la actividad cerebral que emite un individuo, estos sensores serán capaces de registrar las actividades eléctricas que surjan de sitios distintos al cerebro. Toda esta actividad que es percibida por los sensores y que no viene del cerebro (ruido) se denomina *artefactos*.

En función del origen, se pueden dividir en artefactos fisiológicos y extra-fisiológicos. Los primeros son generados por el paciente pero por fuentes diferentes a la de estudio, por ejemplo, de sus respiraciones. Por otro lado, los artefactos extra-fisiológicos, surgen externamente del individuo (entorno).

Artefactos Fisiológicos

Como ya se ha mencionado, los artefactos fisiológicos serán todas aquellas señales o impulsos que el cuerpo está generando y que llegan a ser captados con los electrodos ubicados en la cabeza. A continuación, se presenta una serie de los principales que suelen aparecer en los EEG:

Actividad Muscular

La contracción de músculos frontales, como por ejemplo, apretar la mandíbula, son causas comunes de artefactos. Generalmente, las diferencias de potencial (o señal generada) en los músculos son de menor duración que los generados en el cerebro por lo que, pueden llegar a ser fácilmente detectados no sólo por su duración sino que además por su morfología y velocidad. Por otro lado, los pacientes que sufren la enfermedad de Parkinson o un simple temblor que tenga el individuo puede conllevar a generar artefactos sinusoidales rítmicos entre 4 y 6 Hz de frecuencia que pueden llegar a camuflarse entre la actividad cerebral.

Otro trastorno que puede producir artefactos musculares repetitivos es el espasmo hemifacial, es decir, la respuesta que puede tener un individuo al ser estimulado de manera fónica intermitente. Algunas personas al recibir dicho estímulo contraen los músculos frontal y orbicular entre 50 o 60 milisegundos después de percibir el destello.

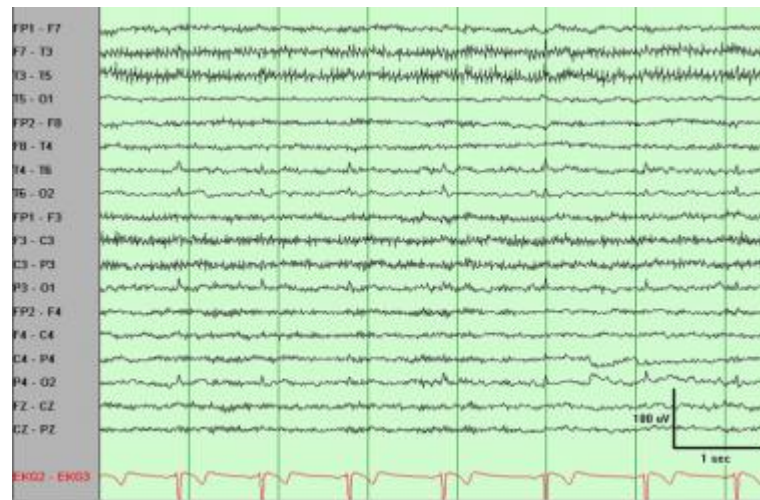


Figura 6. Aparición de artefacto muscular

Artefacto Ginocinético

Además de la actividad muscular, la lengua funciona como un dipolo (dos polos próximos entre sí de signo opuesto). El artefacto que se produce por la lengua tiene un campo de potencial amplio que cae desde las áreas frontales a las occipitales, aunque es menos pronunciado que el producido por los artefactos generados por el movimiento ocular. La amplitud de los potenciales es mayor en la parte inferior que en las regiones parasagitales y la frecuencia es variable aunque generalmente se encuentra en el rango delta (entre 0.5 a 4 Hz).

Si desea generar este artefacto basta con inducir a paciente que diga "Lah-lah-lah-lah" o "Lilt-lilt-lilt-lilt" y se producirá de forma sincronizada la frecuencia. En algunos casos, masticar y chupar puede producir artefactos similares. Estos se observan comúnmente en pacientes jóvenes.

Movimientos

oculares

Los movimientos oculares se observan en todos los EEG y son útiles para identificar las etapas del sueño ya que en función del grado de relajación mental los ritmos de las señales disminuirán. El globo ocular actúa como un dipolo con un polo positivo orientado anteriormente (córnea) y un polo negativo orientado posteriormente (retina). Cuando el globo gira alrededor de su eje, genera un campo de corriente alterna de gran amplitud, que es detectable por cualquier electrodo cerca del ojo. La otra fuente de artefactos proviene de los potenciales EMG de los músculos en y alrededor de la órbita.

Los movimientos verticales del ojo se observan típicamente con parpadeos. Un parpadeo hace que el polo positivo, es decir, la córnea, se acerque a los electrodos frontopolares (Fp1-Fp2 -véase figura 7-), produciendo deflexiones descendentes simétricas. Durante el movimiento ocular descendente, la córnea del globo se acerca a los electrodos frontopolares, produciendo una desviación.

Los movimientos laterales del ojo afectan más los electrodos frontales laterales F7 y F8 (véase figura 7). Durante un movimiento ocular lateral izquierdo, el polo positivo del globo se mueve hacia F7 y lejos de F8. Usando un montaje longitudinal bipolar, se registra la máxima positividad en el electrodo F7 y la máxima negatividad en el electrodo F8, y los artefactos no aparecen en los canales 9 y 13 o 10 y 14. En el electrodo F7 puede estar presente el llamado recto lateral. se observa mejor en el montaje de referencia del vértice. Con el movimiento lateral derecho del ojo, ocurre lo contrario.

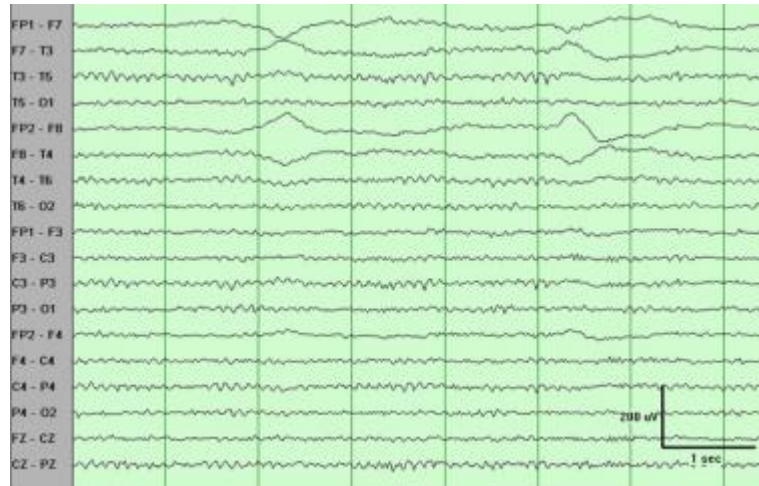


Figura 7. EEG con artefacto ocular

Artefacto ECG

Algunas perturbaciones que pueden llegar a detectarse en los electroencefalogramas vienen derivados de los pulsos cardiacos y esto puede demostrarse al visualizar un Electrocardiograma (ECG) y sobreponiendo ambos estudios se podrá observar claramente el artefacto. En general, las personas con cuellos cortos y anchos tienen los artefactos de ECG más grandes en sus EEG. El artefacto se observa mejor en montajes referenciales usando electrodos de lóbulo de oreja A1 y A2.

El artefacto de ECG se reconoce fácilmente por su ritmo que es regular y como se visualiza en la figura 8, con cada "onda aguda" se genera un artefacto en el EEG. La situación se vuelve difícil cuando la actividad cerebral anormal aparece entremezclada con el artefacto EEG, y la primera puede pasarse por alto. En estos casos, lo más apropiado sería generarle al paciente un electrocardiograma simultáneo para poder intentar filtrar las señales que son emitidas por el corazón de aquellas que realmente está generando el cerebro de manera anormal.

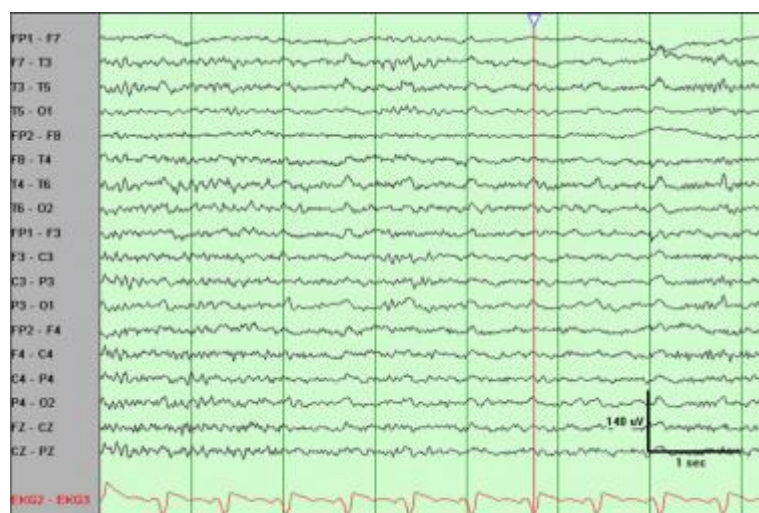


Figura 8. Artefacto generado por Electrocardiograma

Para finalizar este tipo de artefacto, se puede mencionar que si un electrodo de EEG se coloca encima de un vaso pulsante, también se generarán interferencias. Existe una relación directa entre el ECG y las ondas de pulso. El complejo QRS (es decir, el componente eléctrico de la contracción del corazón) se produce ligeramente por delante de las ondas de pulso (200-300 milisegundos de retraso después).

Artefactos de respiración

La respiración puede producir 2 tipos de artefactos. Un tipo es en forma de actividad lenta y rítmica, sincrónica con los movimientos corporales de la respiración y que afecta mecánicamente a la impedancia de un electrodo. El otro tipo puede ser ondas lentas o agudas que se producen de forma sincrónica con la inhalación o la exhalación e involucran los electrodos en los que el paciente está acostado. Para poder controlar dichos artefactos existen varios dispositivos disponibles comercialmente para controlar la respiración que se pueden acoplar a la máquina EEG.

Artefactos de la piel

Los procesos o defectos biológicos pueden alterar la impedancia y causar artefactos. El sudor es una causa común. El cloruro sódico y el ácido láctico de la sudoración que reaccionan con los metales de los electrodos pueden producir oscilaciones basales lentas.

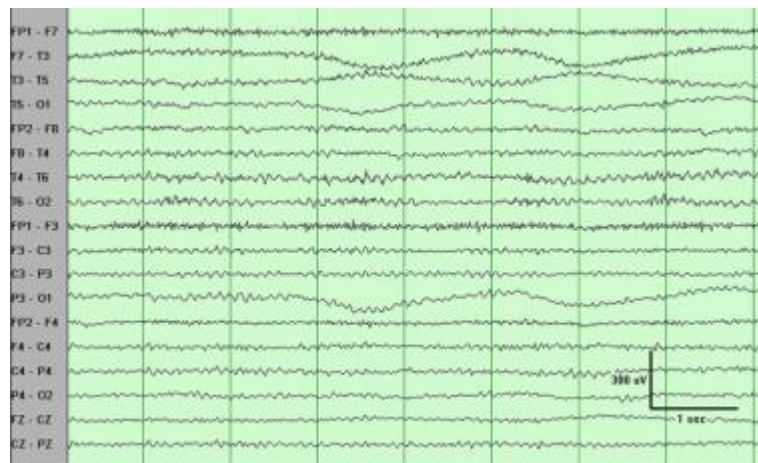


Figura 9. Artefacto generado por sudor

Artefactos Extra Fisiológicos

Electrodos

El artefacto de electrodo más común es el estallido del electrodo. Morfológicamente esto aparece como formas de onda agudas simples o múltiples debido al cambio brusco de impedancia. Se identifica fácilmente por su aspecto característico, es decir, generando un cambio vertical profundo de manera transitoria sin afectar la información del fondo, y su distribución habitual, encontrándose en un electrodo.

Artefacto de corriente alterna

Una conexión a tierra adecuada en el paciente casi ha eliminado este tipo de artefactos de las líneas eléctricas. El problema surge cuando la impedancia de uno de los electrodos activos se vuelve significativamente grande entre los electrodos y la tierra actúa como un amplificador. En esta situación, el suelo se convierte en un electrodo activo que, según su ubicación, produce que en el EEG aparezca una frecuencia de 60 Hz.

Movimientos en el ambiente

El movimiento de otras personas alrededor del paciente pueden generar artefactos, generalmente de origen capacitivo o electrostático.

3. Algunas soluciones alternativas de control para personas con discapacidad motora grave

A continuación, se exponen algunas de las posibles alternativas de comunicación y control para permitirle a las personas que padecen de discapacidades motoras graves mejorar sus calidades de vida.

3.1 Interfaz Cerebro-Ordenador (BCI)

Esquema Funcional

La interfaz cerebro-ordenador, se define como la tecnología que permite captar ondas cerebrales para ser procesadas por un ordenador con la intención de obtener información sobre un estado o proceso cognitivo de la persona. Se podría decir que esta es una definición muy genérica, ya que existen muchos métodos por los cuales se pueden captar estas ondas cerebrales.

No obstante, todo el mecanismo de funcionamiento de esta tecnología se puede agrupar en el siguiente esquema que representa las etapas más importantes que intervienen dentro de todo el proceso:



Figura 10. Diagrama de bloques del proceso del BCI

Los próximos párrafos serán dedicados a explicar brevemente cada etapa del proceso puesto que posteriormente se irá profundizando en cada una durante el desarrollo del trabajo.

Captación

Lo más importante en esta primera etapa es la sensorización. Esto quiere decir que, se necesita un sensor que sea capaz de captar la señal de lo que se está generando. En el caso que atañe, el amplificador que se utilizará para el estudio permitirá tener acceso a las ondas y poder, posteriormente, manipularlas.

Dado a que la amplitud de las señales de este estudio es bastante pequeña, hay una subetapa de amplificación con su correspondiente filtrado. La finalidad de estos circuitos será facilitar el tratado de la señal, evitando errores de aliasing y eliminando posibles ruidos que se presenten en la zona de estudio.

Es importante comentar que la forma de captar puede hacerse de distintas maneras, tanto invasivo (si se introduce un implante directo en el sensor por medio de una cirugía) ó de una manera no invasiva (por medio de sensores ubicados en el exterior del cráneo sin necesidad de una intervención).

Procesado

El procesado consiste en transformar los datos que llegan al receptor en información valiosa para poder actuar de forma correcta según se desee. Esto es posible por medio de un muestreo de la señal, lo que quiere decir, transformar la señal analógica en una señal digital para que pueda ser interpretada por un microprocesador y ser entendido por el programa diseñado para la aplicación en particular.

Finalmente, esa instrucción que decida emitir el microprocesador saldrá de manera digital, pasando por un circuito que la convierte nuevamente en analógica para que pueda interpretarse por el actuador y, llevar a cabo la aplicación.

Aplicación

Una de las grandes aplicaciones hasta ahora de este tipo de tecnologías es transformarla como un medio comunicativo para las personas que poseen un alto grado de parálisis puesto que, no se necesita movimiento alguno para llevar a cabo una comunicación.

Otro tipo de aplicaciones que se están desarrollando con más fuerza en estos momentos está enfocada en uno de los estados cognitivos más fácilmente diferenciables, la relajación. Advertir a un conductor cuando se detecta que está en un estado de relajación que indica fatiga, cansancio o distracción, ayudar a la industria de los videojuegos a innovar conjunto a la realidad virtual para llevar la experiencia de jugar a otro nivel, son una de las pocas aplicaciones que se pueden obtener con los BCIs.

Como se puede observar, el mundo de los BCIs es muy amplio y puede ser dirigido a una cantidad sin fin de mercados diferentes en función del objetivo que se quiera conseguir.

