

Cuantificación de la atención y de la relajación mediante el uso de un equipo de electroencefalografía (EEG)

Ignacio Andersen y Pedro Rozín

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

Laboratorio 6 y 7 - 2do. Cuat. 2024

Departamento de Física, FCEyN, UBA

Laboratorio de Neurociencia, Universidad Torcuato Di Tella

Diciembre del 2024

Se utilizó un dispositivo de electroencefalografía (EEG) de 8 canales para cuantificar dos cosas: la relajación de un sujeto con los ojos abiertos y los ojos cerrados a través de la detección de ondas alfa; y la atención que le presta un sujeto a un audio cuando se le dan dos instrucciones distintas a través de la correlación entre la señal medida y la onda envolvente de dicho audio.

Para esto, primero 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.

Caracterizado este 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.

Para intentar cuantificar la atención a través de la correlación entre la señal del cerebro y la envolvente de un audio, se diseñó un experimento en el cual se sometía a un sujeto a condiciones experimentales idénticas y se cambiaba la instrucción que se le daba de forma tal que se podía saber cuando el sujeto estaba prestando atención al audio o no. Los resultados que se obtuvieron no fueron concluyentes. No se observó el fenómeno.

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

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 [1] que ofrece conexión vía Bluetooth, un software ya integrado [2] y la posibilidad de medir actividad cerebral de manera no invasiva.

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 tensión 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 [3]. La primer parte de este trabajo consistió en detectar estas ondas y así cuantificar cierto estado de relajación de un sujeto.

La segunda parte consistió en cuantificar la atención de un sujeto a un estímulo auditivo. Para esto, lo que se hizo fue correlacionar la onda envolvente de un audio con la señal eléctrica medida en este sujeto mientras escuchaba el mismo audio (con el que se obtuvo la envolvente) y, simultáneamente, miraba un juego en la pantalla de una computadora. Este experimento se hacía también en dos condiciones: concentrarse únicamente en el audio y concentrarse únicamente en el juego. El objetivo de esto es comparar las correlaciones obtenidas con ambas condiciones y verificar si es que hay mayor

correlación entre la señal medida y la envolvente de ese mismo audio cuando la instrucción dada era de **no** prestarle atención a al juego, que cuando sí.

Para dicho análisis de correlación, se utilizaron dos *papers* como referencia ([4] y [5]) en donde se utilizan dos tipos de mecanismos de correlación: el análisis CCA y la correlación cruzada. El primero de estos métodos consiste en encontrar una **única** correlación entre todos los canales de medición (a través de una combinación lineal de todos ellos llamada “componente canónica”) y la envolvente del audio. El segundo de estos métodos consiste en obtener la correlación cruzada dada por la ecuación (1) (que, a menos de un signo, no es más que la convolución discreta entre ambas señales); esta se obtenía entre **cada canal del EEG** y, nuevamente, la envolvente del audio.

$$(f \star g)[n] \triangleq \sum_{m=-\infty}^{\infty} \overline{f[m]}g[m+n]. \quad (1)$$

Donde f y g son las dos señales que se quiere correlacionar y n es el índice de retardo de la función resultante, por lo que $n/f_s = \tau$, con f_s la frecuencia de muestreo y τ el tiempo de retardo o *lag*.

La onda envolvente se obtenía con un filtro pasa bajos y a través de la transformada de Hilbert [6] del propio audio; la razón por la cual se compara la señal con dicha envolvente es porque las señales cerebrales cuentan típicamente con ondas de frecuencias de hasta 35 – 45Hz, mientras que un audio digitalizado tiene frecuencias del orden de las decenas de miles de Hertz. No tiene sentido intentar correlacionar dos señales cuya variación temporal difiere en tres órdenes de magnitud. Es por esto que resulta razonable filtrar al audio hasta las frecuencias típicas de las señales cerebrales y garantizar que la nueva señal represente adecuadamente las variaciones más lentas del audio a través de su envolvente. A modo de ejemplo, en la Figura 1 se presenta la envolvente de un audio y la correlación entre esta y el propio audio.

