

Detección de ondas alfa y caracterización de un equipo de electroencefalografía (EEG)

Ignacio Andersen y Pedro Rozín

igna.andersen@gmail.com - pedrorozin@hotmail.com

Laboratorio 6 - 1er. Cuat. 2024
Departamento de Física, FCEyN, UBA

Agosto del 2024

Se utilizó un dispositivo de electroencefalografía (EEG) de 8 canales para detectar y cuantificar ondas alfa en sujetos con los ojos abiertos y los ojos cerrados. Primero se caracterizó el tiempo de latencia debido al Bluetooth utilizando un circuito eléctrico que consistía en un fototransistor de 8 terminales y un divisor resistivo, obteniendo un tiempo medio de latencia de (7 ± 5) ms.

Una vez caracterizado el tiempo, se realizó el experimento *P300* recuperando resultados ejemplares por la bibliografía y cumpliendo la finalidad de comprobar que el dispositivo funciona correctamente para los experimentos propuestos en este Laboratorio.

Se detectaron ondas alfa en los 4 canales medidos (2 correspondientes al lóbulo frontal y los otros 2 al occipital) y se realizó un análisis de Fourier para comparar la intensidad de ellas cuando el sujeto estaba con los ojos abiertos con cuando estaba con los ojos cerrados. Se observó un aumento de esta intensidad en las zonas correspondientes al lóbulo occipital cuando el sujeto permanecía con los ojos cerrados, tal como se esperaba.

Alumnos: Ignacio Gaspar Andersen Molina, Pedro Rozín

Lugar de trabajo: Laboratorio de Neurociencia - Universidad Torcuato Di Tella

Director del trabajo: Joaquín Navajas - joaquin.navajas@utdt.edu

Codirector: Federico Barrera Lemarchand - fedex192@gmail.com



Pedro Rozín



Federico Barrera L.



Ignacio Gaspar Andersen Molina

Joaquín Navajas

1. Introducción

El cerebro humano tiene más de mil millones de neuronas que se conectan entre sí, y la comunicación entre ellas se da a través de pequeñas corrientes que, como toda corriente, tiene asociada una caída de potencial. Cuando las neuronas se activan, producen pulsos electromagnéticos que dan como resultado una onda cerebral. Hay muchas maneras de medir estas ondas, para este trabajo, se utilizó un dispositivo de electroencefalograma (llamado EEG por sus siglas en inglés), que mide la actividad eléctrica a través de la caída de potencial entre dos puntos del cráneo, y resulta un elemento fundamental en la investigación de la comprensión funcional del cerebro, así como también en diagnósticos médicos para enfermedades como la epilepsia o la esquizofrenia.

Dentro de estos pulsos electromagnéticos se encuentran las ondas alfa. Estas son generadas principalmente en el lóbulo occipital y se producen cuando el sujeto se encuentra en un estado de relajación; esto ocurre mayoritariamente cuando se encuentra con los ojos cerrados, pero aún despierto. Se caracterizan por estar en la banda de frecuencias entre los 8 y los 13Hz [1].

En 1924, el médico alemán Hans Berger realizó el primer electroencefalograma en su hijo Klaus, un estudio que hoy la sociedad consideraría unánimemente molesto ya que para medir las corrientes intracraneales había que hasta raspar parte del cuero cabelludo para colocar correctamente los electrodos. Cien años después de esto, en el presente informe se expone la caracterización de un EEG de 8 canales [2] que ofrece conexión vía Bluetooth, un software ya integrado [3] y la posibilidad de medir actividad cerebral de manera no invasiva.

En este informe se propone familiarizarse con el EEG utilizando una interfaz en Python del software creado por los fabricantes armando un código particular para cada experimento deseado; caracterizar su tiempo de latencia debido al bluetooth; recuperar resultados conocidos en la neurociencia haciendo un experimento antiguo en la disciplina para confirmar que el EEG funciona correctamente y; detectar ondas alfa y, a través de un análisis de Fourier, cuantificar el aumento su señal a través de su espectro de frecuencias cuando los participantes tienen los ojos cerrados y compararlos con cuando los tienen abiertos.

2. Desarrollo experimental

Como se anticipó en la introducción, todos los experimentos realizados para este informe tuvieron como protagonista al EEG de 8 canales. Este dispositivo presenta una resolución de 24 bits, una impedancia interna de $1\text{G}\Omega$, un rango de adquisición de 800mV pico a pico y tres opciones para de frecuencia de muestreo (f_s): 250Hz, 500Hz y 1000Hz. Por una cuestión de la cantidad de datos adquiridos (ergo el peso de los archivos), así como también la resolución necesitada para los experimentos, se utilizó siempre la opción de $f_s = 250\text{Hz}$.

2.1. Caracterización del tiempo de latencia

Como el EEG se utilizó mediante una interfaz computacional a la que se conectó con Bluetooth, lo primero que se realizó fue caracterizar el tiempo de latencia agregado por la utilización de esta tecnología.

Se propusieron diversas maneras para realizar esta caracterización. Primeramente, se pensó en medir la diferencia de tiempo entre que se enviaba la orden de ‘encender’ al EEG y que este comenzaba su reloj interno. Esto se realizó iniciando un reloj en la computadora en simultáneo al envío de la orden, luego se envió una orden de ‘apagar’ y, tras esperar la recepción por parte de la computadora, se detuvo el reloj. Asumiendo que los tiempos de encendido y apagado son simétricos, la diferencia entre el tiempo total registrado por el EEG debería diferir en dos veces la latencia total (encendido/apagado y Bluetooth).

Este primer enfoque presentó ciertos inconvenientes que finalmente llevaron a su descarte. En primer lugar, la asunción de que los tiempos de encendido y apagado son similares resulta difícil de justificar y, además, no se encuentra registro sobre ella en la bibliografía. Aun así, no fue hasta que se habló con los fabricantes del dispositivo, y que comentaron que el propio EEG ya corregía (o intentaba corregir) automáticamente el tiempo de latencia por el primer paquete de información que recibía, que se descartó este método.