BCI Comerciales

Desde hace unos años, el mercado de los BCI se ha convertido en atractivo para las personas y esto se ve reflejado en la cantidad de nuevos dispositivos que se han introducido, aumentando la competencia, el tamaño del mercado y las posibles aplicaciones de esta tecnología en nuestras vidas.

Aunque en primera instancia todos funcionan adquiriendo señales EEG y se comunican con el ordenador por medio de Bluetooth, el precio de los mismos pueden variar mucho entre unos y otros en función de la calidad (la gama) o la cantidad de sensores utilizados para llevar a cabo el estudio.

Se presentan algunos ejemplos que están actualmente en el mercado:

MindWave

Es una banda diseñada por NeuroSky, siendo una de las primeras en entrar al mercado de amplificadores EEG para uso en BCI no invasivo. Mindwave es muy económico debido a la simplicidad que le caracteriza, teniendo un electrodo en la posición FP1 y tiene la opción de ser compatible tanto con iOS como con Android. [5]



Figura 11. Hardware MindWave

Muse

Muse es una banda cerebral cuyo principal objetivo es ayudar a la persona común a que aprenda a meditar, aumentando los niveles de relajación y concentración por medio de ejercicios guiados con tu móvil. Esta banda presenta cuatro sensores de medición y otros tres de referencia para un total de siete sensores integrados en su hardware. [6]

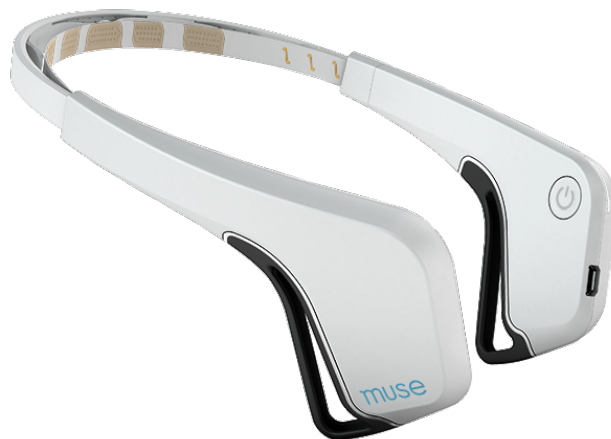


Figura 12. Hardware Muse

Enobio

Fabricado por Neuroelectrics y está enfocado principalmente a aplicaciones médicas. Hay modelos con 8, 20 o 32 canales de estudio posibles según con la cantidad de sensores que se deseen. [7]



Figura 13. Hardware Enobio

OpenBCI

OpenBCI son una plataforma *open source* que se pueden usar para medir y registrar la actividad eléctrica producida por el cerebro, los músculos y el corazón, siendo compatible con los electrodos de EEG estándar. [8]

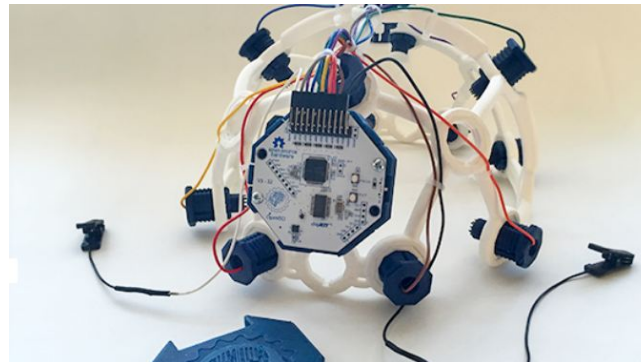


Figura 14. Hardware OpenBCI

En este caso se ha decidido mencionar algunas de las marcas más relevantes dentro del mercado como forma simplificada, sin embargo, existe mucha más variedad de la descrita en este trabajo por si es interés del lector profundizar en el ámbito.

3.2 Eye-Tracker

Como bien su nombre indica, consiste en una tecnología que es capaz de detectar hacia donde está mirando un sujeto o detectar los movimientos de los ojos en relación a la cabeza. El mecanismo de funcionamiento de un dispositivo a otro puede cambiar pero, la variante más popular utiliza imágenes de vídeo a partir de las cuales se extrae la posición del ojo. Otros métodos, sin embargo, utilizan bobinas de búsqueda o están basados en electro-oculogramas.

Esta tecnología se está empleando en diferentes áreas, desde sistemas visuales hasta diseño de productos. En la siguiente lista, se muestran un conjunto de sectores de aplicación:

- **Publicidad en TV y cine:** Evaluar el impacto de un anuncio en un contexto neutral. Se han desarrollado estudios para poder determinar hacia dónde suele el público dirigir la mirada en una pantalla en un primer momento.
- **Diseños de empaquetamiento:** Saber dónde se fija realmente el usuario en el empaque.
- **Visual Merchandising:** Cómo situar los productos. Un estudio que se llevó a cabo fue estudiar los movimientos de los ojos en un supermercado de los clientes para poder determinar las zonas más atractivas de ubicar los productos que la empresa tiene mayor interés de vender haciendo que los usuarios se pusieran unas “gafas inteligentes” con previa autorización.
- **Diagramación de material impreso:** Mostrar si el diseño acompaña a la jerarquía en la lectura que se pretende.
- **Diseño web:** Poder saber dónde situar la información y la publicidad en el sitio adecuado.
- **Diseño de software:** poder evaluar la interfaz de usuario es fundamental para el buen desarrollo de un programa.

Hoy en día, existen softwares que realizan el rastreo de ojos con la misma cámara del ordenador o portátil personal. Además, existen las gafas inteligentes que por medio de una pequeña cámara ubicada en ellas, permite realizar funcionalidades como navegar en internet, por ejemplo.[9]

GLASS



Figura 15. Google Glass (modelo de gafas inteligentes)

A pesar de todas las aplicaciones que ha tenido esta tecnología con la intención de mejorar la eficiencia en los comerciales, publicidad y demás, el eye-tracker se empezó a utilizar a partir del 2005 en sistemas de comunicación para personas con discapacidad, permitiéndole a pacientes que han sufridos parálisis cerebrales u otras discapacidades que limitan a la persona a desenvolverse por sí mismas, el control de ojos les permite el poder comunicarse, enviar correos electrónicos, navegar por Internet y realizar otras actividades, usando sólo sus ojos.[6]

3.3 Sensor infrarrojo

Puede que en primera instancia no se reconozca esta tecnología pero, en el momento que se comente la persona que utilizaba este método para comunicarse, seguramente se entenderá con mayor facilidad, Stephen Hawkings.

Después de sufrir de paraplejía debido a la esclerosis lateral amiotrófica (ELA) que llevaba padeciendo por más de tres décadas, el físico era capaz no sólo de comunicarse sino de además poder dictar conferencias y escribir libros con un simple gesto, un sutil movimiento de la mejilla.

El sistema de comunicación que utilizaba consistía en una pantalla gráfica con un speller justo enfrente de él y un sensor infrarrojo incorporado en sus gafas. Debido a que había perdido cualquier capacidad de movimiento a excepción del movimiento en su mejilla, se aprovechó la capacidad de movimiento consciente para desarrollar un sistema de comunicación predictivo que consistía en ir seleccionando letra a letra e ir arrojando sugerencias de palabras en función de las letras escritas. Para poder seleccionar la opción deseada, bastaba con el movimiento mencionado anteriormente.



Figura 16. Gafas con sensor infrarrojo incorporado para fines de comunicación

3.4 Piercing lingual

La lengua es toda una obra de ingeniería controlada por dos de los nervios más importantes del cuerpo, el nervio hipogloso y el nervio vago, pues además de las cuerdas vocales de la laringe, también se necesita de la lengua para articular palabras. La lengua no se afecta por lesiones de la médula espinal, que pueden paralizar solo las piernas (paraplejía) o todas las extremidades (tetraplejía), ya que los nervios que hemos comentado nacen más arriba, cerca del cerebro.

Aprovechando esta ventaja, se inserta un pequeño imán en forma de piercing que produce un campo magnético cambiando con cada movimiento de la lengua y, por su parte, unos sensores colocados en las mejillas para poder detectar la posición precisa del piercing cuando se mueve.

Estos pequeños movimientos pueden ser detectados por los sensores y, a su vez, convertirse en órdenes para controlar otros dispositivos externos.

Una de las aplicaciones que se ha llevado a cabo es la capacidad de dirigir una silla de ruedas utilizando la lengua como si un joystick se tratase.

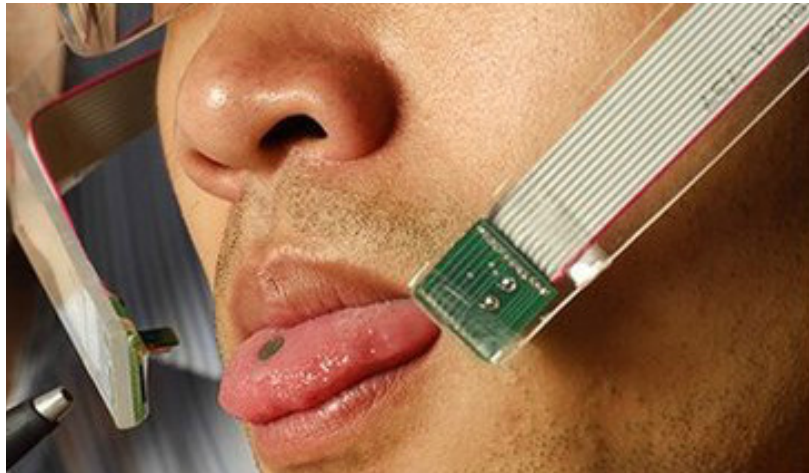


Figura 17. Piercing lingual que permite control de una silla de ruedas

3.5 Comparación de soluciones

Cada una de las soluciones presentadas tienen ventajas e inconvenientes con respecto a las demás y en este subapartado se explicará con detalle. Al final, se presentará una tabla con una comparativa de características.

En primer lugar, los BCI son una tecnología muy útil para las personas que padecen de una reducción total de movimiento ya que, lamentablemente, es la única opción que poseen estos individuos. Siempre y cuando, este sea el caso, los BCI, hasta la fecha, son la solución más acertada. En contra, suelen requerir de mucha más práctica y entrenamiento que un eye-tracker o el piercing lingual en función del patrón de reconocimiento que se esté utilizando.

Sin embargo, si se utiliza un BCI con la intención de detectar un artefacto, la complejidad de uso disminuye notablemente y el sistema se asemeja al sensor infrarrojo ya que ambos están funcionando gracias a estímulos musculares que se están generando, el primero de ellos con pestañeos mientras el segundo, en el caso de Stephen Hawking, el movimiento de la mejilla.

Gracias a los avances tecnológicos, existen BCI que son muy poco invasivos lo que los hace más competitivos a la hora de analizar las alternativas que se tienen. Esto se comenta para comparar esta solución con respecto al piercing lingual, el cual, es mucho más invasivo porque se debe hasta perforar la lengua para introducir el imán en el individuo. También se ha de mencionar que la primera tecnología lleva más tiempo desarrollándose lo que permite que tenga ventajas significativas con respecto al resto.

Desde otro punto de vista, los eye-tracker, a pesar de tener poco tiempo en el mercado, poseen un gran potencial e incluso, para determinadas aplicaciones podría ser una alternativa más práctica que un BCI porque permite, con simplemente colocar unas gafas desarrollar programas de comunicación o interacción como se ha comentado anteriormente en este capítulo.

En definitiva, una solución será mejor o peor en función de la limitación de movilidad que tenga el paciente. Para los casos donde exista control muscular por parte de la persona se podrá adaptar una solución en función de ello (como el eye-tracker o el piercing lingual), en caso contrario, el BCI será la única solución viable ya que no requiere la necesidad de que el individuo controle ningún músculo.

A continuación, se presenta una tabla en forma de resumen:

Tabla 1. Comparativa de las alternativas para comunicación y control de personas con discapacidad motora grave

Solución	Invasivo	Dificultad	Entrenamiento	Coste de inversión	Disponibilidad comercial
BCI	Baja/Media	Media/Alta	Alto*	Medio	Alto
Eye-Tracker	Baja	Baja	Bajo	Medio	Medio
Sensor Infrarrojo	Baja	Media	Medio	Alto	Bajo
Piercing Lingual	Alta	Media	Medio	Alto	Bajo

*Todo dependerá del paradigma que se quiera llevar a cabo

4. Herramientas de adquisición y procesamiento

Adquisición de la data

Para poder llevar a cabo el procesamiento de la información que están emitiendo los sensores, es necesario primeramente, poder llevar a cabo la adquisición de la misma.

Este proceso de adquisición es de suma importancia porque en el momento que esta parte del proceso falle, el resto del mecanismo dejará de funcionar correctamente o simplemente dejará de funcionar completamente.

Para poder garantizar una correcta colección de data, es importante en primer lugar una cierta la calidad de los sensores que se dará por supuesta en el momento que se adquiere el hardware con el fabricante que se escoja como idóneo y, en segundo lugar, la garantía de la fijación de los mismos para evitar desplazamientos a zonas donde la señal pueda ser más débil o pueda ser contaminada por ruidos de otras señales que se estén generando.

4.1 Comunicación con el ordenador en el momento de la adquisición

La seguridad de medir correctamente las señales que se emiten es solamente la mitad del trabajo que se ha de garantizar para poder tener una aplicación que sea fiable y útil. La otra parte que se ha de garantizar es que la comunicación Headband-Ordenador sea estable.

En la actualidad, existen diferentes alternativas para este paso:

- Puede llevarse a cabo la comunicación de algunos hardwares por medio de cable USB. Esto permite prácticamente una conexión garantizada ya que físicamente se está uniendo un punto inicial con un punto final que es la entrada del puerto del ordenador de interés. Esta es la solución más fiable.
- Una de las soluciones más utilizadas actualmente en el mercado es el uso de la tecnología Bluetooth para comunicar. A pesar de ser la más utilizada, bajo la experiencia propia, no es la más efectiva ya que dicha tecnología ha quedado un poco obsoleta además de presentar frecuentemente errores de conexión, dificultando así una fiabilidad.
- Finalmente, la solución más acertada que se considera hasta el momento es el uso de la tecnología Wi-Fi. Esto permitiría una robustez mucho mayor que haciendo uso del Bluetooth y una mayor flexibilidad que con la conexión directa, al no tener que estar limitado con la longitud del cable. Sin embargo, es ahora, que los fabricantes están empezando a utilizarlo.

4.2 Procesamiento de la data

Hasta el momento, se ha podido no sólo medir las señales que se están generando en el cerebro del individuo, sino que además, se es capaz de captar por medio de una conexión con un ordenador.

Lo crucial en este punto, es poder conseguir patrones o alteraciones significativas para poder, en definitiva, cumplir el propósito de darle una utilización a dicha señal. En caso contrario, todo el estudio y trabajo realizado hasta el momento no serviría de nada si no se es capaz de discernir a discreción una información y lo único que se tendría es una cantidad abultada de data sin importancia.

Para esta tarea, se hará uso de softwares de programación que permitan analizar e identificar las variables de interés y poder generar las señales de actuación.

A continuación, se presenta una lista con diferentes opciones, acompañados con una breve descripción de cada una de ellas:

- LabView: Es una plataforma cuyo principal objetivo es el desarrollo de sistemas en donde el lenguaje de programación es visual gráfico. El desarrollador de dicho software es National Instruments y permite comunicación con otros lenguajes (Matlab/AutoCAD/.NET).
- MatLab: Es una herramienta matemática que posee un lenguaje de programación propio. Es un software muy utilizado en el ámbito de la investigación y docencia debido a su gran potencia de cálculo y a su infinita capacidad de desarrollo y aplicaciones.
- Python: Es un lenguaje cuyo énfasis es hacerlo legible. Este software cada vez está cogiendo más fuerza debido a su simplicidad de programación y gracias a la popularización de los códigos abiertos y de colaboración, es una plataforma que se amolda bastante bien a estos principios.