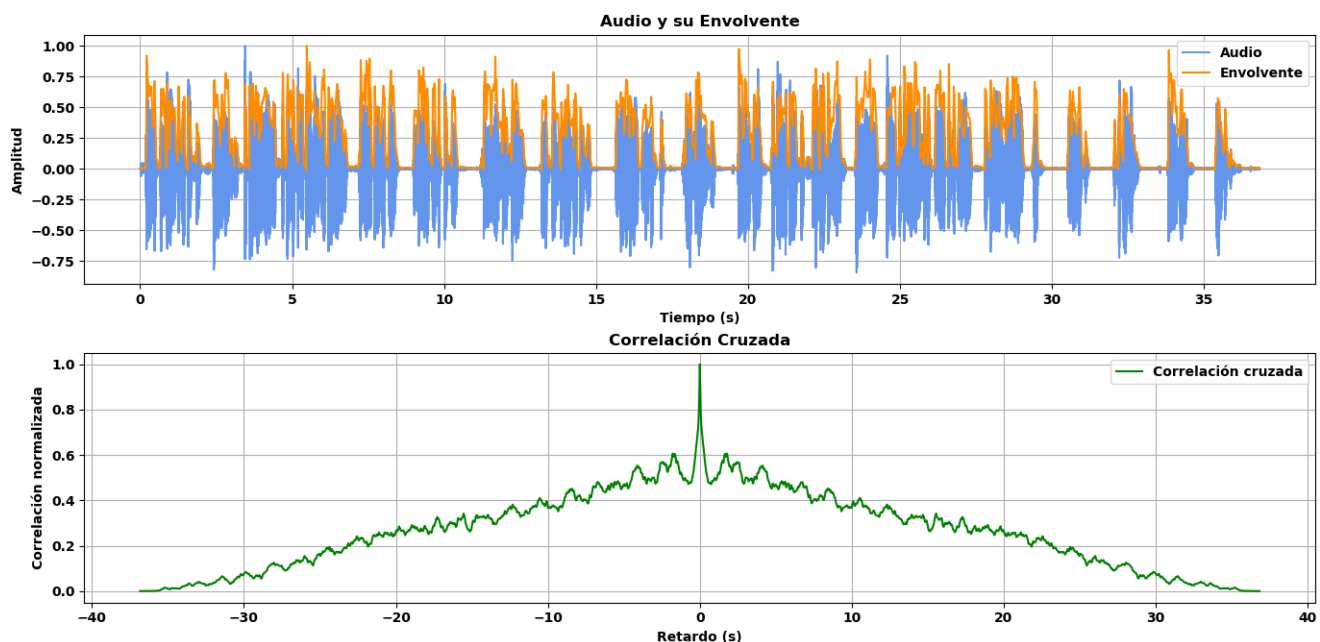


Figura 1: Señal de un audio frente a su onda envolvente obtenida a través de su Transformada de Hilbert y la correlación cruzada entre ambos vectores. Se observa como hay un máximo de correlación cuando el desplazamiento entre ambas funciones es nulo y como, por la finitud de las señales, existe un decaimiento en la misma a medida que se integra discretamente en tiempos donde la señal es nula.

Lógicamente, en este caso la correlación es máxima cuando el retardo $\tau = 0$ (pues ahí es cuando el área entre las curvas azules y naranjas de la figura es máxima), pero lo que se espera en la correlación de señales provenientes del cerebro humano es que haya un máximo de correlación en algún tiempo de retardo $\tau \in [0, 800]ms$, pues la reacción al estímulo no es inmediata, pero a su vez tampoco tiene sentido que demore más de 1s. Este intervalo de tiempo resulta menor al 5 % de la duración del audio, por lo tanto el decaimiento constante que se observa en la Figura 1 (que es por el hecho de que las funciones correlacionadas sean finitas) es despreciable.

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; detectar ondas alfa y, a través de un análisis de Fourier, cuantificar el aumento de su señal a través de su espectro de frecuencias cuando los participantes tienen los ojos cerrados y compararlos con cuando los tienen abiertos; y cuantificar la atención que un sujeto le presta a un audio

en particular a través de la correlación entre la envolvente de dicho audio y la señal del EEG del mismo cuando lo escucha.

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 $f_s = 250\text{Hz}$.

Cada canal del EEG posee una impedancia propia. Cuanto menor sea esa impedancia, menos ruidosa será la señal de ese canal. Una señal más ruidosa es una señal que tiene variaciones de alta frecuencia montada sobre la señal cerebral. En general, los electrodos del lóbulo frontal tuvieron impedancias de alrededor de los $40k\Omega$, mientras que el resto de electrodos tuvieron impedancias que rondaban los $250k\Omega$. Esta diferencia se debía a que los canales correspondientes al lóbulo frontal no se ubicaban en el pelo del sujeto, sino en su frente (donde hay una mayor conductividad).