Que el EEG intente corregir automáticamente el tiempo de latencia significa que su caracterización no se puede hacer con la diferencia de tiempos de encendido y apagado como se comentó en el párrafo anterior, pues esto implica únicamente al primer paquete de información. Se exponen en la sección

Apéndice (5.1) los resultados correspondientes al tiempo de latencia calculado con el primer paquete. Estos resultados no fueron necesarios para ninguno de los experimentos propuestos, puesto que el EEG intentaba corregirlo automáticamente. Lo que sí resultó necesario hacer fue verificar que tan precisa es esta corrección que hace el dispositivo.

Para esto, se procedió con el siguiente método. Se elaboró un circuito (Figura 1) mediante un fototransistor de 8 canales OPT101[4], una placa Arduino UNO y un divisor resistivo de forma tal que se pudiese medir la caída de tensión con el EEG sin saturarlo. La placa Arduino se utilizó como fuente a 5V para alimentar al fototransistor. Las salidas de este último se conectaron al Canal 1 del EEG con el divisor resistivo mediante y se tomó como tierra de este la del Arduino (también colocada en el negativo del fototransistor). Este divisor resistivo estaba simplemente para que la caída de tensión en la resistencia de carga R_c no saturase el EEG. Como el fototransistor permite transformar cambios de la intensidad de luz que incide sobre él en cambios en la señal eléctrica (con un tiempo de respuesta de aproximadamente $28\mu s$ [5]), a este circuito se lo expuso a una señal lumínica intermitente con la idea de inducir una señal cuadrada en la tensión resultante.

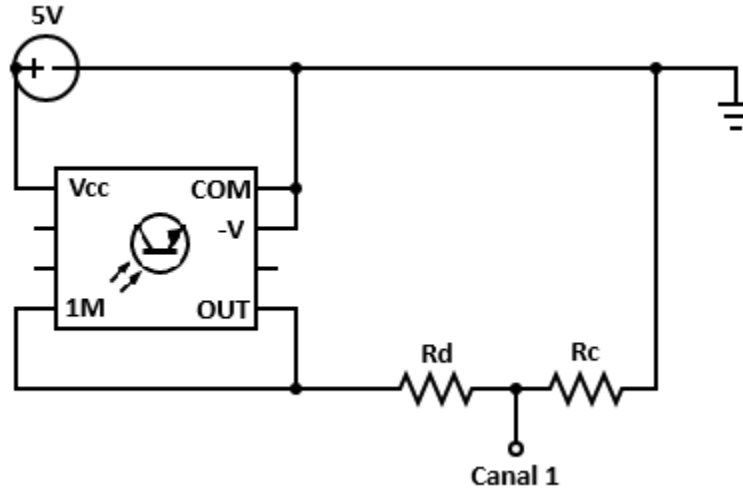


Figura 1: Esquema del circuito armado para la caracterización del tiempo de latencia debido al bluetooth. El circuito era alimentado con el puerto de $5V$ de una placa Arduino. Se medía la caída de tensión con el Canal 1 del EEG en la resistencia de carga R_c y se utilizaba el fototransistor para inferir un cambio en dicha tensión cuando este era iluminado con una luz intermitente. Las terminales COM y $-V$ de este iban a la tierra de la placa Arduino (que a su vez era la tierra del EEG), mientras que las terminales $1M$ y OUT iban al divisor resistivo.

La señal lumínica se la envió a través de un código computacional que simultáneamente colocaba marcas temporales (vía Bluetooth) en el EEG. De esta forma, al ver la diferencia entre la caída de tensión y el marcador, se puede inferir la latencia por Bluetooth al marcar eventos.

2.2. Experimento P300

A modo de corroborar que el dispositivo funcione correctamente, se realizó una prueba de potencial evocado de respuesta para comparar los resultados obtenidos con los ya conocidos por la literatura. El experimento realizado se lo conoce como *experimento P300* y se realiza ya hace más de 60 años y se lo considera uno de los experimentos más fiables de la neurociencia. La prueba consiste en medir la reacción neuronal en un sujeto ante un estímulo determinado. Este estímulo generalmente es acústico, visual o somatosensorial y lo que se observa en la señal es un pico de voltaje positivo alrededor de los 400ms desde que se envió el estímulo (Figura 2). Su nombre proviene de que la primera vez que se realizó este experimento, el pico positivo fue observado -infaustamente- a los 300ms.

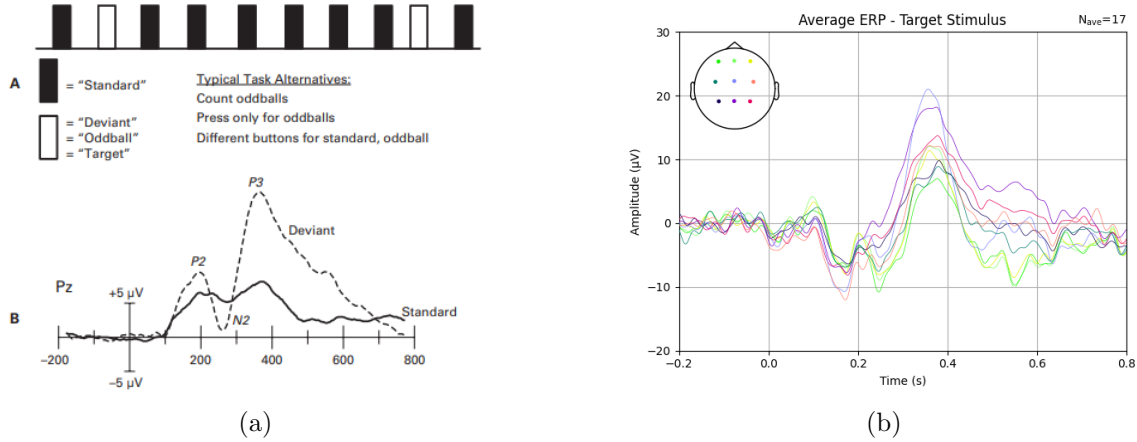


Figura 2: Ejemplos de curvas típicas a modo de corroborar que el dispositivo funcione correctamente, se realizó o una prueba de poas en el experimento P300. Del lado izquierdo[6] (a) se muestra en línea punteada la curva esperada asociada a la señal ‘target’, mientras que la curva sin puntear se refiere a la señal ‘estándar’. Los rectángulos blancos y negros de arriba de la figura simbolizan cuando es que aparece cada estímulo a lo largo del tiempo. Del lado derecho (b) se observan resultados ejemplares de otro grupo de investigación[7], sólo de la señal ‘target’, y para $N = 17$ participantes.