4.3 Tarjetas de adquisición de datos

En aquellos casos donde se desea interactuar con el mundo físico, ya sea para medir alguna magnitud o generarla (tensión/corriente), no puede hacerse directamente desde el ordenador. Dicha señal que es recopilada por el sensor tendrá que ser procesada por medio de algún ente que pueda posteriormente ayudar al ordenador a comprender dichos valores.

Es allí donde aparecen las Tarjetas de Adquisición de Datos (DAQ -por sus siglas en inglés-), estas son las encargadas de hacer de intermediarios entre el sensor que capta una señal física y el ordenador que será el que procese dicha información, convirtiendo la información del mundo real en código digital. Como si de un traductor se tratase.

La comunicación que tienen las Tarjetas de Adquisición de Datos se hace efectiva por medio de conexión USB, Ethernet, PCI o por vía inalámbrica, que son los buses más requeridos por los PCs.

Dentro de las empresas que ofrecen las DAQs más utilizadas se encuentran:

- National Instruments: Siendo una empresa americana y una de las más conocidas en DAQs. Sus productos son utilizados tanto en industrial como a nivel de investigación.
- Omega Engineering: Es una empresa española que comenzó fabricando termopares y actualmente produce productos para la adquisición de datos, además de una gran variedad de soluciones. Está más especializada en el sector industrial.
- Advantech: Es una empresa que produce equipos de automatización y Sistemas Embebidos. Entre los productos que desarrollan se encuentran tarjetas de adquisición de datos industriales y un sinnúmero de soluciones para las industrias 4.0.

5. Solución adoptada

En esta segunda parte de la memoria, se procederá a explicar con detalle cuál ha sido la solución que se ha escogido para efectos del proyecto y se expondrán los motivos del porqué de la misma.

Partiendo de todos los conceptos y alternativas que se han presentado durante el bloque de estudio de alternativas y explicación de conceptos, se estructurará este capítulo con la misma estructura, siguiendo una relación análoga comenzando con la señal de interés de estudio que se ha seleccionado, el hardware de medición (sensor), los programas de interpretación, descodificación y procesado y, finalmente, se expondrá la tarjeta de adquisición utilizada que, en el caso de estudio que concierne, tendrá una funcionalidad prácticamente de intermediario para poder generar las salidas de interés cuando el algoritmo de funcionamiento lo solicite.

5.1 Señal de interés

Como se ha visto anteriormente, el potencial de recopilación de información por medio de electrodos es bastante amplio y la posibilidad de captar dichas señales se ha simplificado tanto hoy en día que basta con tan sólo poner un casco a un individuo y los sensores ya estarán haciendo su trabajo de medición pero entonces, ¿dónde está el verdadero gap del asunto?

Si bien es cierto que colocar un electrodo en la frente de un paciente para empezar a recopilar data es bastante sencillo, el hecho de poder recopilar una señal de calidad y, más aún, el hecho de poder llegar a una señal que sea fácilmente distinguible y útil (que pueda ser generada a conciencia del individuo), es lo que hace que la dificultad en estos proyectos aumente considerablemente.

Por lo general, en aquellas aplicaciones donde se trabaja con las señales puramente cerebrales, los pacientes han de superar unas fases de entrenamiento para poder detectar ciertos patrones o comportamientos de las ondas más adaptadas para cada uno. Este efecto, complica la posibilidad de generar librerías generales que funciones para cualquier persona.

Si lo que se desea es poder trabajar con una señal directamente emitida desde el cerebro, se tendrá que aprender, de manera consciente o inconsciente, a generarlas correctamente para poder tener un correcto control sobre la aplicación y no depender de la buena suerte o de resultados aleatorios porque hasta un reloj que funcione mal, dará la hora correcta dos veces al día.

En estos casos, se ha de desarrollar un buen control mental y una capacidad de concentración bastante alta para evitar caer en perturbaciones o distracciones que puedan alterar las emisiones en cada instante. Esto es difícil de asumir, si lo que se pretende es generar una aplicación que sea lo suficientemente robusta como para que permita a la persona interactuar con el entorno y, en definitiva, poder integrarse de una manera mejor en la sociedad.

Como uno de los objetos de estudio es poder realizar una aplicación con prácticamente proceso de aprendizaje nulo y una implementación en la vida de una persona alta, se ha decidido que los patrones de trabajo con una señal puramente cerebral se dejarían de lado ya que, es mucho más probable que una persona controle mucho mejor algún músculo de su cuerpo a su EEG. Habrán casos en los que la persona se vea obligada a tener que recurrir a paradigmas cerebrales por no tener alternativa.

Por este motivo, se ha decidido implementar como señal de interés un artefacto que, en cualquier otro estudio podría considerarse como ruido o indeseado, en este proyecto será el centro debido a que existen artefactos fisiológicos que se pueden controlar con mucha más facilidad y con menos concentración.

El parpadeo, como se ha visto en su correspondiente apartado, es un artefacto ocular en el cual, al producirse se refleja en los electrodos ubicados en la zona frontal (Fp1-Fp2), lo que genera un cambio momentáneo en la señal que emiten.

Lo que se ha descubierto es que este cambio, será mayor o menor en función de la intensidad con la que se haya generado el pestañeo. Esto puede resultar lógico si se piensa que en el momento que la energía implicada de la causa (el pestañeo) sea más grande y tenga más fuerza, la reacción (la detección en el EEG), asimismo, tendrá una manifestación más profunda.

Por lo tanto, la intención será poder detectar no sólo un pestañeo sino conseguir una distinción entre si un pestañeo es, o no, forzado.

5.2 Selección de hardware

Debido a que se necesitaba tener acceso a las zonas de ubicación de electrodos Fp1 y Fp2, ya que esta es la ubicación donde puede detectarse el patrón del pestañeo, se investigó las alternativas que se tenían en el mercado que se adaptaran a los requerimientos de la menor invasión al individuo posible y la mejor facilidad de uso.

A pesar de existir la alternativa de desarrollar un sistema que midiera dichas señales haciendo uso de un par de sensores ubicados expresamente en la zona y siendo conectados con un cable a un transmisor (siendo una opción muy poco invasiva), el objetivo principal era poder darle funcionalidad y, a partir de dicho momento, que se pueda abrir toda una puerta de desarrollo para perfeccionar los avances alcanzados. Es decir, dejando a un lado los avances de procesamiento implementados en el proyecto y centrándose en el desarrollo de un hardware sustitutivo que conste de un par de electrodos, por ejemplo.

Profundizando en la banda seleccionada para el desarrollo del trabajo de investigación - MUSE Headband 2016

Para el desarrollo de este trabajo de investigación se ha querido garantizar la mayor comodidad para el individuo, traduciendo esto en conseguir la manera más óptima de conseguir el objetivo de captar una señal que pueda ser generada a conciencia con el método menos invasivo posible. La banda que mejor se adapta a los requerimientos iniciales, ha sido la Headband Muse 2016.

Siendo comercializada para fines de meditación haciendo uso de una App descargable para tu móvil, este hardware se caracteriza por su simplicidad de colocación y su comodidad relativa asemejándose a una diadema (figura 18).

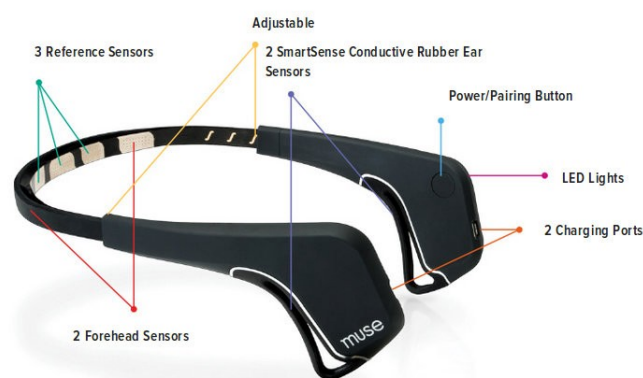


Figura 18. Headband Muse 2016

Dicha banda, está compuesta por siete (7) sensores:

- 3 sensores centrales de referencia frontales
- 2 sensores frontales (Fp1 y Fp2) que están ubicados de forma más extrema de la frente y,
- 2 sensores ubicados en las orejas

A pesar de tener la cantidad de sensores mencionada anteriormente, la información útil es captada únicamente en cuatro canales encefalográficos.

Para los usuarios de la banda que utilizan su aplicación, al finalizar una sesión de meditación se te es mostrada una única señal que ha sido comprimida de los cuatro canales, mencionados en el anterior párrafo, para determinar el grado de relajación del individuo.

5.3 Programas de interpretación

Para esta fase, se han tenido que utilizar una serie de softwares para poder, posteriormente, procesar la data.

Muse Direct (Conexión de la banda al ordenador y almacenamiento)

En el caso de los desarrolladores que puedan interesarles utilizar las señales “crudas” que se están emitiendo en cada instante, la empresa desarrolladora ha creado una aplicación para el ordenador llamada *Muse Direct* (compatible exclusivamente con Windows 10 para el momento del desarrollo de este trabajo) que permite adquirir la señal de cada uno de los sensores por medio de un puerto de Protocolo de Control de Transmisión (TCP) o Protocolo de Datagramas de Usuario (UDP) según se prefiera.

Como método explicativo, la diferencia principal entre un tipo de comunicación y otra es que la TCP/IP es una comunicación bidireccional ya que el receptor genera una confirmación de la llegada del paquete de datos mientras que la comunicación UDP actúa con un emisor que envía paquetes de datos a un receptor sin recibir confirmaciones de que está llegando a destino sin generar una conexión con el destinatario.

Esta aplicación se desarrolló a principios del 2018 pero, anteriormente, se estaba realizando la adquisición y representación de la señal en tiempo real por medio de un programa desarrollado en Python, el cual, uno de los requisitos principales para poder ejecutarla era tener *Linux* como sistema operativo en el ordenador donde fuese a realizarse el estudio.

A pesar de poder tener acceso a la señal, la exportación de dicha información para posteriormente procesarla y darle una aplicación no era viable por problemas de compatibilidad por lo que dicha alternativa fue descartada.

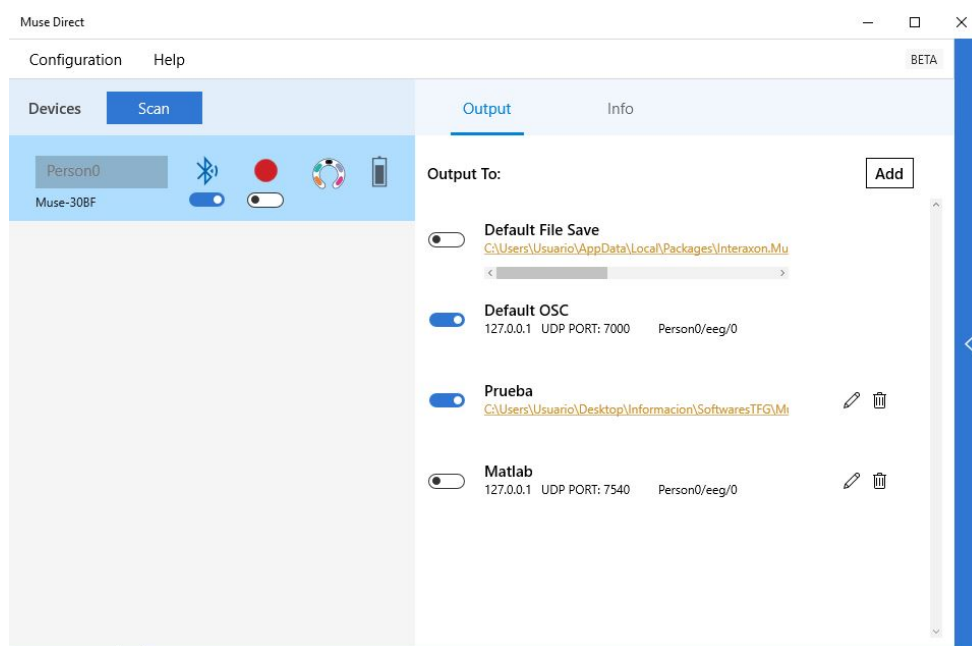


Figura 19. Interfaz Muse Direct

Para el momento de realizar la investigación, dicha aplicación estaba disponible únicamente para Windows 10 por medio de la Tienda de Microsoft. Según la información que se maneja, por medio de comunicaciones con los fabricantes, están trabajando para poder desarrollar una aplicación que sea compatible con cualquier sistema operativo (Linux, iOS...).

En el momento que la aplicación muestra la señal que se encuentra conectada con la banda (activación del botón de grabación rojo), se sabe que los puertos configurados ya se encuentran emitiendo los paquetes de datos y podrían visualizarse. Para el caso de poder generar un documento con esa información, se tendrá que habilitar el botón de grabación rojo y el documento se generará en la dirección previamente configurada.

Se puede, además, generar más de un puerto TCP/UDP o más de un archivo simultáneamente como se puede observar en la figura 19, añadiéndoles haciendo click en el botón "Add" y configurando la opción que se desee.

El símbolo que se encuentra a la derecha del botón de "record" significa los cinco sensores frontales. En caso de aparecer colores en los cinco recuadros indica que el contacto que están teniendo es correcto y que la emisión de la señal es correcta. En caso contrario, se podrá observar que el espacio correspondiente al sensor que no está haciendo un contacto o no puede realizar una buena lectura, aparecerá en blanco.

Por último, también se puede visualizar la batería que tiene la banda y se puede modificar el nombre del dispositivo que podría tenerse en consideración para la hora que fuese a almacenarse la información.

MuseLab (Representación de la señal)

Una vez teniendo el puerto TCP/UDP abierto en Muse Direct, se puede ir a un segundo programa, el cual, tiene como función principal la representación en tiempo real de los paquetes de datos que se están emitiendo.

Como se puede ver en su interfaz inicial (figura 20), se necesitará abrir el puerto que está emitiendo la data para poder recibir la información:



Figura 20. Interfaz MuseLab

Una vez se empieza a recibir los paquetes de información, en el desplegable principal (OSC), se cambia a Visualizers-> New...-> Scrolling Line Graph-> Finish.

A partir de este momento se facilita la representación gráfica de los paquetes recibidos.

Dentro de la información que se comparte se encuentra la propia del EEG, como la señal de los acelerómetros de la banda, la batería de la misma y otros. Se pueden visualizar en la parte izquierda de la pantalla (figura 21):



Figura 21. MuseLab conectado a Muse Headband

Para observar los canales correspondientes al electroencefalograma, basta con hacer click en la casilla correspondiente (Nombre/eeg) y se empezará a visualizar.

A pesar que dicha herramienta presenta la posibilidad de almacenar la información en un fichero (.muse), no se recomienda llevarlo a cabo por esta vía por motivos que se expresarán en el siguiente subapartado.

Entre una de la señales que se reciben aparece la de representar gráficamente los pestañeos debido a los cambios que se generan en los canales 0 y 3. Sin embargo, se recuerda que la intención no es solamente detectar un simple pestañeo sino que se pretende saber distinguir entre uno forzado y uno natural con la intención de dotar de control al individuo sobre el sistema.

Muse Player (Conversor de formato)

Esta aplicación caracteriza por su sencillez. En primer lugar, es una aplicación que se ejecuta por la consola del ordenador (Windows+R para ejecutar la consola). Una vez en el terminal, si se desea recibir ayuda de cómo utilizarla, basta con escribir "muse-player" y un desplegable de ayuda se ejecutará en caso de tenerla instalada.