Como una señal muy ruidosa no sería útil para analizar los datos, se determinó una cota máxima para la impedancia de los canales. Si el canal poseía una impedancia mayor a $400k\Omega$ y no se podía bajar de ninguna forma (por ejemplo, mediante el uso de dispositivos externos al EEG que aumenten la presión en la zona del canal), este se descartaba en el análisis.

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 el comando 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 2) mediante un fototransistor de 8 canales OPT101[7], 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 $28\mu s$ [8]), a este circuito se lo expuso a una señal lumínica intermitente con la idea

de inducir una señal cuadrada en la tensión resultante.

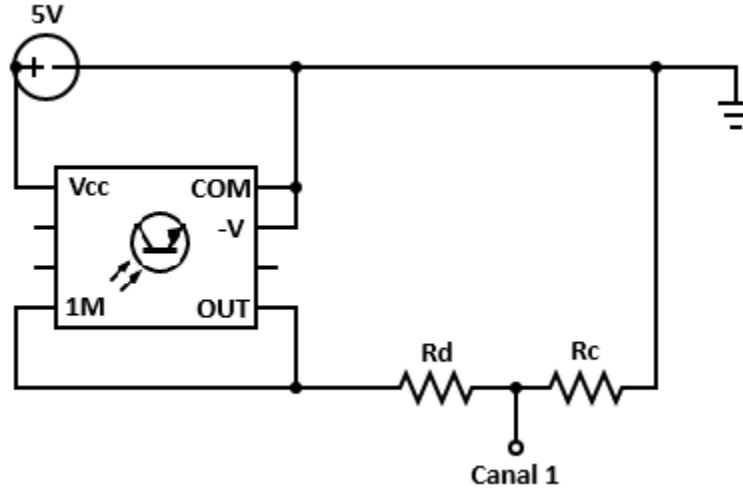


Figura 2: Esquema del circuito armado para la caracterización del tiempo de latencia debido al bluetooth. El circuito era alimentado con el puerto de $5V$ de una placa Arduino. Se medía la caída de tensión con el Canal 1 del EEG en la resistencia de carga R_c y se utilizaba el fototransistor para inferir 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; 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 3). Su nombre proviene de que

la primera vez que se realizó este experimento, el pico positivo fue observado -infaustamente- a los 300ms.

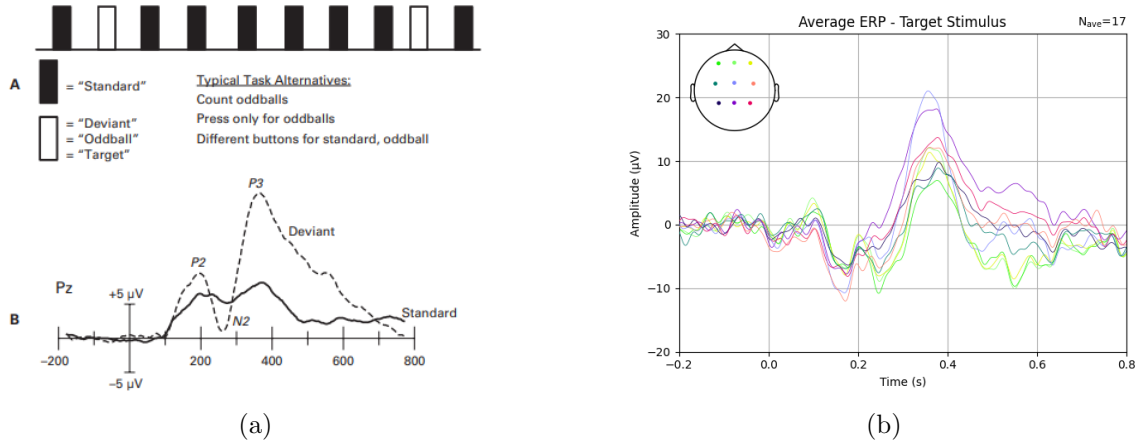


Figura 3: Ejemplos de curvas típicas a modo de corroborar que el dispositivo funcione correctamente, se realizó o una prueba de poas en el experimento P300. Del lado izquierdo [9] (a) se muestra en línea punteada la curva esperada asociada a la señal ‘target’, mientras que la curva sin puntear se refiere 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 [10], 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 4). 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*[11], 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).