En particular, el experimento realizado consistió en un estímulo visual; al sujeto se le mostraba una imagen durante 0,8s y cada 1s en el monitor de una computadora: el 80 % de las veces esta podía ser un cuadrado azul, mientras que el restante 20 % era un óvalo rojo (Figura 3). Este último es el estímulo objetivo (o ‘target’), mientras que el cuadrado azul es el estímulo estándar (‘no-target’). Este experimento con este estímulo en particular también es conocido como *Oddball Experiment*[8], siendo el óvalo rojo la *pelota extraña*. El experimento estaba dividido en 5 bloques en las que en cada uno se mostraban 25 de estas imágenes de manera aleatoria, pero con la probabilidad mencionada. Cada vez que aparecía el cuadrado azul el sujeto debía apretar la tecla de la *flecha derecha* del teclado; cuando aparecía la pelota roja debía apretar en el teclado *Ctrl. izquierdo* (ambas teclas ubicadas en lugares simétricamente para que no haya alguna preferencia en la localización de cada una).

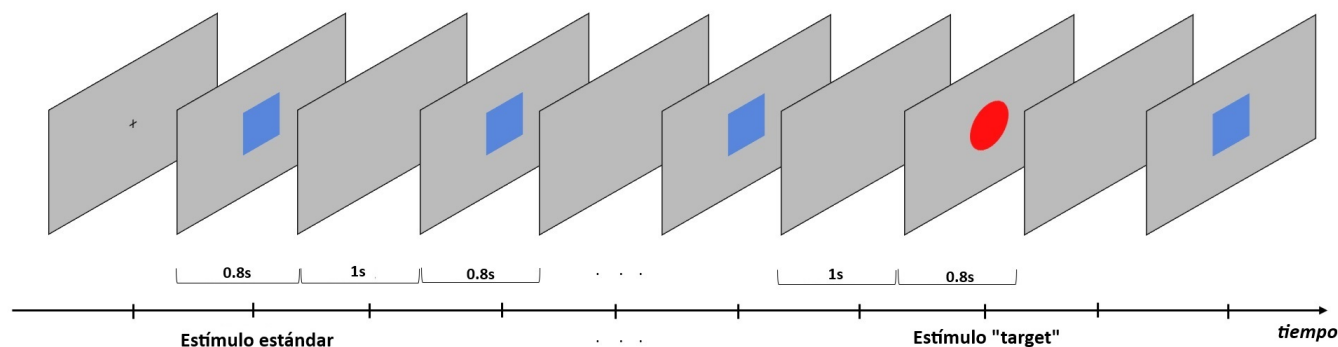


Figura 3: Esquema del paso de las imágenes en la pantalla a medida que pasa el tiempo. Cada plano simboliza una pantalla distinta: aquellas con solamente un cuadrado azul corresponden al estímulo estándar, aquellas con la pelota roja son el estímulo ‘target’ y aparecían de manera aleatoria con una probabilidad del 20 %, aquellos planos vacíos simbolizan una pantalla blanca de 1s de duración entre estímulos.

La señal se medía en 4 canales (P3, P4, CP1 y CP2) durante los 0,8s de duración de cada estímulo (esto es, desde que aparecía la figura hasta que la pantalla volvía a estar en blanco).

Una vez terminados los 5 bloques de 25 imágenes, a la señal de cada canal medida se le promedia instante a instante para cada tipo de estímulo por separado, permitiendo graficar dos curvas: una correspondiente a la señal cuando aparece el ‘target’, y otra cuando aparece el estímulo estándar. La señal correspondiente a cada imagen era tomada en cuenta para el promedio si y solamente si el sujeto había apretado la tecla correspondiente. Si, por ejemplo, el sujeto apretó la tecla *flecha derecha* cuando la imagen era la bola roja, ese dato no era tomado en cuenta.

2.3. Detección de ondas alfa

Para finalmente detectar las ondas alfa, se diseñó un experimento que consistió en conectarle al sujeto 4 electrodos en los puntos FP1, O1, FP2 y O2 que corresponden respectivamente a los lóbulos frontal y occipital, hemisferio derecho y hemisferio izquierdo (número impar corresponde al hemisferio izquierdo, número par al derecho), como se ve en la Figura 4. Como ocurre de manera habitual en los experimentos de neurociencia, se toma de referencia al punto TP9, aunque también podría tomarse el punto CP10, su simétrico. Estos puntos son de uso recurrente, pues corresponden a una zona generalmente libre de pelo donde hay un hueso, de manera tal que se puede apoyar

3. Resultados y discusión

3.1. Caracterización del tiempo de latencia

Se realizó el experimento propuesto en la sección 2.1 y se lo iteró 100 veces para luego obtener un tiempo medio de latencia debido al Bluetooth. Se observa una porción de los resultados (4 de las 100 iteraciones) en la Figura 5.