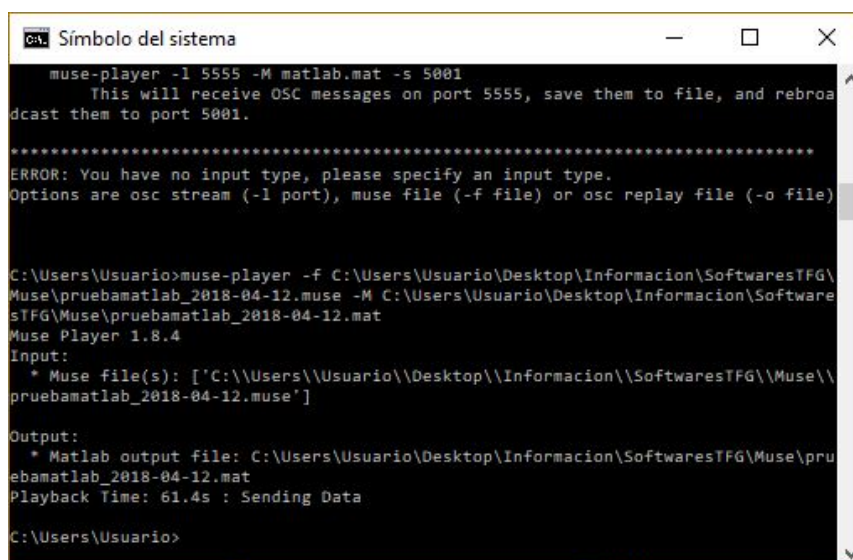
Desarrollada para realizar una conversión de formato de formato propio a otro formato que sea soportado por otros programas (MatLab, Excel, OscReplay). Dicho proceso viene ejercido por una línea de código (véase en la ayuda del desplegable de *Muse Player* para mayor detalle), por ejemplo:

```
muse-player -f nombre_proyecto_muse.muse -M nombre_proyecto_matlab.mat
```

Esa línea de código realizará la conversión del documento "nombre_proyecto_muse.muse" que se ha generado en *Muse Direct* generando un nuevo archivo con extensión de Matlab llamado "nombre_proyecto_matlab.mat".

Una de las recomendaciones que se hace en este punto es que, será necesario especificar la ruta de en dónde se encuentra el archivo de origen y de destino. Lo que se ha considerado más práctico es, seleccionar el archivo desde la carpeta donde está ubicado y arrastrarlo hasta el terminal cuando se tenga que introducir el nombre del archivo pudiendo lograr una mayor efectividad debido a que se elimina la posibilidad de introducir errores a la hora de copiar la ruta especificada y permitiendo realizarlo con mayor velocidad.

Una vez ejecutada la línea de código anterior, se empezará a realizar la conversión que se podrá distinguir fácilmente ya que aparece un contador, la especificación de la data de entrada y la data que está generando. Se conoce el momento que ha terminado la conversión porque realiza un nuevo salto de línea como se puede observar en la figura 22:



```
Símbolo del sistema
muse-player -l 5555 -M matlab.mat -s 5001
This will receive OSC messages on port 5555, save them to file, and rebroadcast them to port 5001.
*****
ERROR: You have no input type, please specify an input type.
Options are osc stream (-l port), muse file (-f file) or osc replay file (-o file)

C:\Users\Usuario>muse-player -f C:\Users\Usuario\Desktop\Informacion\SoftwaresTFG\Muse\pruebamatlab_2018-04-12.muse -M C:\Users\Usuario\Desktop\Informacion\SoftwaresTFG\Muse\pruebamatlab_2018-04-12.mat
Muse Player 1.8.4
Input:
 * Muse file(s): ['C:\Users\Usuario\Desktop\Informacion\SoftwaresTFG\Muse\pruebamatlab_2018-04-12.muse']

Output:
 * Matlab output file: C:\Users\Usuario\Desktop\Informacion\SoftwaresTFG\Muse\pruebamatlab_2018-04-12.mat
Playback Time: 61.4s : Sending Data

C:\Users\Usuario>
```

Figura 22. Conversión de tipo de formato con Muse Player

Para poder hacer funcionar esta aplicación, se tuvo que realizar una serie de instalaciones de extensiones de Python. Esto se pudo determinar ya que, en los momentos de querer realizar la conversión aparecía un error en el que se interpretaba un error en la búsqueda de algunos paquetes o funciones de python, por lo que, se intuye que internamente para llevar a cabo la función de hacer una conversión, se conecta con dicha aplicación.

Si se desea replicar el trabajo aquí presentado puede encontrar las siguientes librerías a instalar en el siguiente enlace (<https://bitbucket.org/interaxon/museplayer>). Se recomienda realizar la instalación desde la consola del ordenador. Permite mayor velocidad y, además, algunas de las librerías que se han de instalar no tienen un acceso intuitivo de descarga. Estos problemas son eliminados utilizando el terminal.

MatLab -32-bits- (Procesamiento de los datos)

Matlab, como ya se ha comentado, es un software muy utilizado en la rama de la investigación y la docencia, además de ser super potente a nivel de cálculo y desarrollo. Es por este motivo que se ha escogido para desarrollar los programas correspondientes al procesamiento de toda la información que se está recibiendo.

En este punto, es importante hacer una pequeña distinción aunque el programa de algoritmo sea el mismo tanto si la aplicación es online u offline. La única diferencia entre ambos es si se recorre un archivo que ya está generado o, por lo contrario, si se va analizando a medida que se va construyendo el mismo, teniendo una cantidad determinada de valores a almacenar para evitar almacenar grandes cantidades de información.

Entre los programas realizados, se tiene un bucle cuya función es la de poder generar un vector con la longitud del estudio:

```
for N=1:length(IXDATA.raw.eeg.data)
    if ((IXDATA.raw.eeg.data(N,1) < 600.0) && (IXDATA.raw.eeg.data(N,4) < 620.0))
        parpadeotranspuesta(N)=1;
    end
end
parpadeo=parpadeotranspuesta';
```

Figura 23. Código de bucle para detección de parpadeo

Este código genera un vector de la misma longitud que la data que ha recibido y realiza la función de un clasificador en función de un par de condiciones. La primera de ellas, es que la lectura del canal 0 (Fp1) [IXDATA.raw.eeg.data(N,1)] se encuentre por debajo de un valor de 600, cuando su valor normal se encuentra entre los 830 y 840. El segundo es muy parecido al primero aunque un poco menos sensible, ya que se pudo comprobar, por medio del estudio realizado, que los valles generados con un pestañeo son ligeramente menos profundos en el electrodo ubicado en la zona Fp2 [IXDATA.raw.eeg.data(N,4)] que en el primer canal.

De todas maneras, este desarrollo podría hacerse con una población mucho mayor y con personas de diferentes rasgos étnicos (por ejemplo, en el caso de personas con rasgos asiáticos parecen presentar unos valles menos profundos que personas del occidente) con la intención de poder ajustar los límites o hacer que sean límites móviles por medio de una media de los últimos n valores.

La última línea del código enseñado en la figura 23 consiste en convertir el vector horizontal en un vector vertical par facilitar posteriormente la representación gráfica del mismo. Si se deseaba directamente almacenar con ese formato, se presentaba un error por lo que se ha adoptado esta solución.

A continuación, se presenta la representación gráfica que se obtuvo en uno de los ensayos de determinación de patrones, en los que a partir del cual, se pudo determinar los valores de los límites:

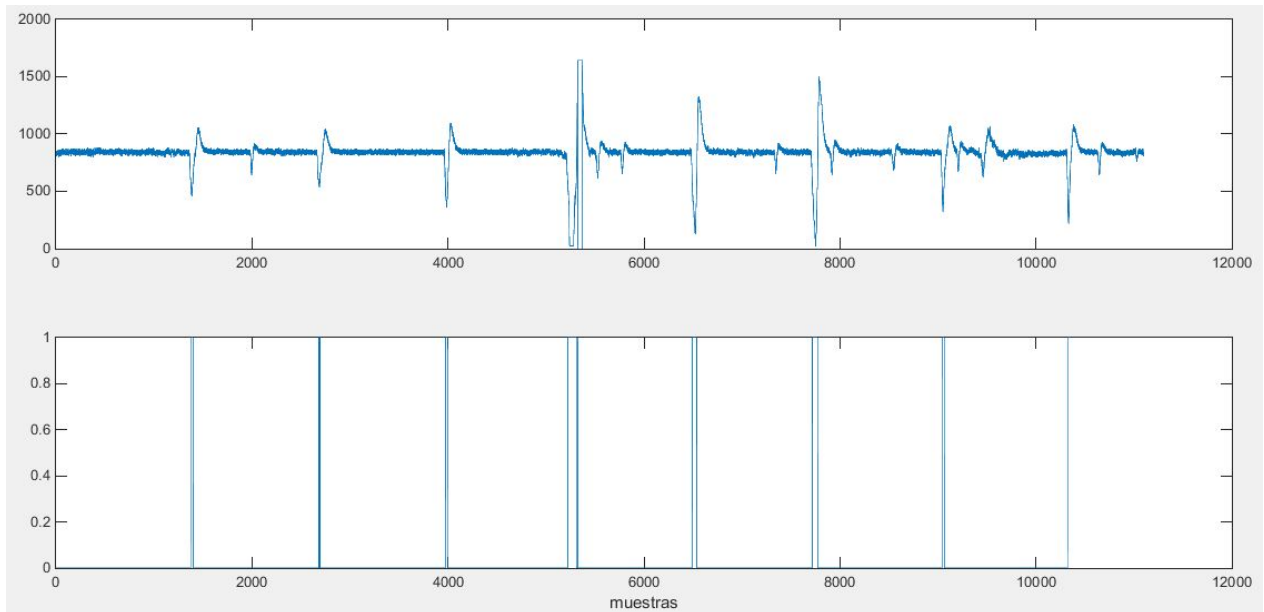


Figura 24. Detección de pestañeos forzados

Como se puede observar en la figura 24, hay una clara diferencia entre los pestañeos involuntarios y los que se hacen a consciencia en función de la profundidad de los mismos (gráfico inferior).

Para llevar a cabo esta prueba, se sometió a un individuo a un test en el cual, tenía que pestañear conscientemente cada cinco segundos sin importar demasiado si se generaban pestañeos fuera de los rangos permisibles. Esto ha hecho más robusto al sistema permitiéndole libertad al individuo quitándole la presión de no poder pestañear cuando lo necesitase porque no afectará en el funcionamiento del sistema.

El periodo de envío de datos es de un paquete cada 4.2 milisegundos. Esto ha sido determinado por una simple regla de tres, sabiendo el tiempo en segundos que ha transcurrido y observando la cantidad de muestras que se han generado.

El código enseñado en la figura 25 ha sido introducido en otra función que permite el representar las señales de detección de parpadeo. Primero, se carga el documento con los datos, se genera el vector y finalmente se grafica. Dicho en código Matlab:

```
load('Person0_2018-04-16_1.mat');
bucle_parpadeo;
plot(parpadeo)
```

Figura 25. Código de filtrado y cargar los datos de interés

Sólo detectando los pestañeos a voluntad no es suficiente par poder garantizar una aplicación que pueda ser útil porque aún puede llegar a ser susceptible a señales en falso, es por este motivo, que se ha decidido realizar la programación de un algoritmo:

```

%Desarrollo del algoritmo para activar el led
tiempol=N;
prueba_activacion=0;
senal=0;
diferencia=0;
pestanyeo=0;
tiempomaximo=1661;
tiempominimio=160;
for i=1:length(parpadeo)
    if(parpadeo(i)==1 && senyal==0)
        if(pestanyeo==0)
            tiempol=i;
            %if(diferencia>10)
            senyal=1;
            %end
        end
        if(pestanyeo>0)
            if(diferencia>160)
                senyal=1;
                tiempol=i;
            end
        end
    end
    tiempo2=i;
    diferencia=tiempo2-tiempol;
    if((diferencia>tiempominimio) && (diferencia<tiempomaximo))
        if(parpadeo(i)==1)
            if(prueba_activacion==0)
                % outputSingleScan(s,1);
                prueba_activacion=1;
            else
                % outputSingleScan(s,0);
                prueba_activacion=0;
            end
            senyal=0;
            tiempol=tiempo2;
            diferencia=0;
            pestanyeo=pestanyeo+1;
        end
    end
    vector_activar(i)=prueba_activacion;

    if(diferencia>tiempomaximo)
        senyal=0;
    end
end
plot(vector_activar')

```

Figura 26. Algoritmo para generar señales digitales a voluntad

Dicho código consiste principalmente en detectar un par de parpadeos a consciencia que estén comprendidos entre medio y cinco segundos con la finalidad de poder generar un cambio de estado en la salida digital, es decir, en caso de que el LED se encuentre encendido, al detectar la secuencia deseada de pestañeos, apagará el LED y, en caso que se encontrase apagado, tendría el efecto inverso. En caso de superar el umbral de tiempo superior (cinco segundos para esta aplicación), la señal será descartada reiniciando la cuenta de detección.

Además, también se ha filtrado el caso de la detección de señales muy próximas ya que podrían deberse al mismo pestañeo por la velocidad de periodo de muestreo y el sistema determinarlo como una nueva señal.

A este razonamiento se ha llegado, luego de ensayo y error y ampliar la señal de detección de parpadeos para poder descubrir que se generan varias señales muy rápidas a veces contaminadas por tema de fluctuaciones como se puede observar (figura 27):

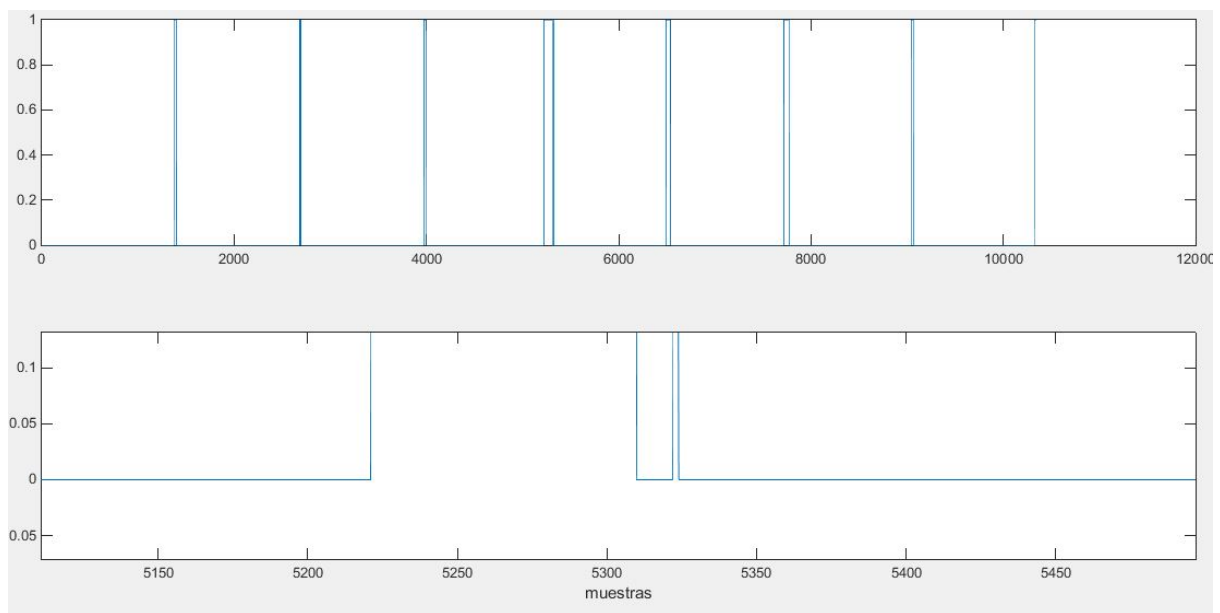


Figura 27. Ampliación de la detección de pestañeo voluntario

Como se puede observar, al ampliar el cuarto pulso generado, se puede observar cómo se encuentra afectado por algunos pulsos que en principio son indeseados para la aplicación que se desea ya que, podría estar generando señales en falso.