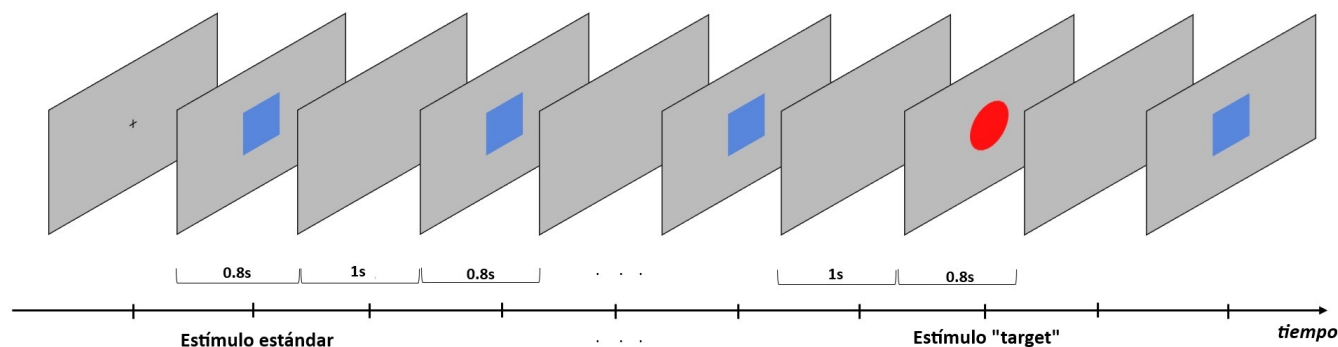


Figura 4: Esquema del paso de las imágenes en la pantalla a medida que pasa el tiempo. Cada plano simboliza una pantalla distinta: aquellas con solamente un cuadrado azul corresponden al estímulo estándar, aquellas con la pelota roja son el estímulo ‘target’ y aparecían de manera aleatoria con una probabilidad 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 la 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 tenido 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 5. 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

fácilmente, con buen contacto, e incluso agregar gel para optimizar la impedancia total.