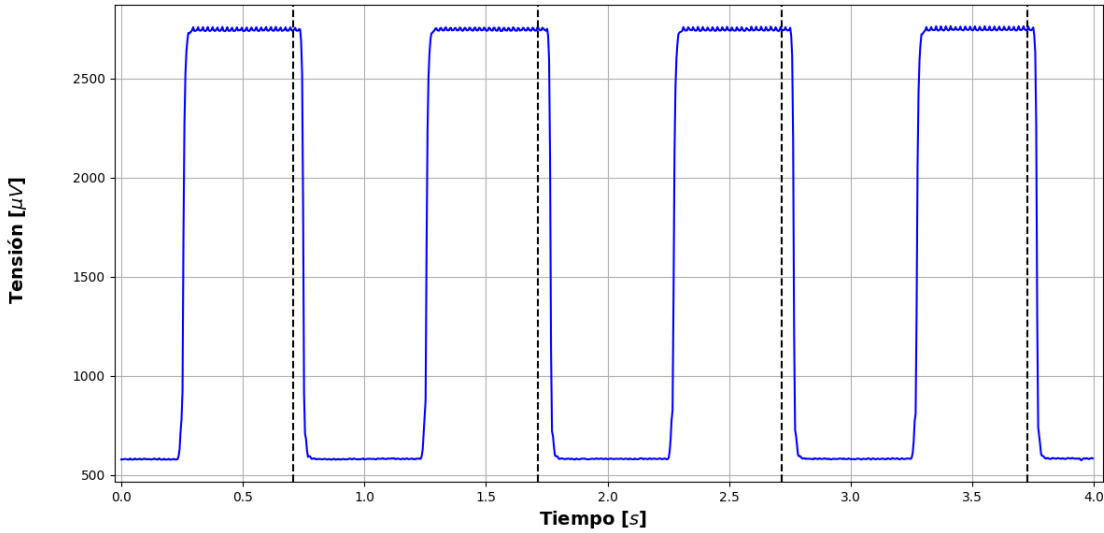


Figura 5: Porción de los resultados obtenidos para la tensión en función del tiempo del experimento propuesto para la caracterización. Se observa acorde a lo esperado una señal cuadrada, acorde a la naturaleza del experimento. La línea punteada corresponde al marcador colocado por software en el EEG. Con la diferencia temporal entre este marcador y la caída de la onda cuadrada se obtiene el tiempo de latencia.

Se consideró el último punto antes de la caída de intensidad de la señal como la referencia a comparar con el marcador del EEG. Se calculó la diferencia temporal entre ambos para las 1000 iteraciones y a partir de este análisis se determinó que la latencia media es de 7,9ms, con una desviación estándar de 4,9ms, como se puede observar en la Figura 6. Nótese que el marcador llega antes que la caída de tensión observada. La razón de que esto suceda porque el EEG corrige por el primer paquete automáticamente y, o entiende que el tiempo de latencia es aún mayor que el que realmente es, o el tiempo de latencia del primer paquete de información efectivamente es mayor que el

del resto de la señal y aun así realiza la corrección con esa referencia.

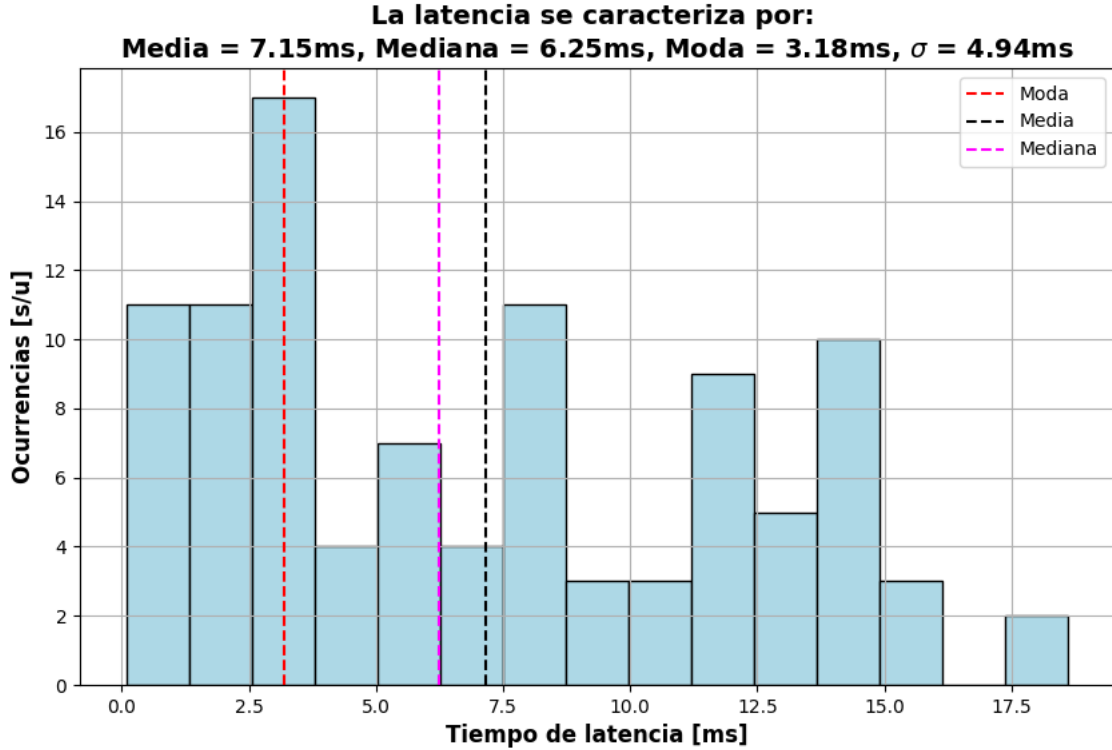


Figura 6: Distribución de distancias entre caídas de tensión y marcadores para 100 iteraciones. Se obtiene una media de 7,15ms, una mediana de 6,25, un valor más frecuente de 3,18ms y una desviación estándar de 4,94ms.

A partir de estos resultados, con las consideraciones expuestas en la sección correspondiente de desarrollo experimental y asignando como latencia a la media y como incerteza de la misma la desviación estándar, se determina que esta latencia corregida permite perfectamente realizar los experimentos que el laboratorio propone para este dispositivo. Se llega a esta conclusión ya que los tiempos que se miden típicamente en los experimentos de neurociencia de su interés están en el orden de los cientos de milisegundos, para los cuales una latencia con media de 7ms y con incerteza de 5ms no representa un problema.