Al ejecutar el código del algoritmo (figura 26), se ha obtenido la siguiente respuesta:

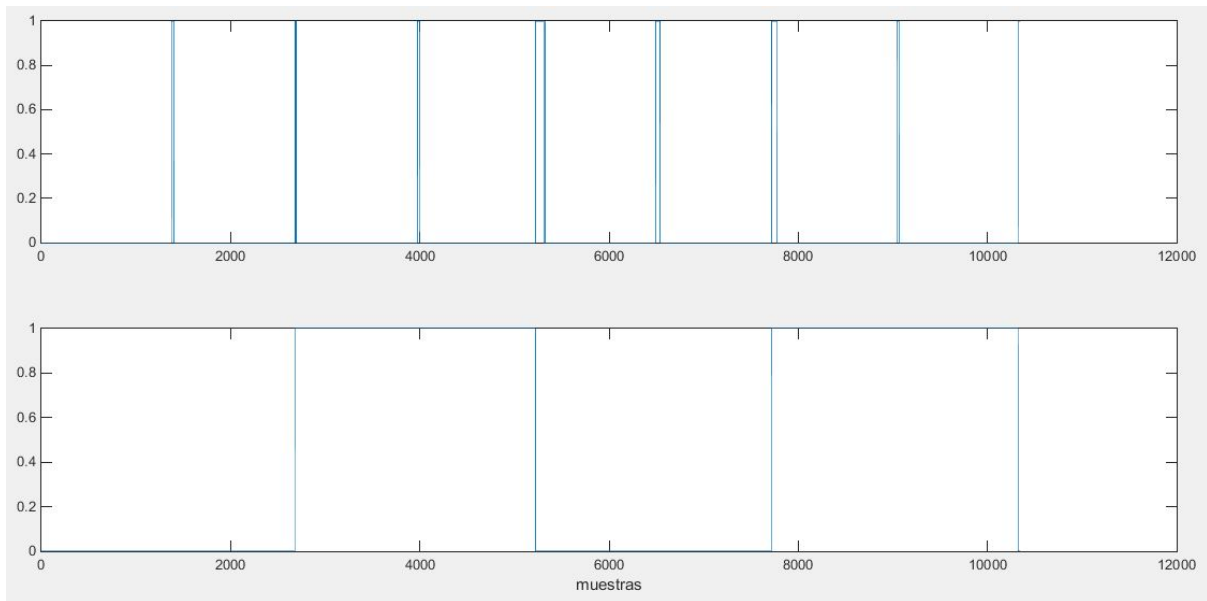


Figura 28. Activación/Desactivación del LED

En el momento que se detectan dos pulsos, se genera un cambio de estado en el LED.

Una vez llegado hasta aquí, todas las pruebas que se han obtenido hasta el momento han sido en software pero no se han aplicado a la realidad (se puede observar que en la actuación dentro del código del algoritmo, se encuentran comentadas la líneas correspondientes a la salida física de la DAQ). Para poder llevar esta tarea a cabo, se ha de configurar la tarjeta de adquisición de datos que se tiene para poder activar y desactivar realmente una salida digital.

5.4 Tarjeta de Adquisición de Datos

Llegado a este punto, se puede considerar que a nivel de software se tiene desarrollado el programa necesario para ser capaces de generar una interacción con el entorno físico voluntario. Para comprobar esta afirmación, se cuenta con una Tarjeta de National Instruments modelo NI- USB 6008.

Para poder ser usada, será necesario instalar los drivers correspondientes para permitir la compatibilidad y la comunicación tarjeta-ordenador.

Una vez instalados, se procede, en primer lugar, a la comprobación del funcionamiento de los puertos de la tarjeta por medio de un software que se incorpora en el momento de la instalación de los drivers llamado *Measurement & Automation Explorer*.

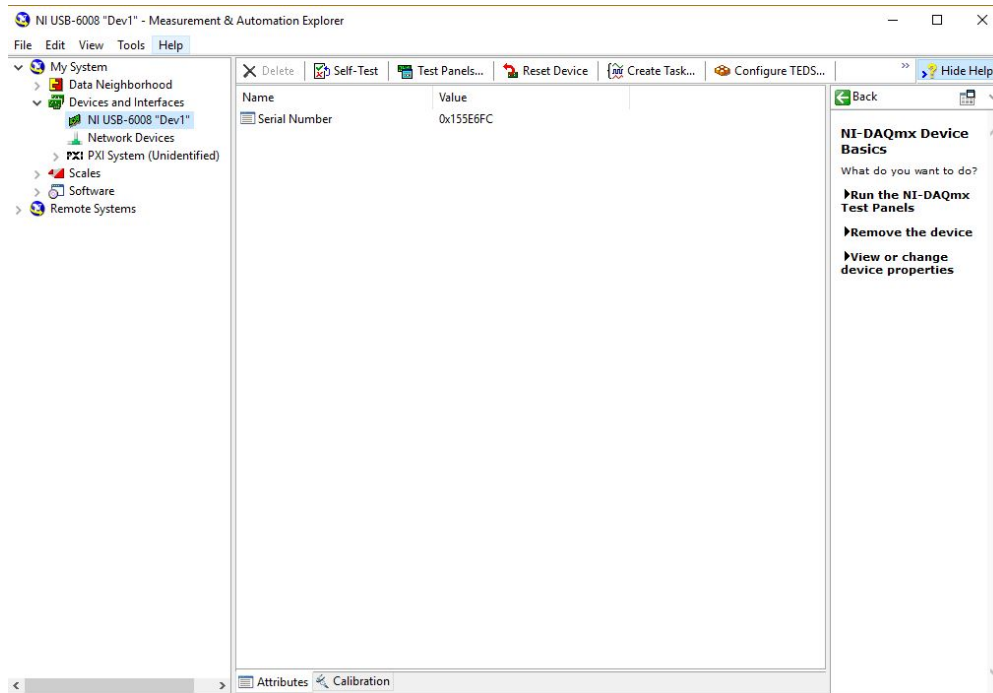


Figura 29. Interfaz Measurement & Automation Explorer

Teniendo esta interfaz y habiendo seleccionado nuestra DAQ, se hace click en "Self-Test" si se desea un test autogenerado. Si se desea un Test manual, se puede hacer click en "Test Panels".

Sabiendo que la tarjeta se encuentra en buen estado, pasar a la configuración de los puertos deseados en Matlab, se realizará por medio del siguiente código:

```

%Conexion con NI placa

dispositivo=daqhwinfo('nidaq');
ID=dispositivo.InstalledBoardIds{1};
s = daq.createSession('ni');
addDigitalChannel(s,'Dev1','Port0/Line0','Bidirectional');
for i = 1:1
    s.Channels(i).Direction = 'Output';
end
addDigitalChannel(s,'Dev1','Port1/Line0','Bidirectional');
for j = 2:2
    s.Channels(j).Direction = 'Input';
end

```

Figura 30. Configuración puertos DAQ

En esta aplicación se ha configurado únicamente un canal de salida digital (P0.0) y un canal de entrada digital (P1.0)

NOTA: La versión de Matlab que se ha de utilizar para que pueda ser válida la tarjeta de adquisición que se está utilizando en esta aplicación tendrá que ser la versión de 32 bits aun si el ordenador es de 64 bits. De lo contrario, se experimentará error de ejecución por falta de compatibilidad.

5.5 Montaje de circuito

Una vez configurado, se ha procedido a comprobar el funcionamiento del mismo. Se ha desarrollado un circuito electrónico sencillo comprendido por un LED y un par de resistencias conectadas en paralelo para conseguir un valor más apropiado en el paso de la corriente por el LED para su iluminación.

Su esquema electrónico es el siguiente:

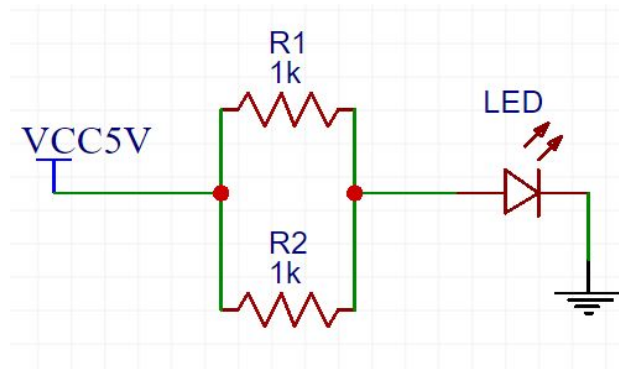


Figura 31. Esquemático de circuito electrónico

El valor total de la resistencia, se calcula por medio de la equivalencia de dos resistencias en paralelo:

$$R_e = \frac{R_1 R_2}{R_1 + R_2} \quad (1.1)$$

Sustituyendo en la ecuación (1.1) y sabiendo que ambas resistencias son iguales, se obtiene:

$$R_e = R_1/2 = 500\Omega$$

El valor de la intensidad viene calculado por la ley de Ohm:

$$I = V/R \quad (1.2)$$

Siendo V , la diferencia de potencial entre ambos extremos de la bombilla y, conociendo que la caída de tensión en el diodo es de 0.7 V , se calcula:

$$I = (5 - 0.7)/500 = 8.6\text{mA}$$

La figura 32 muestra el resultado final del montaje:

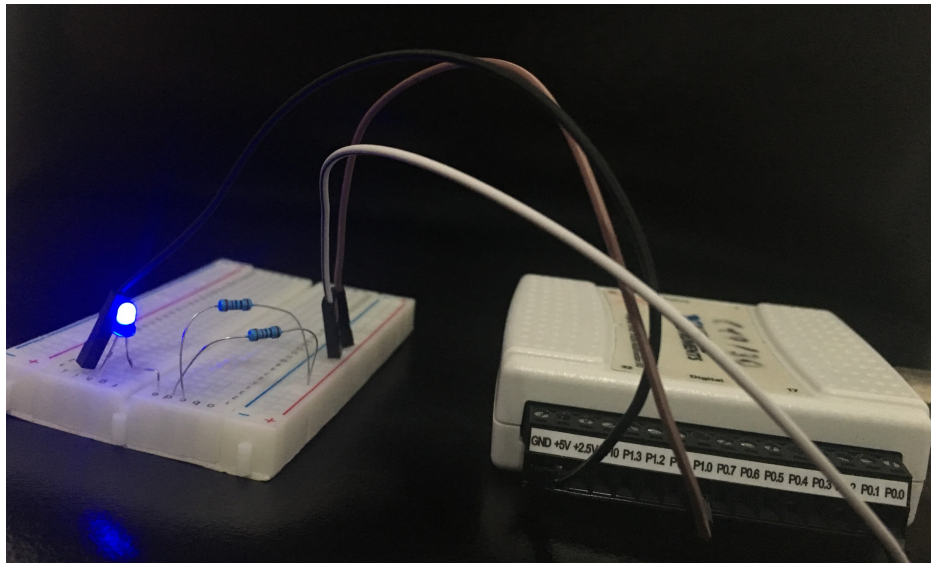


Figura 32. Montaje de circuito electrónico de prueba

La funcionalidad del puerto digital de entrada es simplemente facilitar la lectura del puerto de salida, como si de una realimentación se tratase para poder generar el control del estado del LED.

5.6 Procesamiento Online

Para realizar un procesamiento online, se debe conectar el puerto UDP, que está generando las señales, con el software de procesamiento, en este caso, Matlab.

Para poder hacer esta conexión, se ha hecho uso de una función 'judp' (función que permite recibir o enviar información por un puerto UDP). En este caso, se ha configurado para recibir las señales del EEG, como se muestra (figura 33):

```
% Configuración para recibir información de un puerto UDP
port      = 7500;
payloadData = cell(100,1);
for k=1:1000
    [msg,~] = judp('RECEIVE',port,200);
    payloadData{k} = msg;
    fprintf('%s\n', char(msg) );
end
```

Figura 33. Recibir data de un puerto UDP con Matlab

El bucle, lo que permite es recibir del puerto, previamente definido, para posteriormente almacenarlo en la coordenada 'k' del vector 'payloadData'. La última línea de código lo que permite es imprimir, en cierto modo, la data que está recibiendo.

6. Análisis de resultados

Para iniciar este tercer bloque, se realizará explicando las partes que lo comprenderán. En primer lugar, se comentará el estudio realizado, comentando los inconvenientes que se han presentado a la hora de la captación de la señal con los sensores con algunos de los participantes. Posteriormente, se llevará a cabo un análisis de las señales de pestañeo que se han obtenido, comprobando su veracidad con respecto a la intencionalidad del estudio. Una tercera subparte, consistirá en la verificación del funcionamiento del algoritmo de encendido y apagado del LED a voluntad, como se ha comportado frente a cómo debía hacerlo.

6.1 Experimento a realizar

Descripción del experimento

Una primera fase de estudio, será la correcta detección de los pestañeos voluntarios para comprobar que el filtro que se ha utilizado funciona correctamente y qué tan capaz es de representar únicamente aquellas señales de interés sin verse interferido por aquellos pestañeos naturales.

Para ello, el estudio que se ha realizado con la muestra se ha llevado a cabo ubicando un cronómetro justo enfrente del individuo a realizar la prueba. Una primera fase, consiste en pestañear de manera forzosa cada cinco segundo durante cincuenta segundos. Esto se ha realizado con la intención de poder detectar diez pulsos correctamente diferenciados y, así, sacar un porcentaje de detección.

Una segunda fase, consistirá en pedirle al sujeto que realice un ciclo completo con el LED, es decir, el estado inicial del LED es desactivado, por lo que la tarea consistirá en encender y volver a apagar a voluntad el LED. En este caso no se ha limitado un tiempo en específico y lo que se ha valorado es la capacidad de controlar el sistema a voluntad.

Inconvenientes a la hora de la toma de las señales

A la hora de poder realizar los estudios, principalmente, se presentaron un par de problemas con los participantes.

El primero de ellos, consistía en las personas que usaban gafas. A pesar de poder solucionarlo simplemente haciendo que las personas hicieran el estudio sin la mismas, no se considera una solución óptima ni realista ya que, la intención es desarrollar un mecanismo que sea versátil y cómodo para la mayoría de las personas. Por lo que, una solución a futuro que se ha pensado sería el desarrollo de un prototipo que no dependa de un respaldo en las orejas sino simplemente un par de sensores que se encuentren ubicados en las zonas de interés (Fp1 y Fp2).

El segundo inconveniente se presentaba a la hora de realizar las pruebas a individuos con una cabellera larga. Esto se debe a que, como se ha mencionado anteriormente, el hardware que se utiliza necesita de un reposo en las orejas por lo que, las personas que tenían el cabello largo, tuvieron que recogerlo previamente para evitar malos contactos con dichos sensores.

6.2 Desarrollo de pruebas

A continuación, se procede a la elaboración de las pruebas pertinentes y posterior análisis de resultados.

Prueba 1: Detección de 10 flancos en un periodo de 50 segundos

Una vez realizado el estudio a una muestra de 20 personas, se pudo proceder a un análisis de los resultados y, a la verificación de funcionamiento o no del mismo.

Un aspecto importante a considerar es que mientras se ejecutaba el estudio no se limitaba al individuo a no pestañear, por lo contrario, se incitaba a que hiciera como si la banda no existiese y que de forma natural realizara los pestañeos naturales que considerara necesarios. Esto se llevó a cabo para observar la robustez del sistema y poder determinar un correcto funcionamiento llevado a cabo con una práctica lo más real posible.