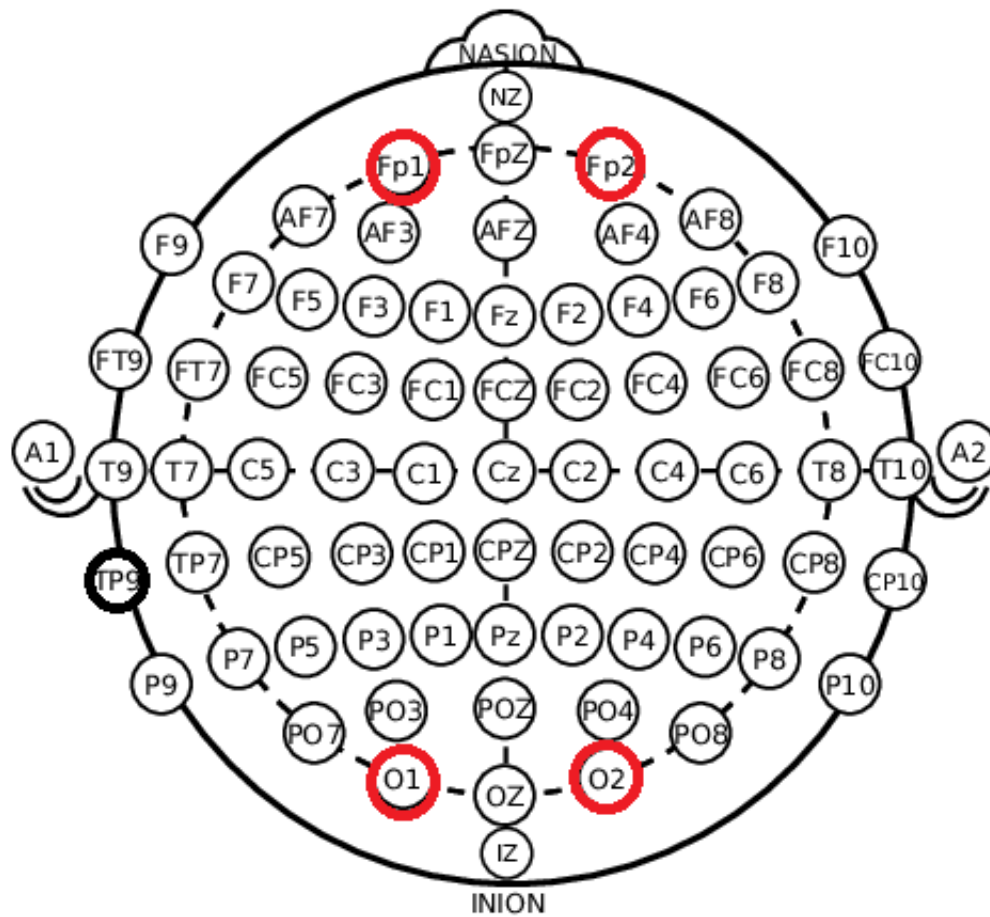


Figura 5: Esquema de las conexiones de electrodos utilizadas para la detección de ondas alfa. Se marcan los 4 canales del EEG utilizados en rojo y el punto de referencia o tierra en negro.

Se le instruyó al sujeto que, ante un estímulo auditivo coordinado con la colocación de un marcador en la señal del EEG, cierre o abra los ojos. Cuando el sujeto estaba con los ojos abiertos, se lo hizo mirar un punto fijo en la pantalla para minimizar la variación adicional en la señal, particularmente en el lóbulo frontal, debido a movimientos oculares.

Se comenzó el experimento con el sujeto con los ojos abiertos y se enviaron las señales auditivas cada 30s durante un periodo de 120s. Se eligió ese intervalo temporal entre señales porque la idea es que el sujeto alcance un estado de relajación; si se le da comandos para que abra y cierre los ojos de manera precipitada, es probable que el sujeto nunca llegue a dicho estado.

2.4. Cuantificación de la atención

Como se mencionó en la introducción, para cuantificar la atención de un sujeto a un estímulo auditivo, se diseñó el experimento siguiente. Se preparó una secuencia de estímulos auditivos (fragmentos de un *podcast*) y una versión modificada de un juego simple -el conocido *snake*- tal que jugaba solo, emulando un video de fondo.

Se colocaron los electrodos en los puntos Fp1, Fp2, T7, T8, O1, O2, C3 y C4, del mapa de la Figura 5. Los canales ubicados en el lóbulo frontal (F) como referencia para quitar pestañeos y movimientos oculares, ya que es donde estos se ven más pronunciados. Los ubicados en el lóbulo temporal (T) porque esta zona es la que se encarga de procesar las señales auditivas. Los canales en el lóbulo parietal (C) por un motivo similar, aunque como están más alejados, la señal asociada a estos estímulos debería decaer. Finalmente, los ubicados en el lóbulo occipital se colocaron como referencia de una zona que no debería verse significativamente alterada por el experimento.

Se preparaba al sujeto colocándole el EEG y asegurándose de que las impedancias resulten adecuadas, según los criterios mencionados al comienzo de la sección. Posteriormente, se lo sentaba frente a la computadora donde estaba programado el experimento, se lo dejaba en soledad para minimizar la interferencia de estímulos externos y se le indicaba que para comenzar presione la tecla *space*.

Una vez comenzado el experimento, la pantalla le indicaba que preste atención o bien al audio o al juego, con una probabilidad de 50 %. Luego de esto, el sujeto era expuesto a la secuencia de estímulos antes mencionada en orden aleatorio, junto con el juego con el formato previamente discutido. Al término de cada uno de estos estímulos, que duraban aproximadamente 15 segundos, se le realizaban preguntas al sujeto relacionadas con la instrucción que se le dio en un principio. Por ejemplo, si se le indicó que preste atención al audio, se realizaban preguntas sobre el audio. Esta serie de pasos se representa gráficamente en la Figura 6.



Figura 6: Pasos del experimento en orden. *a)* El sujeto elige cuando comenzar con el experimento, una vez se encuentra con el EEG colocado y solo. *b)* Se le indica al sujeto a qué estímulo le debe prestar atención. *c)* Comienza el experimento, se expone al sujeto a los estímulos visual y auditivo simultáneamente *d)* Cuando finaliza el audio, se le hace al sujeto una pregunta relacionada con la instrucción que se le dio en *a)*. Esto se repite 10 veces por instrucción por sujeto.