Además, se resalta que, a pesar de que la distribución de latencia no resulta gaussiana, como se esperaba en un principio, esto no afecta la conclusión a la que podemos llegar con parámetros como la media o la dispersión, puesto que la distribución de latencias está acotada a valores que cumplen las consideraciones del párrafo anterior. Especialmente si se considera que el valor

más frecuente de latencia es de 3,18ms y que la mediana resulta de 6,25ms, lo que significa que para la mitad de los valores obtenidos de latencia, no se supera este umbral.

Nótese también que en ninguno de los experimentos realizados se reportan incertezas respecto al tiempo; esto no es porque no existan, sino porque no interesan. Ninguno de los objetivos de este laboratorio consiste en determinar con exactitud un tiempo medio de respuesta de una persona, ni algo relacionado con ello; lo que resulta relevante es el análisis del estado del sujeto y, para ello, la resolución temporal determinada del dispositivo es suficiente.

3.2. Experimento P300

Se realizaron mediciones para 6 sujetos distintos y se promedió para canal por separado la señal del estímulo ‘target’ y del ‘no target’ correspondiente a los 5 bloques de 25 imágenes. El resultado final consiste en la señal media de todos los sujetos en cada canal. Como se explicó en la sección 2.2, en el caso de que el sujeto apretase la tecla equivocada (o no apretara ninguna), no se tenía en cuenta ese dato. Los resultados se muestran en la Figura 7.

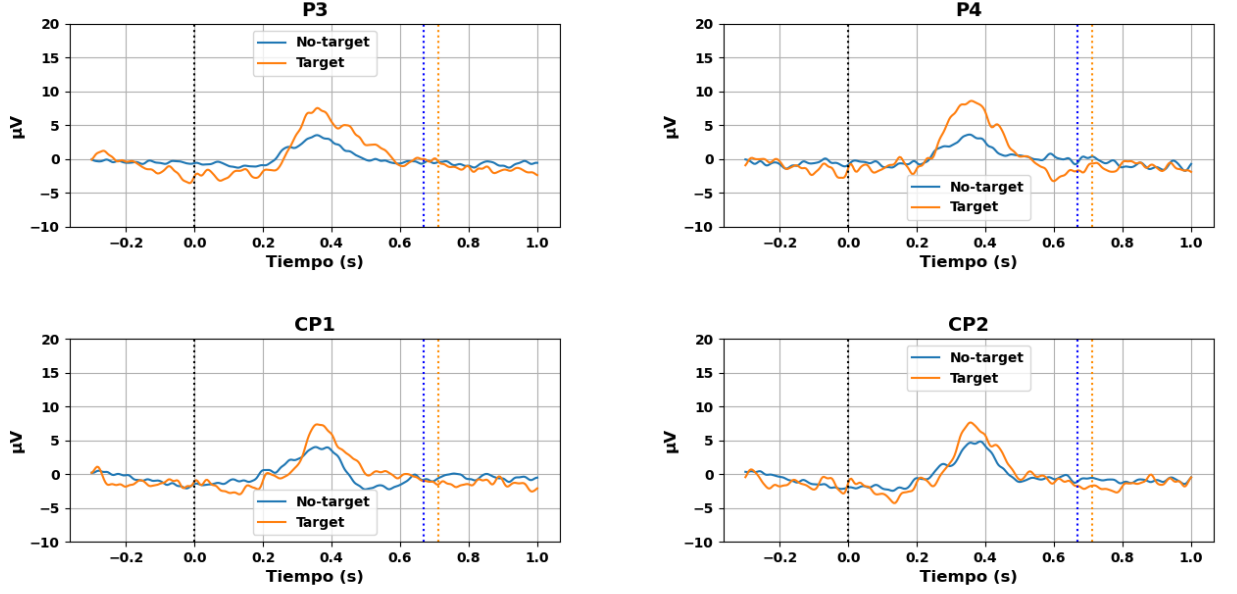


Figura 7: Resultados del experimento para $N=6$ sujetos en los canales P3, P4, CP1 y CP2. Las curvas naranjas y azules corresponden a al promedio del promedio de todas las señales de todos los sujetos cuando se les mostraba el objetivo ‘target’ y ‘no target’, respectivamente. Las líneas punteadas corresponden al tiempo que tardaron en apretar la tecla adecuada a la imagen mostrada (y siguen el mismo código de colores que las curvas).

A su vez, se promediaron los tiempos en que los sujetos apretaban los botones correspondientes y se dibujaron como líneas punteadas en los gráficos. Esta línea tiene como única finalidad completar el proceso interno que conlleva la simple acción de apretar un botón cuando aparece una imagen: primero aparece (en $t = 0s$), aproximadamente 350ms después el cerebro entiende que apareció y se observa un pico en la intensidad de la señal (este pico es aún mayor cuando la imagen es el ‘target’), y recién aproximadamente 200ms después los sujetos aprietan la tecla correspondiente.

Comparando estos resultados con la Figura 2, se concluye que, debido a la similitud de los datos obtenidos (en el tiempo de respuesta, en la forma funcional de las curvas, y en la magnitud de la señal) con la curva teórica y los resultados ejemplares, el EEG utilizado está correctamente caracterizado y sirve para lo propuesto en este informe.

3.3. Detección de ondas alfa

Se muestran a continuación las mediciones sin filtros de frecuencia (a excepción de la frecuencia de línea de 50Hz) para el sujeto con los ojos abiertos. Lo que se ve en la Figura 8 es la señal cruda detectada por el EEG con respecto al offset de cada canal a la izquierda y su transformada de Fourier a la derecha.