Dentro de los resultados obtenidos, se han manejado un amplio abanico de escenarios:

El 50% de los participantes, ha podido realizar la primera parte del estudio a la perfección. Las representaciones gráficas que se han obtenido en estos casos, de los pestañeos voluntarios, tienen una estructura como la que se muestra a continuación:

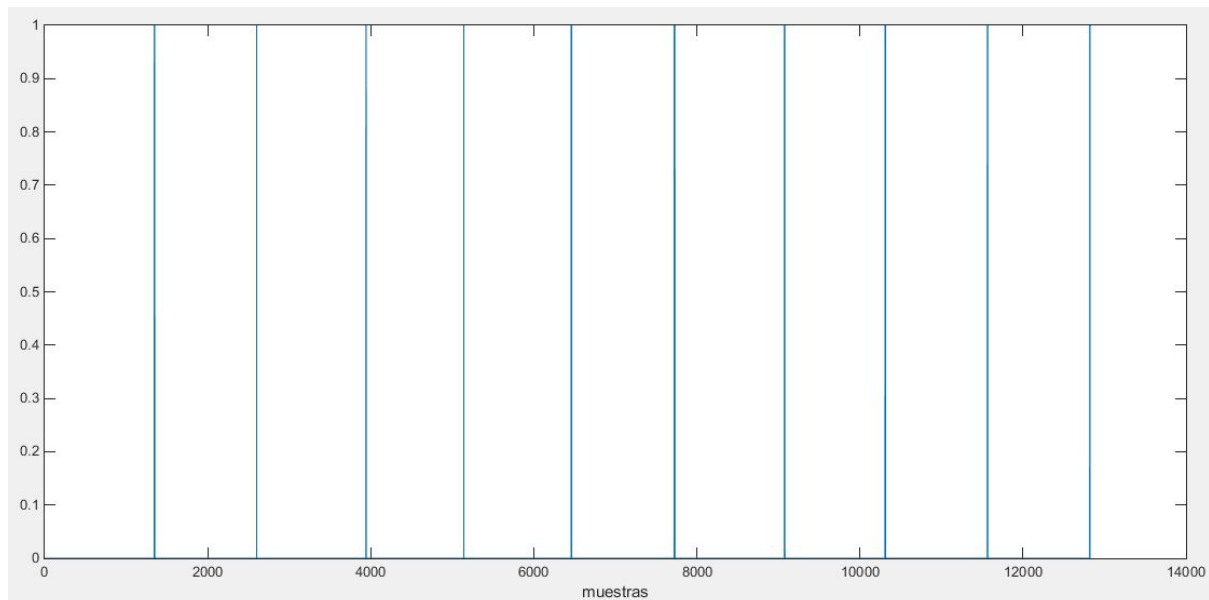


Figura 34. Detección correcta de los pestañeos forzados

A pesar de poderse observar una especie de doble detección en alguno de los pestañeos, esto no representa un problema a la hora de ejecutar el algoritmo para la segunda parte de la prueba, ya que, dicho algoritmo se encarga de descartar posibles señales que provengan del mismo pestañeo mediante una restricción del tiempo que es capaz de discernir si son señales distintas o es la misma señal duplicada.

Un segundo conjunto de resultados obtenidos ha sido la ausencia de uno de los flancos (falsos negativos). Esto se ha obtenido en 8 de los 20 participantes que han realizado las pruebas, representando un 40% del total. Se ha escogido una representación de uno de los participantes como ejemplo:

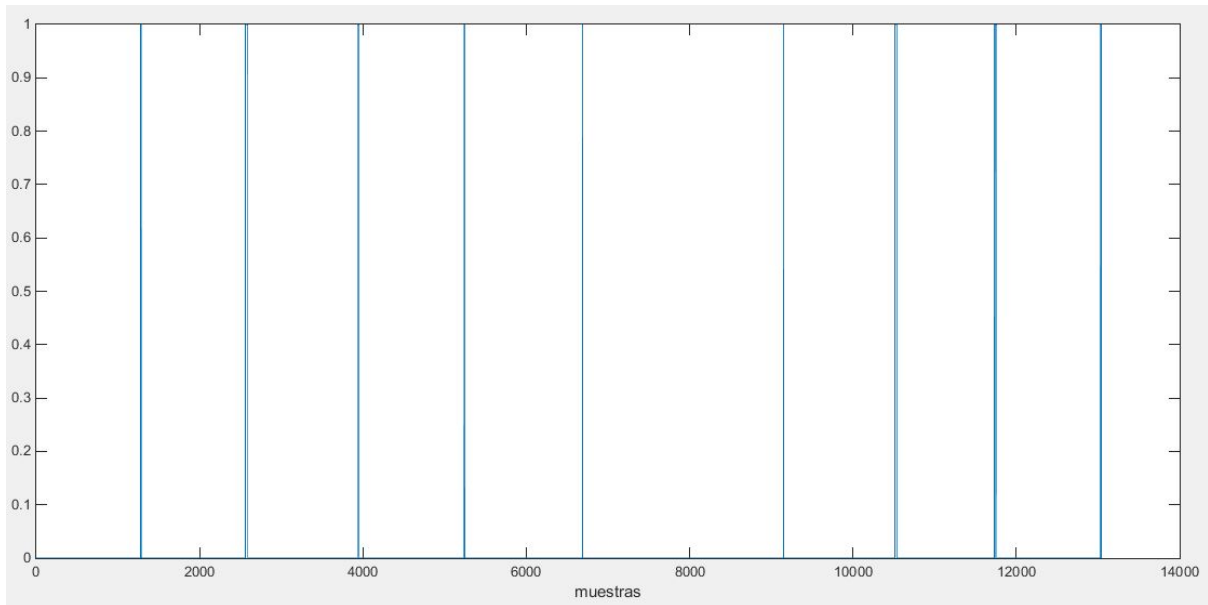


Figura 35. Detección falso negativo

Una hipótesis del por qué se ha generado esto puede ser si los participantes en algún momento del estudio en el momento de tener que hacer un pestañeo forzado se solapaba un pestañeo natural justo en ese instante y, por consiguiente, este carecía de fuerza para poder ser detectado. Otra posibilidad, igualmente válida o mayor, sería en función de la imperfección del control de la fuerza con la que se fuerza un pestañeo. Esto lo que quiere decir es que por más que lo intentes, no se podrán generar dos muestras exactamente iguales, por lo que, por alguna razón, se ha generado un valle menor que ha pasado desapercibido por los filtros.

Finalmente, un tercer tipo de resultados que se obtuvo fue la aparición de falsos positivos en la detección. Esto ocurrió en 2 de los 20 participantes (10% de la muestra). Además de ello, únicamente apareció una señal de falso positivo por cada uno de los participantes por lo que es prácticamente despreciable.

Se presenta, al igual que en los dos casos anteriores una de las señales de estudio que se han captado de los participantes como ejemplo de resultado:

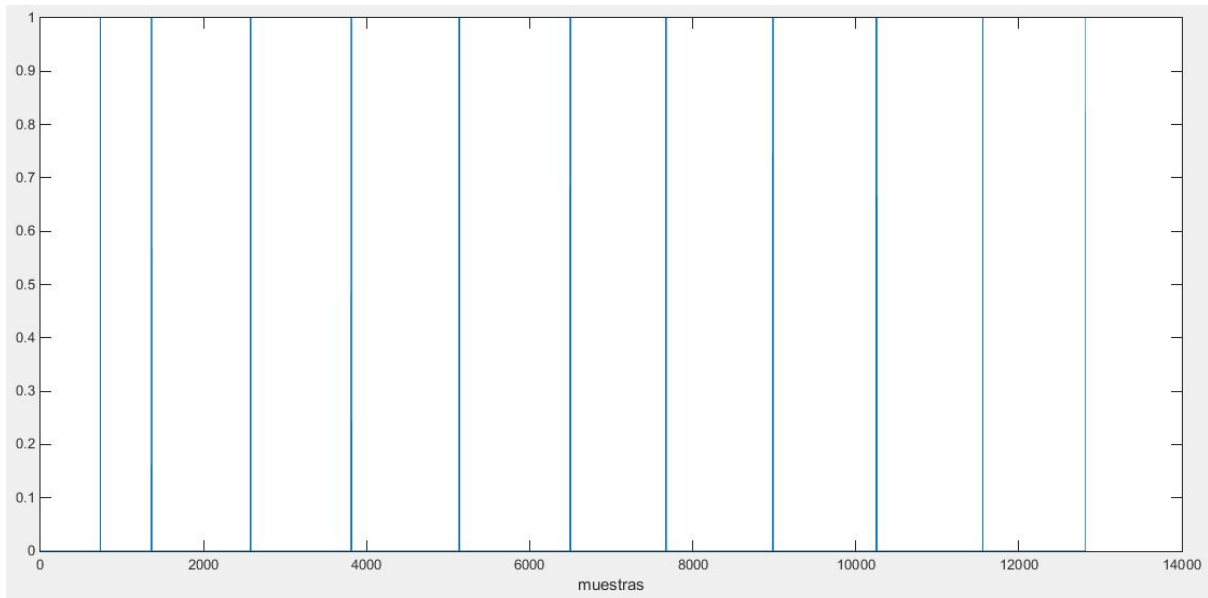


Figura 36. Detección falso positivo

En este caso, únicamente puede detectarse como falso positivo la señal que se emite tiempo después del segundo estímulo (entre la segunda y la tercera claramente separadas). La doble detección de la novena señal, no es considerada ya que el algoritmo la descartará.

A continuación, se presenta una tabla con los resultados:

Tabla 2. Resultados de Prueba 1

Sujeto	Detección señales	Falsos positivos	Falsos negativos	Precisión	Rendimiento
1	10	0	0	1,0	1
2	10	0	0	1,0	1
3	10	0	0	1,0	1
4	10	0	0	1,0	1
5	9	0	1	1,0	0,9
6	10	0	0	1,0	1
7	10	0	0	1,0	1
8	10	0	0	1,0	1
9	9	0	1	1,0	0,8
10	6	0	4	1,0	0,6
11	8	0	2	1,0	0,8
12	8	0	2	1,0	0,8
13	4	0	6	1,0	0,4
14	7	0	3	1,0	0,7
15	10	0	0	1,0	1
16	10	0	0	1,0	1
17	10	1	0	0,9	1
18	10	0	0	1,0	1
19	10	1	0	0,9	1
20	8	0	2	1,0	0,8

Siendo las expresiones correspondiente a precisión y rendimiento las siguientes:

$$Rendimiento (\eta) = \frac{Detección\ de\ señales\ correctas}{Total\ de\ señales\ a\ emitir}$$

$$Precisión = \frac{Positivos\ correctos}{Positivos\ correctos + Falsos\ positivos}$$

Se puede considerar que el sistema es bastante preciso a la hora de activarse porque únicamente generó dos flancos que no corresponden a señales voluntarias. Se recuerda que los concursantes no se les mencionó ninguna limitación de pestañeo por lo que no se ha restringido estas señales para el estudio.

Representando los datos en una gráfica segmentada en función del rendimiento por rangos, se obtiene:

Distribución de resultados de Prueba 1

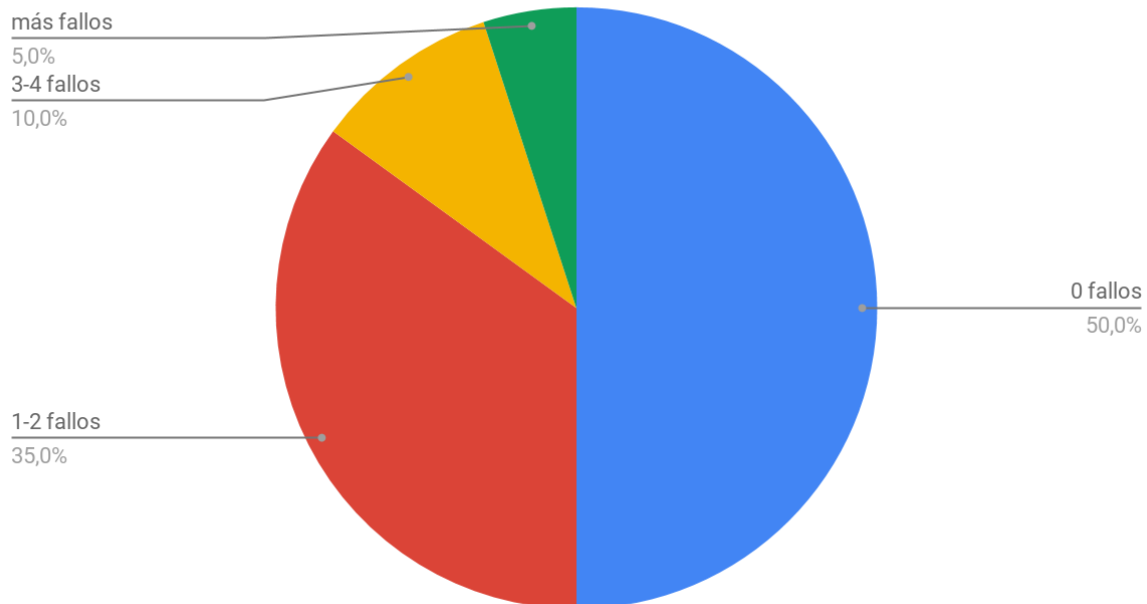


Gráfico 1. Distribución de resultados Prueba 1

Dentro de la tabla que se ha presentado anteriormente, hay uno de los datos que resalta del resto y es por su mal rendimiento. Se considera oportuno para comentar que este individuo tenía rasgos asiáticos. La explicación que puede darse a esto es que pudo ser provocado por la proximidad entre párpados, generando una señal con mucha menos fuerza que en el resto de participantes.

Además, se estima que el cansancio del individuo puede afectar a la profundidad de los valles detectados en los electroencefalogramas. Quiriendo decir que cuando el individuo presente un cansancio notable, el funcionamiento del sistema debería ajustarse con una detección menos sensible. Un método simple de llevar a cabo este discernimiento sería vinculando el programa desarrollado a la cantidad de horas de uso modificando el umbral en función.

Otra solución de realizar el filtrado puede ser con un umbral móvil. La intención sería intentar hacer más preciso el sistema de detección de pestañeos forzados a pesar de este haber reflejado muy buenos resultados.

Prueba 2: Cambiar de estado el LED logrando un ciclo de funcionamiento

En este segundo estudio, se pretende lograr el control del sistema a voluntad. Esto se podrá cuantificar haciendo que el participante logre hacer cambiar de estado el LED que inicialmente se encuentra desactivado un par de veces.

Se aprovecha para recordar el funcionamiento del algoritmo. Para poder realizar un cambio de estado en la salida digital, se ha de realizar dos pestañeos voluntarios que estén distanciados entre medio y cinco segundos para poder considerarse una señal válida. En caso de no estar dentro de los rangos determinados, el algoritmo no tendrá en consideración las señales reiniciando el sistema.