Cuando finalizaban los 10 audios, el experimento se pausaba momentáneamente y se le daba al sujeto la instrucción restante. Luego de esto, el experimento continuaba de la misma forma, con la **única** salvedad de que la instrucción al sujeto había cambiado.

De esta manera, el sujeto se había visto sometido a dos situaciones idénticas a nivel estímulos externos, pero bajo instrucciones distintas. En otras palabras, la única diferencia entre las dos fases del experimento sería la **atención** que el sujeto le haya prestado al audio cuando se le indicó hacerlo.

Este experimento se realizó para 18 sujetos distintos, de edades entre 20 y 27 años, 9 sujetos femeninos y 9 masculinos.

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 7.

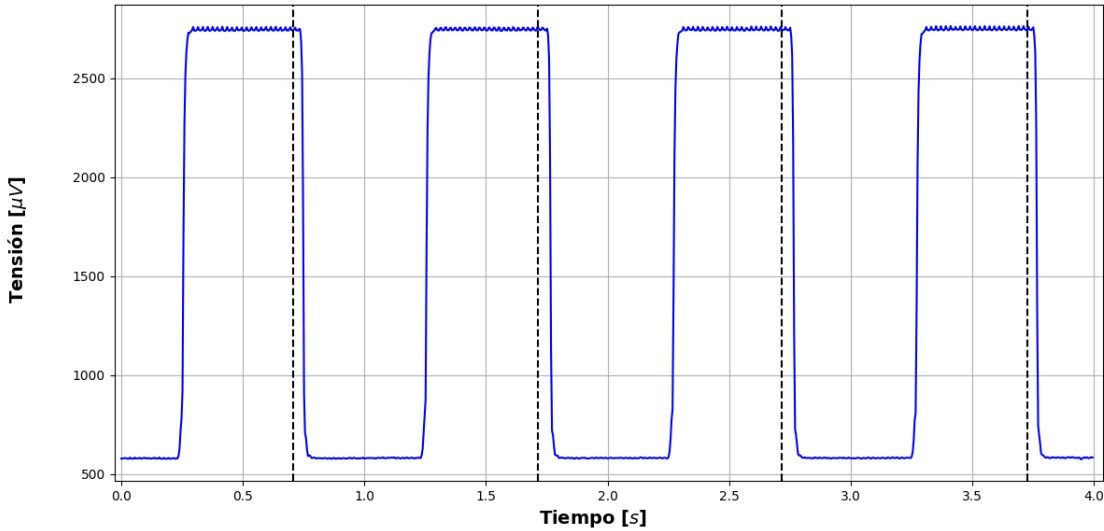


Figura 7: Porción de los resultados obtenidos para la tensión en función del tiempo del experimento propuesto para la caracterización. Se observa acorde a lo esperado una señal cuadrada, acorde a la naturaleza del experimento. La línea punteada corresponde al marcador colocado por software en el EEG. 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 8. 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.