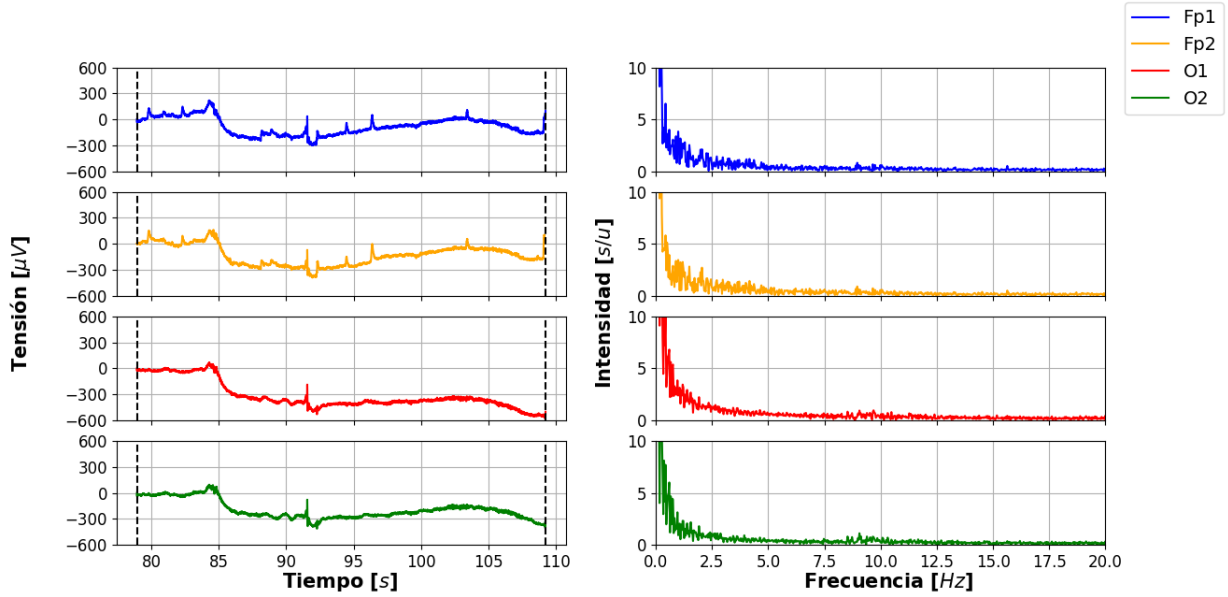


Figura 8: Señal captada por el EEG durante el periodo en el que el sujeto estuvo con los ojos abiertos sin filtros añadidos (izquierda) y transformada de Fourier de dicha señal (derecha).

Resulta interesante remarcar que en la señal presenta algunos picos de intensidad repentinos; algunos de ellos se presentan en el lóbulo frontal exclusivamente, mientras que otros se presentan en ambos lóbulos. Los primeros corresponden a movimientos oculares pequeños, como enfocar el ojo en una dirección distinta, mientras que los segundos corresponden a pestañeos, que representan una intensidad eléctrica mayor. En la transformada de Fourier de la señal se observa un decaimiento con la forma funcional de una homográfica (decae como $1/f$), típico espectro de una señal sin frecuencia privilegiada.

Por otro lado, en la Figura 9 se muestran las mediciones para el sujeto con los ojos cerrados, con el mismo formato pero marcando el pico de intensidad en la banda de las ondas alfa (8 a 13Hz).

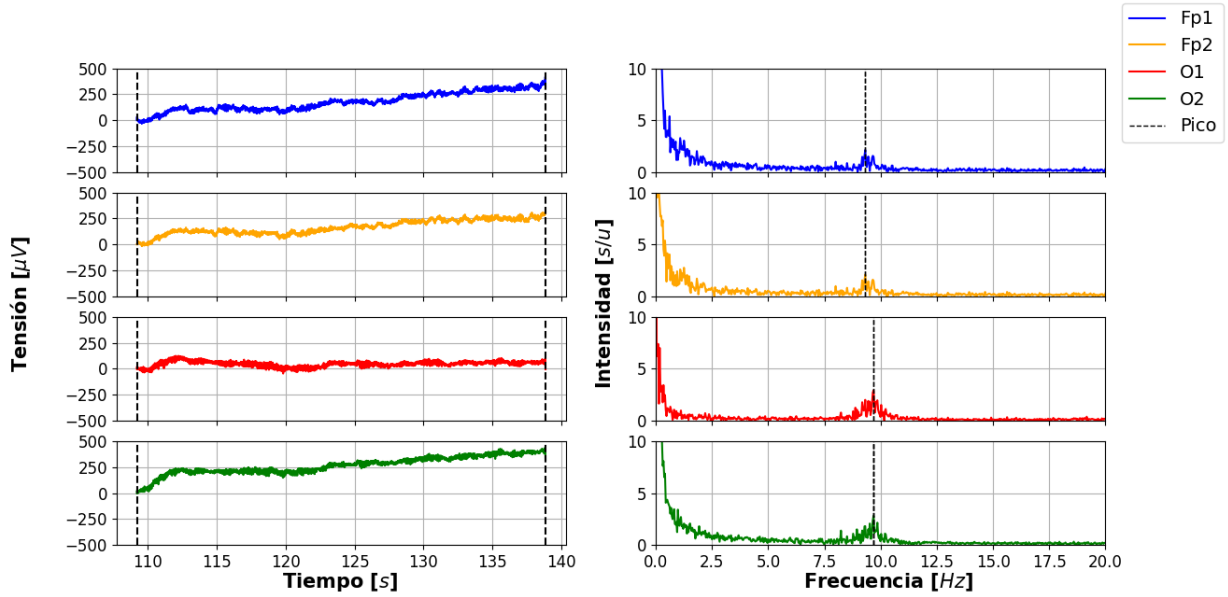


Figura 9: Señal captada por el EEG durante el periodo en el que el sujeto estuvo con los ojos cerrados sin filtros añadidos (izquierda) y transformada de Fourier de dicha señal (derecha).

Como era de esperarse, el estar con los ojos cerrados hace que no se observen los picos de intensidad producidos debido a movimientos oculares o parpadeos.

Con esta escala temporal, la señal en función del tiempo no dice mucho, pero observando un periodo temporal más corto (Figura 10) se pueden observar nítidamente las oscilaciones de las ondas alfa. Como indica la bibliografía, se ven aún más claras en los canales correspondientes al lóbulo occipital.