A continuación, se presenta un ejemplo de lo que se ha comentado, siendo el resultado la comprobación del funcionamiento del sistema con los rangos temporales descritos anteriormente:

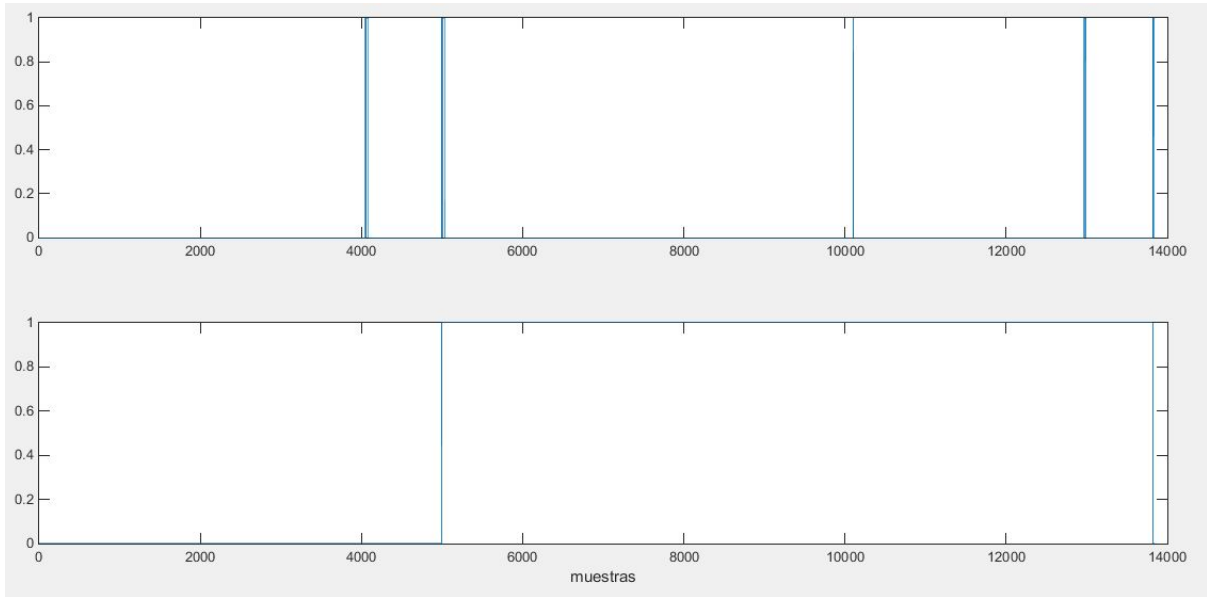


Figura 37. Activación/Desactivación del LED

Como se puede observar en la figura 37, el cambio de estado se realiza prácticamente de manera instantánea a la señal que genera el individuo. Además, se puede observar cómo si existe un flanco que no es correspondido en un tiempo máximo de 5 segundos, se descarta y se reinicia el proceso necesitando nuevamente dos señales para activar un cambio de estado (parte derecha de la figura 37).

De forma análoga al subapartado anterior, se procede a exponer los diferentes tipos de respuestas que se han obtenido del estudio realizado con su consiguiente análisis para cada uno de los casos.

En primer lugar, se tiene al grupo de individuos que logró realizar el control total del sistema.

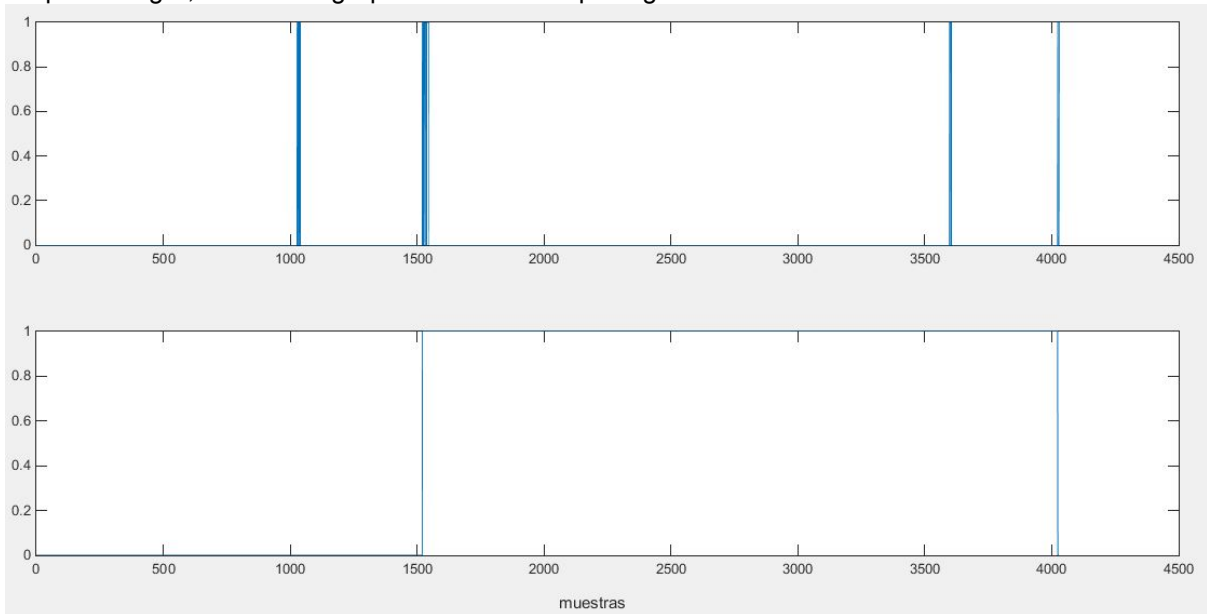


Figura 38. Ejemplo de resultado correcto en prueba 2

Como se observa, no solo se pudo hacer un correcto funcionamiento y control por parte del individuo sino que además se puso a prueba la robustez del algoritmo ya que la tercera señal que se percibió contiene mucho ruido o se puede considerar inestable por tener fluctuaciones siendo el mismo pestañeo. El sistema en este caso ha respondido de manera correcta.

Otros resultados que se obtuvieron en esta prueba fue el fallo en la detección de una de las señales, bien siendo la de activación inicial o en las señales para desactivar el LED, es decir, para cerrar el ciclo. Se presenta como ejemplo, uno de los resultados:

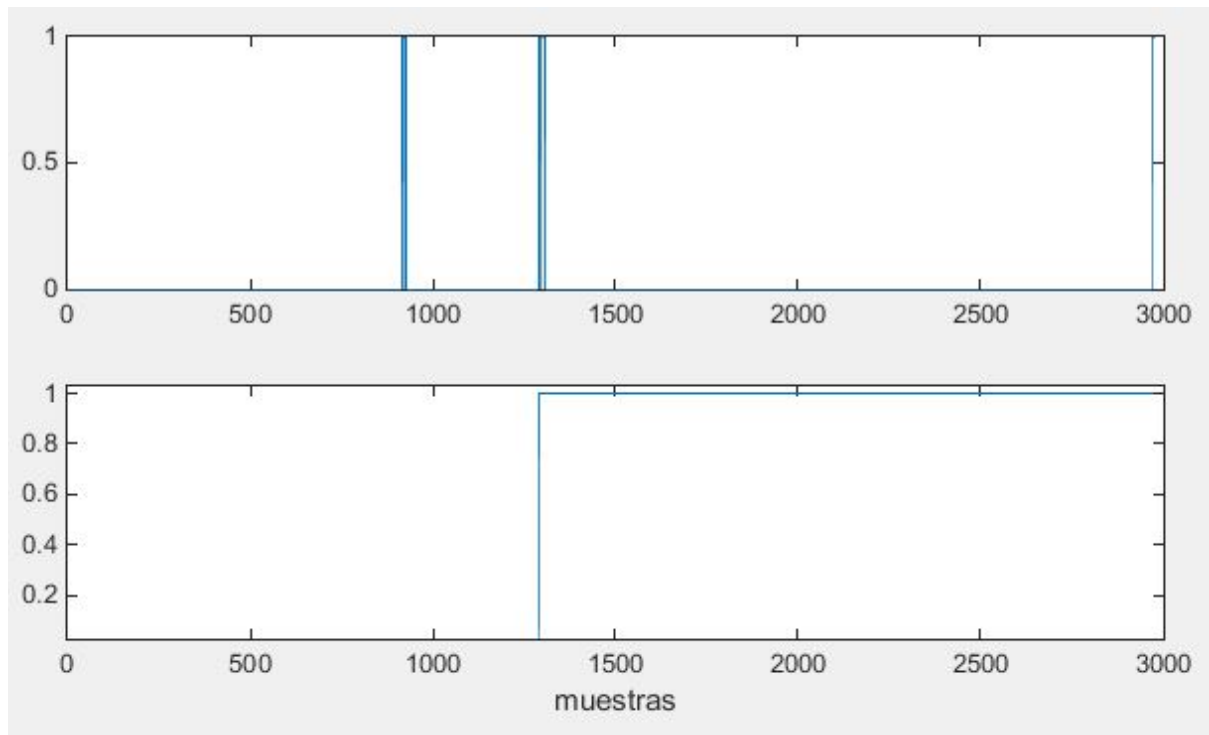


Figura 39. Fallo en la primera detección para desactivar LED

Finalmente, hubo un sólo caso donde de las cuatro señales no se detectaron dos por lo que, la señal de salida no se modificó en el ejercicio.

En el siguiente gráfico se presenta el resumen de resultados de la segunda prueba:

Distribución de la muestra para la prueba 2

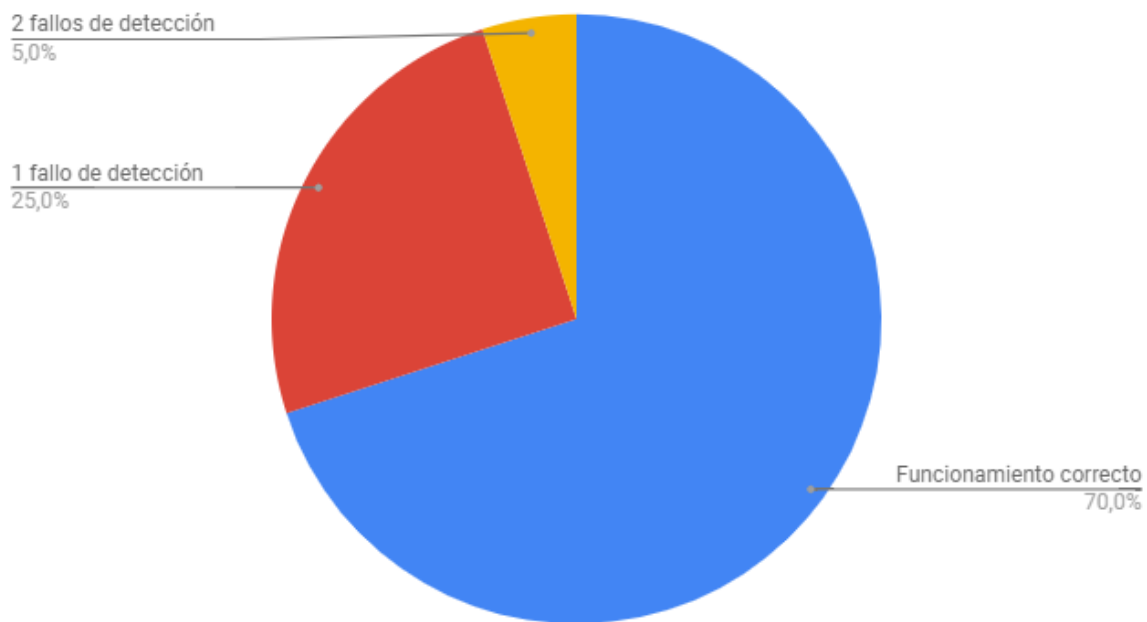


Gráfico 2. Distribución de resultados Prueba 2

El resultado de esta segunda prueba ha sido significativamente más positivo. En primer lugar, esta segunda prueba resultaba mucho más sencilla para los sujetos de estudio por dos motivos principales: la tarea tenía una duración bastante breve y estaban más familiarizados con el funcionamiento después de la primera prueba.

Una de las anécdotas de este estudio es que los individuos expresaron su temor de superar el límite de tiempo y que, por consiguiente, no pudiesen generar el cambio de estado en la prueba. Esto puede deberse a que, psicológicamente, al conocer que existe un rango de tiempo a partir del cual deja de funcionar el mecanismo genera una tensión a la persona que se está sometiendo al estudio. Debido que el tiempo que se ha programado como rango es lo suficientemente amplio, podría omitirse el comentar este dato y observar que los resultados pudiesen mantenerse e incluso ligeramente mejorar ya que se estaría eliminando una variable que, a pesar de no afectar directamente en la señal que emite el EEG, afecta a nivel de que la persona pueda forzar un pestañeo mucho más fuerte por apresurarse o generarlos demasiado rápidos, además, los participantes estarían en un estado mucho más favorable para el estudio al estar relajados.

Los participantes, además, expresaron su impresión al poder observar en tiempo real la señal que está emitiendo su cerebro por medio de los electrodos y la capacidad que existe de detectar los pestañeos.

A nivel de valoración de las pruebas, los comentarios tuvieron dos vertientes, un primer grupo de personas consideraron que les resultó sencillo el experimento y muy práctico por la comodidad de uso. Sin embargo, las personas que experimentaban problemas de contacto por poseer el cabello largo tuvieron una opinión un poco más crítica objetando sobre la capacidad de mejorar el sistema de captación.

7. Conclusiones y Trabajos futuros

Para comenzar este último apartado del proyecto, se hará haciendo un pequeño repaso de lo que se ha realizado hasta el momento y abriendo las puertas para las personas que estén interesadas en seguir investigaciones en esta área. Pudiendo tomar como base, este trabajo de investigación.

Afirmar que el mundo de las aplicaciones cerebrales apenas está empezando puede ser muy alentador ya que, para nadie será un secreto todo el potencial de lo que aquí se ha tratado y de lo mucho que aún queda por desarrollar, investigar e innovar. Es por ello que también se aprovechará esta parte para mencionar líneas de investigación, aplicaciones a desarrollar y puntos a mejorar sobre lo hasta aquí expuesto con la intención de motivar al lector a ser partícipe de este mundo de avance.

En primer lugar, una de las conclusiones más importantes que se han obtenido de este trabajo es que existe la posibilidad real de ayudar a las personas discapacitadas físicamente para que puedan tener una mejor calidad de vida. A nivel técnico, se ha comprobado la hipótesis inicial que dictaba que a partir de una señal de pestañeo captada en un EEG, se le podía dar un uso y que la comunicación y filtrado era posible.

Otra de las conclusiones útiles del trabajo es que trabajar con señales cerebrales puede llegar a resultar muy complicado mientras que las señales musculares son más fáciles de controlar, en una primera instancia. Es por ello que se ha utilizado un artefacto para poder abrir aplicaciones y facilitar un uso.

Trabajos futuros

Este apartado puede resultar el más apasionante, es el inicio de toda nueva invención, de una nueva aplicación, de una nueva revolución. A continuación, se presenta un conjunto de proyectos que pueden desarrollarse a partir de este y se explicará cuáles serían los pasos siguientes a dar para continuar este.

No porque se haya entregado este proyecto implica que esté cerrado a mejoras. Por el contrario, es en este punto a partir del cual se pueden empezar a desarrollar un conjunto de evoluciones para hacer el sistema más robusto, práctico y viable.

Para poner un punto sobre la mesa, se puede mejorar el filtrado de las señales haciendo uso de límites móviles. Se deberá hallar la relación e intentar determinar alguna relación pudiendo usarse una media exponencial o simplemente alguna relación porcentual y estudiar el funcionamiento de otros algoritmos.

Mejorar el hardware construyendo un prototipo propio que conste de un par de electrodos y un transmisor para poder emitir la comunicación sería otro punto de mejora sobre lo desarrollado.

Puede experimentarse conectando la señal emitida a un motor o a un brazo mecánico pudiendo hacerse una analogía que el cambio de estado signifique cambio de sentido de giro o, en caso de haber dos motores, el activar uno u otro para desplazar el brazo hacia la derecha o izquierda según lo desee el individuo.