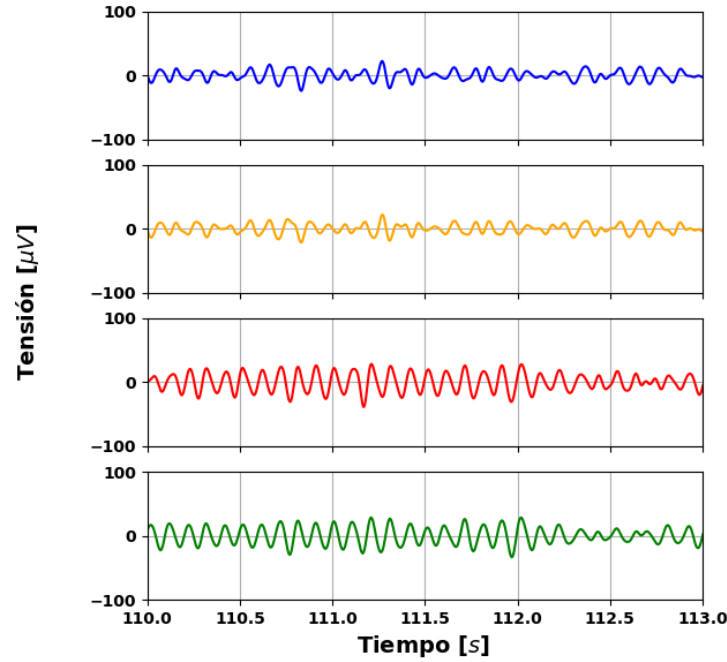


Figura 10: Señal captada por el EEG durante el periodo en el que el sujeto estuvo con los ojos cerrados, pero con un intervalo temporal de 3s con el fin de observar las oscilaciones. Los primeros dos canales corresponden al lóbulo frontal (Fp1 y Fp2), los últimos dos al lóbulo occipital (O1 y O2).

Para realizar una comparación más clara del aumento de intensidad en la banda de las ondas alfa con los ojos cerrados, se hizo un filtro pasa banda digital que permitía solo frecuencias entre los 5 y los 20Hz y se conformó la Figura 11, que a la izquierda muestra la transformada de Fourier de la señal filtrada para ojos cerrados y la derecha lo mismo para ojos abiertos. La razón por la que se filtró con esta banda fue para poder observar con mayor claridad la zona de interés. Se tomó como cota inferior 5Hz porque aquellas señales compuestas por frecuencias menores a esta están siempre en el cerebro por el solo hecho de que este esté en funcionamiento, pero no son de interés para este experimento. La cota máxima del filtro fue elegida simplemente para observar con mayor claridad la zona de las ondas alfa y que esta quede centrada. A excepción del ruido propio debido a la frecuencia de línea, no hay modos con frecuencia mayor a esta cota que contribuyan significativamente a la señal (pues el espectro decae como $1/f$).

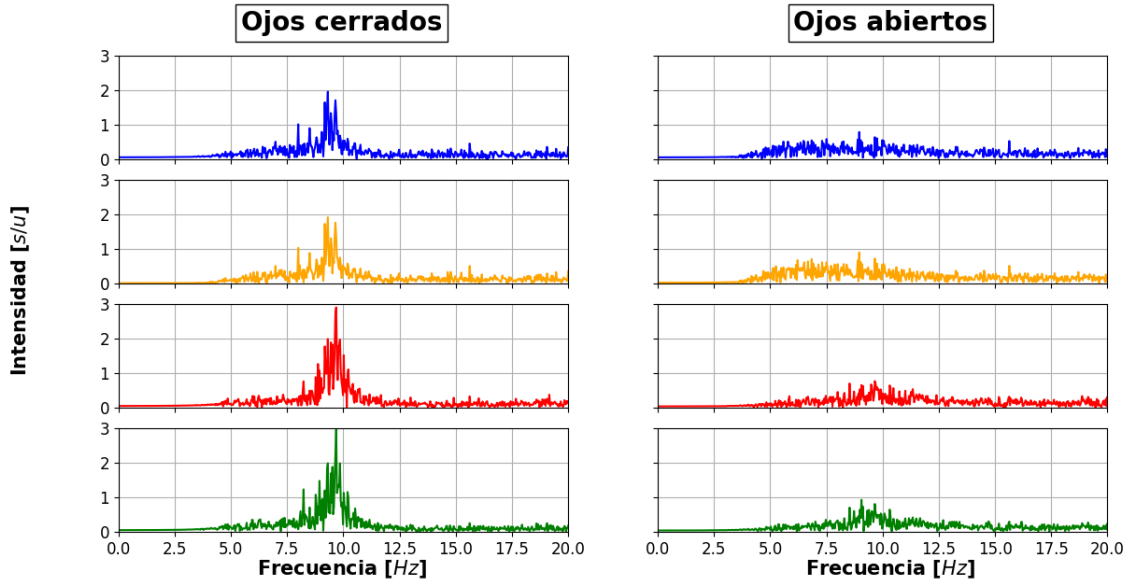


Figura 11: Comparación de las transformadas de Fourier de las señales correspondientes a ojos cerrados (izquierda) y ojos abiertos (derecha), filtrando las frecuencias fuera de la banda entre 5 y 20 Hz

Se aprecia que, efectivamente, la intensidad de la componente en esta banda aumenta cuando el sujeto cierra los ojos. Adicionalmente, se observa que la intensidad de la banda es mayor en los canales correspondientes al lóbulo occipital que en los correspondientes al lóbulo frontal, como se adelantó en la introducción.

Este aumento se cuantificó obteniendo los máximos de estas señales en esta banda para las 8 transformadas. Esta información se muestra en la Tabla 1 a continuación.

Tabla 1: Tabla con los valores de intensidad máxima en la banda de ondas alfa para los distintos canales en el caso de ojos abiertos u ojos cerrados.

-	Ojos abiertos	Ojos cerrados
<i>FP1</i>	0,78	1,95
<i>FP2</i>	0,89	1,91
<i>O1</i>	0,77	2,90
<i>O2</i>	0,93	2,97

Se confirma lo que se observó en la Figura 11, efectivamente la intensidad máxima en la región de las ondas alfa es aproximadamente 3 veces mayor en el caso de ojos cerrados y además se detectan con mayor intensidad en el

lóbulo occipital.

4. Conclusiones

Se logró caracterizar satisfactoriamente el EEG a través de los métodos propuestos y, mediante el uso de este y las técnicas detalladas en el informe, se detectaron y distinguieron ondas alfa.

Se pudo caracterizar el tiempo de latencia del EEG utilizando un circuito con un fototransistor y un divisor resistivo, llegando a que se trata de una sobrecorrección de (7 ± 5) ms. A partir de esta determinación, se concluyó que esta latencia no perjudicaría ni sería causal de descarte de ninguno de los experimentos pensados por el Laboratorio de Neurociencia de la Universidad Torcuato Di Tella que lo involucran.

Se pudo además replicar satisfactoriamente un experimento típico de la neurociencia como lo es el P300 obteniendo resultados compatibles con la bibliografía existente respecto al tema para 6 sujetos de prueba, demostrando no solo así la eficacia del dispositivo sino también el funcionamiento de una metodología de trabajo con el mismo y trato con personas en ámbitos experimentales.

Finalmente, se lograron medir ondas alfa a través de un método replicable y se pudo explicitar el aumento de intensidad en la banda correspondiente, lo que abre las puertas al desarrollo de experimentos cuyo objetivo incluya la cuantificación de la relajación.

5. Apéndice

5.1. Tiempo de latencia para el primer paquete

Si bien el EEG corrige automáticamente el tiempo de latencia en cuestión, no fue hasta que los fabricantes nos advirtieron de esto que se procedió con otra caracterización. Hasta que eso sucedió, la Figura 12 muestra el código utilizado para caracterizar dicho tiempo, explicado en la sección 2.1.

```

25 N=250
26 deltas=np.zeros(N)
27
28 for i in range(N):
29
30     T_inicial=exp.tools.get_local_time() #de python
31     # print(T_inicial)
32     EEG.record_data(file_name=r"C:\Users\iandersen\Documents\Python Scripts\Delay\Delay", do_overwrite=True)
33     time.sleep(1)
34     EEG.stop_recording()
35     T_final=exp.tools.get_local_time() #de python
36     t_py= T_final - T_inicial #tiempo que tarda la medición en python
37     DeltaT = importar_archivos(r"./Delay/Delay") #tiempo que tarda la medición en el EEG
38     deltas[i]= t_py - DeltaT
39     print(i)
40 EEG.disconnect()
41

```

Figura 12: Código utilizado para caracterizar el tiempo de latencia con el primer paquete de información.

Los resultados se observan en la Figura 13

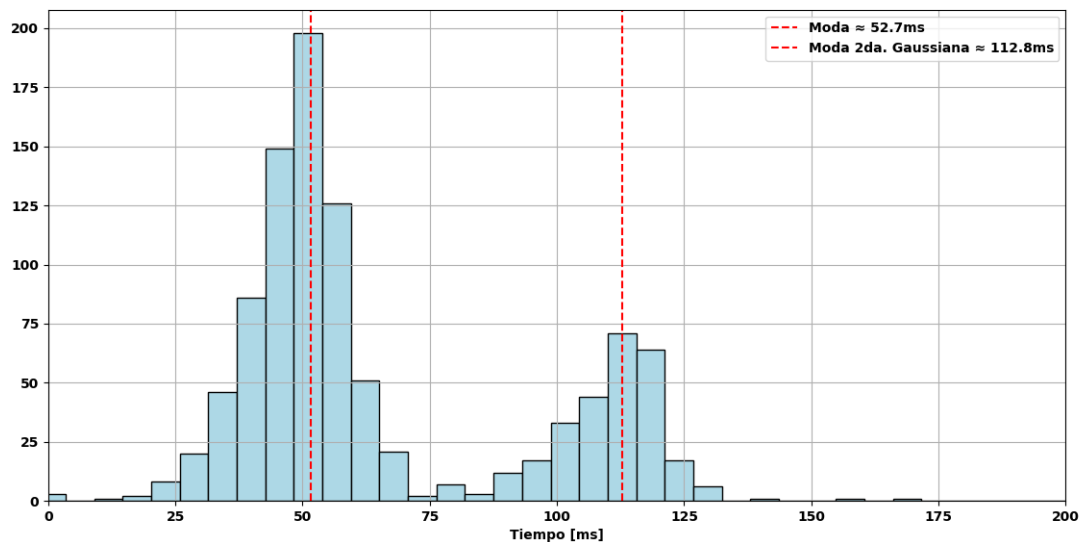


Figura 13: Resultados obtenidos para el tiempo de latencia en base al primer paquete de información.

En el gráfico se pueden observar dos claras distribuciones Gaussianas donde, si se analizan por separado, el valor más frecuente de una es mas de dos veces mayor al de la otra. Aun así, no deja de sorprender que no sea una única distribución la que se observa. Se entiende que esto resulta así por la frecuencia de muestreo del EEG; si bien se prende y se apaga el dispositivo, este nunca deja de adquirir información con dicha frecuencia y esto hacía que, a veces, entre en un ‘tren de muestreo’ distinto al de la primera distribución, generando otra. Aun así, esto no tuvo relevancia alguna en los resultados; el

histograma pudo no haber seguido ningún patrón en particular e igualmente tampoco hubiese tenido relevancia, pues el EEG lo corrige haciendo un análisis interno sea cual sea el tiempo de latencia.

6. Referencias

- [1] - BetterHelp Editorial Team- Arianna Williams, LPC, CCTP
- [2] - Explore - Quick Start Guide - Mentalab
- [3] - Mentalab - EEG Software
- [4], [5] - OPT101 Monolithic Photodiode and Single-Supply Transimpedance Amplifier, Texas Instruments; Pg. 5
- [6] - Steven J. Luck, 'An Introduction to the Event-Related Potential Technique', A Bradford Book (2014), Pg. 125
- [7] - Steven J. Luck et al., 'Standardized measurement error: A universal metric of data quality for averaged event-related potentials', Psychophysiology 6 (2021)
- [8]- Steven J. Luck, An Introduction to the Event-Related Potential Technique- A Bradford Book (2014), Pg. 145