Sin duda alguna, otra de las posibilidades que se puede hacer es conectarse con un *speller* con la finalidad de ayudar a comunicarse a la persona en cuestión. Esto puede llevarse a cabo permitiendo seleccionar primero la columna deseada en la que se encuentra la letra de interés y, posteriormente, la fila para llegar hasta ella.

También, se ha estado considerando la posibilidad de desarrollar una especie de lenguaje a base de parpadeos (un equivalente al código Morse) y conectarse con un detector que permite traducir los códigos que la persona está emitiendo y expresarlo en palabras.

En definitiva, las aplicaciones potenciales son tan amplias como usos de señales digitales comprende, por lo que, para culminar este trabajo de investigación se hace una última

recomendación, no limite sus pensamientos porque como dijo en una oportunidad Steve Jobs: “Sólo aquellos que están lo suficientemente locos como para pensar que pueden cambiar al mundo, son los que lo hacen”. Se confía que esto cambiará el futuro y brindará muchas más posibilidades a las personas que sufren de discapacidad severa y que poco a poco, cada granito de arena, terminará llenando la playa.

8. REFERENCIAS

- [1] Duguleana M., Mogan G. (2010) Using Eye Blinking for EOG-Based Robot Control. In: Camarinha-Matos L.M., Pereira P., Ribeiro L. (eds) Emerging Trends in Technological Innovation. DoCEIS 2010. IFIP Advances in Information and Communication Technology, vol 314. Springer, Berlin, Heidelberg.
- [2] Suzana Herculano-Houzel. The Human Advantage A New Understanding of How Our Brain Became Remarkable.
- [3] Paniagua, R.; Nistal, M.; Sesma, P.; Álvarez-Uría, M.; Fraile, B.; Anadón, R. y José Sáez, F. (2002). Citología e histología vegetal y animal. McGraw-Hill Interamericana de España, S.A.U.
- [4] Larsen, E.A., 2011. Classification of EEG Signals in a Brain-Computer Interface System. MSc in Computer Science, Norwegian University of Science and Technology.
- [5] <http://neurosky.com/biosensors/eeg-sensor/biosensors/>
- [6] <http://www.choosemuse.com/>
- [7] <https://www.neuroelectrics.com/products/enobio/>
- [8] <http://openbci.com/>
- [9] <https://x.company/glass/>



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



Escuela Técnica Superior de Ingeniería del Diseño

Procesamiento de artefactos en EEG para aplicaciones
de comunicación y control

**Trabajo Fin de Grado en Ingeniería Electrónica
Industrial y Automática**

Documento 2: Pliego de condiciones

Autor: Roberto Alejandro Alagia Gimeno

Tutor: Eduardo Quiles Cucarella

Escuela Técnica Superior de Ingeniería del Diseño
Universidad Politécnica de Valencia

Valencia, Febrero 2018

1. Pliego de condiciones generales

Este documento contiene las condiciones legales que dirigirían la realización de este proyecto de procesamiento de artefactos en EEG para aplicaciones de control y comunicación. En consiguiente, para efectos prácticos, se supone que el proyecto ha sido encargado por una empresa cliente (como por ejemplo, un hospital) a una empresa consultora con la finalidad de realizar dicho sistema. También, se supondrá que la utilización industrial de los métodos recogidos en el presente proyecto ha sido decidida por parte de la empresa cliente o de otras.

1.1 Condiciones generales del proyecto

1. En la oferta que se presenta, se hará constar el precio total del desarrollo, montaje e implementación de los productos solicitados por el cliente y el precio por el que se compromete. Además, la oferta considerará sobrecostos con un porcentaje, el cual, el cliente será previamente notificado.
2. El montaje e integración completa de los productos será realizado totalmente por la empresa licitadora.
3. El proyecto se realizará bajo la dirección técnica de un Ingeniero Superior Electrónico, auxiliado por el número de Ingenieros Técnicos y Programadores que se estime preciso para el desarrollo de la misma.
4. Se abonará al contratista la obra que realmente ejecute con sujeción al proyecto que sirvió de base para la contratación, a las modificaciones autorizadas por la superioridad o a las órdenes que con arreglo a sus facultades le hayan comunicado por escrito al Ingeniero Director siempre que se haya ajustado a los preceptos de los pliegos de condiciones, con arreglo a los cuales, se harán las modificaciones y la valoración de las diversas unidades sin que el importe total pueda exceder de los presupuestos aprobados. Por consiguiente, el número de unidades que se consignan en el proyecto o en el presupuesto, no podrá servirle de fundamento para entablar reclamaciones de ninguna clase, salvo en los casos de rescisión.
5. El contratista tendrá derecho de sacar copias de los códigos de algoritmos, informes y presupuestos. Para llevar a cabo las copias solicitadas por el contratista tendrán que ser autorizadas con firma por el Ingeniero autor del proyecto.
6. Aparte del Ingeniero Director, el contratista tendrá derecho a contratar al resto del personal, pudiendo ceder esta prerrogativa a favor del Ingeniero Director, quien no estará obligado a aceptarla.
7. Tanto en las certificaciones de obras como en la liquidación final, se abonarán los trabajos realizados por el contratista a los precios de ejecución material que figuran en el presupuesto para cada unidad de la obra.
8. En caso de realizarse modificaciones en los prototipos que hayan sido aprobadas por el Ingeniero Director, quedarán aprobadas automáticamente por la junta.
9. El contratista queda obligado a abonar al Ingeniero autor del proyecto y director de obras así como a los Ingenieros Técnicos, el importe de sus respectivos honorarios facultativos por formación del proyecto, dirección técnica y administración en su caso, con arreglo a las tarifas y honorarios vigentes.
10. El contratista no tendrá derecho a implementar soluciones que presenten un coste mayor a lo pactado previamente en la oferta, sin importar si ha sido previamente autorizado por el Ingeniero Director ni aunque sea más beneficiosa. Bajo ningún concepto.
11. La forma de pago será por certificaciones mensuales de la obra ejecutada, de acuerdo con los precios del presupuesto, deducida la baja si la hubiera.
12. La Administración tendrá la obligación de abonar el precio dentro de los treinta días siguientes a la fecha de aprobación de las certificaciones de obra o de los documentos que acrediten la conformidad con lo dispuesto en el contrato de los bienes entregados o servicios prestados, sin perjuicio de lo establecido en el artículo 222.4, y si se demorase, deberá abonar al contratista, a partir del cumplimiento de dicho plazo de treinta días los intereses de demora y la indemnización por los costes de cobro en los términos previstos en la Ley 3/2004, de 29 de diciembre, por la que se establecen medidas de lucha contra la morosidad en las operaciones comerciales. Para que haya lugar al inicio del cómputo de plazo para el devengo de intereses, el contratista deberá de haber cumplido la obligación de presentar la factura ante el registro administrativo correspondiente, en tiempo y forma, en el plazo de treinta días desde la fecha de entrega efectiva de las mercancías o la prestación del servicio.

13. Cuando se juzgue necesario emplear materiales o ejecutar obras que no figuren en el presupuesto de la contrata, se evaluará su importe a los precios asignados a otras obras o materiales análogos si los hubiere y cuando no, se discutirán entre el Ingeniero Director y el contratista, sometiéndose a la aprobación de la Dirección. Los nuevos precios convenidos por uno u otro procedimiento, se sujetarán siempre al establecido en el punto anterior.
14. La finalización del proyecto será determinado por el Ingeniero Supervisor que determine la empresa, de lo contrario, no podrá darse la culminación del mismo.
15. Si el contratista al efectuar el replanteo, observase algún error en el proyecto, deberá comunicarlo en el plazo de quince días al Ingeniero Director de obras, pues transcurrido ese plazo será responsable de la exactitud del proyecto.
16. Durante la realización del proyecto, se llevarán a cabo visitas de inspección por personal facultativo de la empresa cliente, para hacer las comprobaciones que se crean oportunas. Es obligación del contratista, la conservación de las instalaciones ejecutadas hasta la recepción de la misma, por lo que el deterioro parcial o total de ella, aunque sea por agentes atmosféricos u otras causas, deberá ser reparado o reconstruido por su cuenta.
17. La fecha de comienzo de las obras será a partir de los 15 días naturales del replanteo oficial de las mismas y la definitiva, al año de haber ejecutado la provisional, procediéndose si no existe reclamación alguna, a la reclamación de la fianza.
18. La garantía definitiva será del 18% del presupuesto y la provisional del 12%.
19. El contratista está obligado a designar una persona responsable que se entenderá con el Ingeniero Director de obras, o con el delegado que éste designe, para todo relacionado con ella. Al ser el Ingeniero Director de obras el que interpreta el proyecto, el contratista deberá consultarle cualquier duda que surja en su realización.
20. El contratista tendrá la obligación de presentar la factura que haya expedido por los servicios prestados o bienes entregados ante el correspondiente registro administrativo a efectos de su remisión al órgano administrativo o unidad a quien corresponda la tramitación de la misma.
21. Las tarifas para la determinación de honorarios, reguladas por orden de la Presidencia del Gobierno el 19 de Octubre de 1961, se aplicarán sobre el denominado en la actualidad "Presupuesto de Ejecución de Contrata" y anteriormente llamado "Presupuesto de Ejecución Material" que hoy designa otro concepto.
22. El contratista, deberá realizar el proyecto en el plazo mencionado a partir de la fecha del contrato, incurriendo en multa, por retraso de la ejecución siempre que éste no sea debido a causas de fuerza mayor.

1.2 Condiciones particulares

Las condiciones particulares que se redactan a continuación serán presentadas por parte de la empresa consultora a la empresa cliente junto a las condiciones generales previamente mencionadas. En caso que no se entregue en dicho momento, las condiciones particulares aquí descritas quedarán anuladas:

1. La propiedad intelectual de los programas desarrollados en el presente trabajo, pertenece por entero a la empresa consultora representada por el Ingeniero Director del Proyecto.
2. Si la empresa cliente realiza una producción de los productos desarrollados en este proyecto en los que resulte parcial o totalmente aplicable los estudios expuestos en este trabajo será sancionada por plagio. Previamente podría solicitar permiso a la empresa consultora de utilizar la propiedad intelectual.
3. Para poder realizar una reproducción de las condiciones presentadas para cualquier uso deberán contar con la previa autorización con firma del Ingeniero Director del Proyecto, actuando como representante de la empresa consultora. Se deberá hacer constar la aplicación a que se destinan sus reproducciones así como su cantidad.
4. En caso de necesitar el desarrollo de proyectos auxiliares para cumplir el proyecto final, la empresa consultora tendrá prioridad a menos que explícitamente rechace este hecho.
5. El Ingeniero Director del presente proyecto, será el responsable de la dirección de la aplicación industrial siempre que la empresa consultora lo estime oportuno. En caso contrario, la persona designada deberá contar con la autorización del mismo.

6. Si el proyecto requiriese cualquier modificación sobre la versión previamente acordada en la fase de desarrollo, deberá notificarse al Ingeniero Director del Proyecto y será él, en definitiva, quien decidirá si la modificación que se ha presentado será aprobada o no.
7. La empresa consultora podrá reutilizar tanto parcial como de manera total los resultados que se obtengan durante el desarrollo de dicho proyecto para usos de posteriores proyectos o uso personal.
8. Cualquier reproducción que se realice deberá indicar explícitamente su procedencia, confirmada con la firma y el nombre del Ingeniero Director del Proyecto y de la empresa consultora.
9. Los efectos secundario o colaterales que puedan surgir en el futuro por medio del uso de los productos realizados en este proyecto por la empresa consultora no repercutirán de ninguna manera sobre la misma, librando de cualquier cargo de responsabilidad a la empresa consultora una vez instalado el proyecto con su posterior puesta en marcha y comprobación de funcionamiento habiendo sido confirmada por el Ingeniero Director del Proyecto.



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



Escuela Técnica Superior de Ingeniería del Diseño

Procesamiento de artefactos en EEG para aplicaciones
de comunicación y control

**Trabajo Fin de Grado en Ingeniería Electrónica
Industrial y Automática**

Documento 3: Presupuesto

Autor: Roberto Alejandro Alagia Gimeno

Tutor: Eduardo Quiles Cucarella

Escuela Técnica Superior de Ingeniería del Diseño
Universidad Politécnica de Valencia

Valencia, Febrero 2018

Índice general del presupuesto

1.1 Desarrollo del presupuesto.....	62
1.1 Software y Hardware.....	62
1.2 Amortización.....	63
1.3 Precios mano de obras.....	63
1.4 Presupuesto total de investigación.....	64

Índice de tablas

Tabla 1. Costes de softwares y hardwares para el desarrollo de la investigación.....	62
Tabla 2 . Amortizaciones.....	63
Tabla 3 .Costes mano de obra por hora.....	63
Tabla 4 . Costes parcial de la investigación.....	64
Tabla 5. Costes total de la investigación.....	64

1. Desarrollo del presupuesto

La elaboración de este presupuesto se basa en la solicitud de desarrollar un producto capaz de permitir aplicaciones de comunicación y control a partir del pestañeo, un artefacto detectable en EEG. Se presenta a continuación un estudio económico en función de la masificación del proyecto.

Se destinará una serie de tabla de costes para poder cuantificar de manera monetaria todo el trabajo desarrollado de investigación hasta poder conseguir el correcto funcionamiento del producto.

1.1 Software y Hardware

A continuación, se detalla en la Tabla 1, todos los softwares y hardwares que han sido utilizados para efectos del proyecto:

Referencia	Descripción	Unidad	Cantidad	Precio (€)	Total (€)
PC	Ordenador portátil marca Asus	Ud	1	750	750
Muse headband	Banda receptora EEG	Ud	1	199	199
Matlab	Software matemático y de programación	Ud	1	Coste dependiendo licencia	0
Muse Direct	Software conexión ordenador-banda	Ud	1	Incluido	0
Muse Lab	Software visualización en streaming	Ud	1	Incluido	0
Muse Player	Convertor de formato de archivos	Ud	1	Incluido	0
NI-USB6008	Tarjeta de adquisición de datos	Ud	1	145	145
Material electrónico		Ud	varios	0,5	0,5
TOTAL					1094,5

1.2 Amortización de equipos

Se estimará la vida útil de los equipos y a partir de dicho dato, se procederá a realizar la correspondiente amortización. En la siguiente tabla, se presentan aquellos componentes de la investigación susceptibles a amortización:

Referencia	Coste Total	Años amortizacion	€/año
PC	750	5	150,0
Muse headband	199	3	66,3
NI USB-6008	145	3	48,3
TOTAL			264,7

1.3 Precios Mano de Obra

Se presentan los costes relacionados a los trabajadores, desarrolladores e investigadores. Contemplando dietas, transportes y cotizaciones en la seguridad social:

Descripción	Coste anual	Días/Año	Horas/Día	€/Hora
Salario base (investigador)	31000	220	8	17,61
Salario base (desarrollador)	24000	220	8	13,64
Seguridad social (28.3%)	16500	220	8	9,38
Dietas	1100	220	8	0,63
Transporte	240	220	8	0,14
TOTAL				41,39

1.4 Presupuesto total de investigación

Se presenta una tabla resumen donde se contemplan todos los costes que forman parte de la investigación llevada a cabo con la intención de estimar el coste total:

Descripción	Coste por hora	Horas trabajadas	Precio total bruto
Total de costes de software y hardware	0,15	350	52,63
Total de costes de mano de obra	41,39	350	14485,23
COSTE BRUTO DEL PROYECTO			14537,86

Para los cálculos del precio de los costes por hora de los softwares y hardwares se utilizó el coste anual de amortizaciones y se dividió por el número de horas trabajadas en un año. Por otro lado, el cálculo de coste total final del proyecto se determinará aplicando el 21% de IVA:

Descripción	Precio
Coste Bruto del proyecto	14537,86
IVA (21%)	3052,95
TOTAL	17590,81