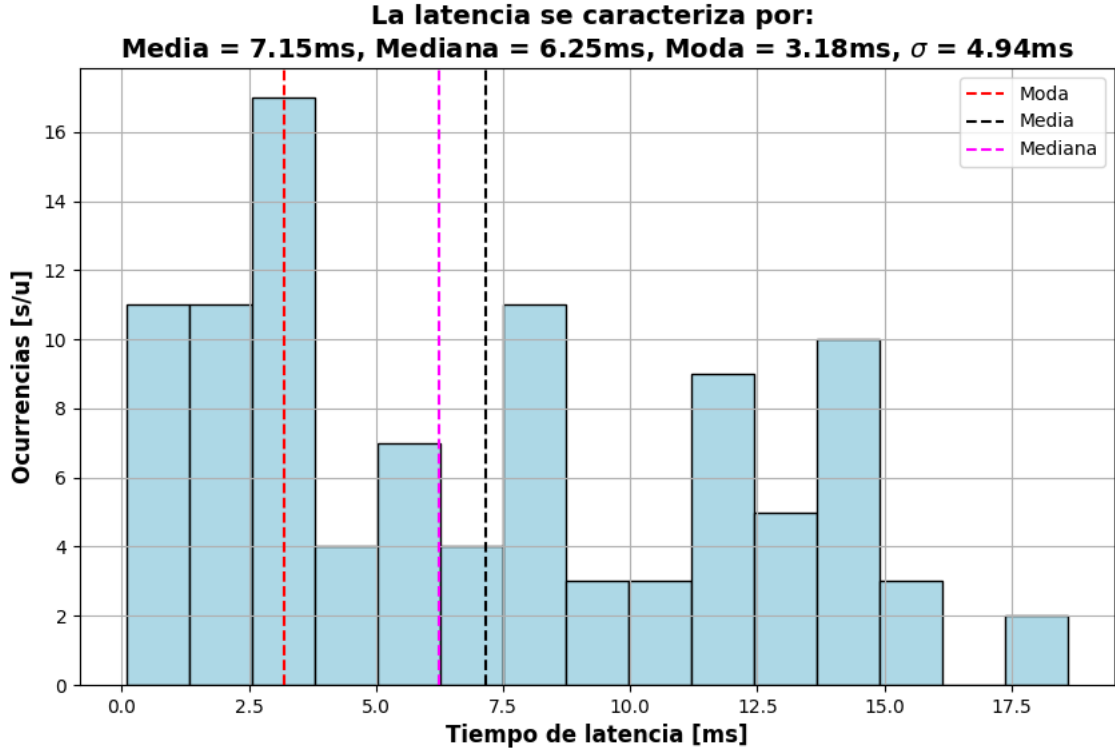


Figura 8: Distribución de distancias entre caídas de tensión y marcadores para 100 iteraciones. Se obtiene una media de 7,15ms, una mediana de 6,25, un valor más frecuente de 3,18ms y una desviación estándar de 4,94ms.

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 se oyede llegar con parámetros como la media o la dispersión; la distribución de latencias está siempre 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 9.

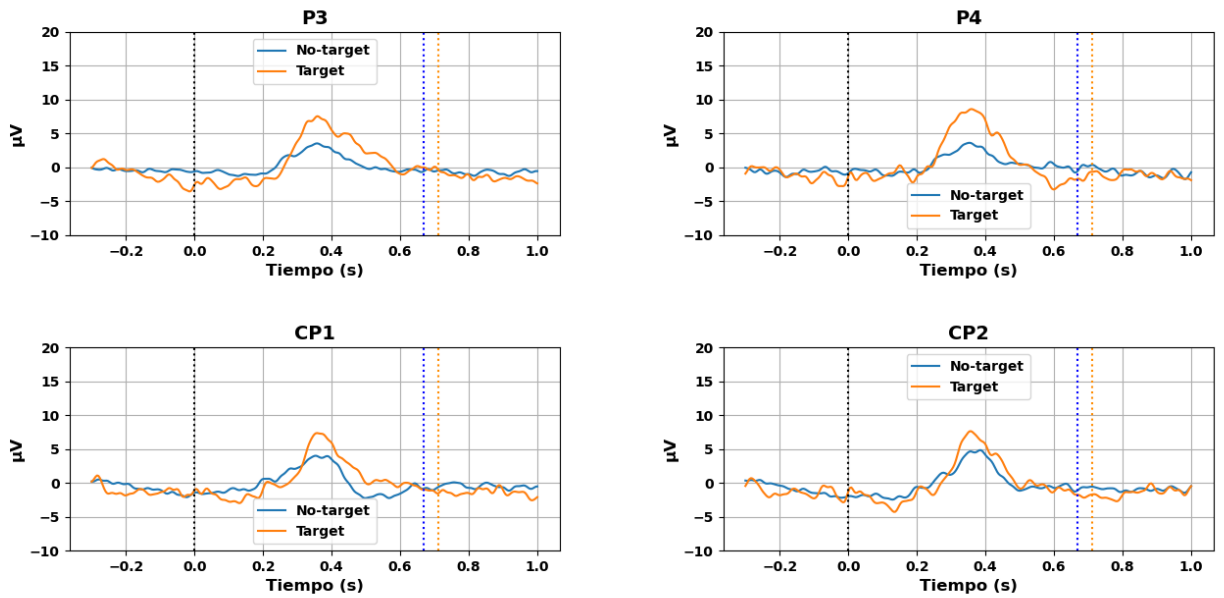


Figura 9: Resultados del experimento para $N=6$ sujetos en los canales P3, P4, CP1 y CP2. Las curvas naranjas y azules corresponden a al promedio del promedio de todas las señales de todos los sujetos cuando se les mostraba el objetivo ‘target’ y ‘no target’, respectivamente. Las líneas punteadas corresponden 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 bo-

tones 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 3, 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 10 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.

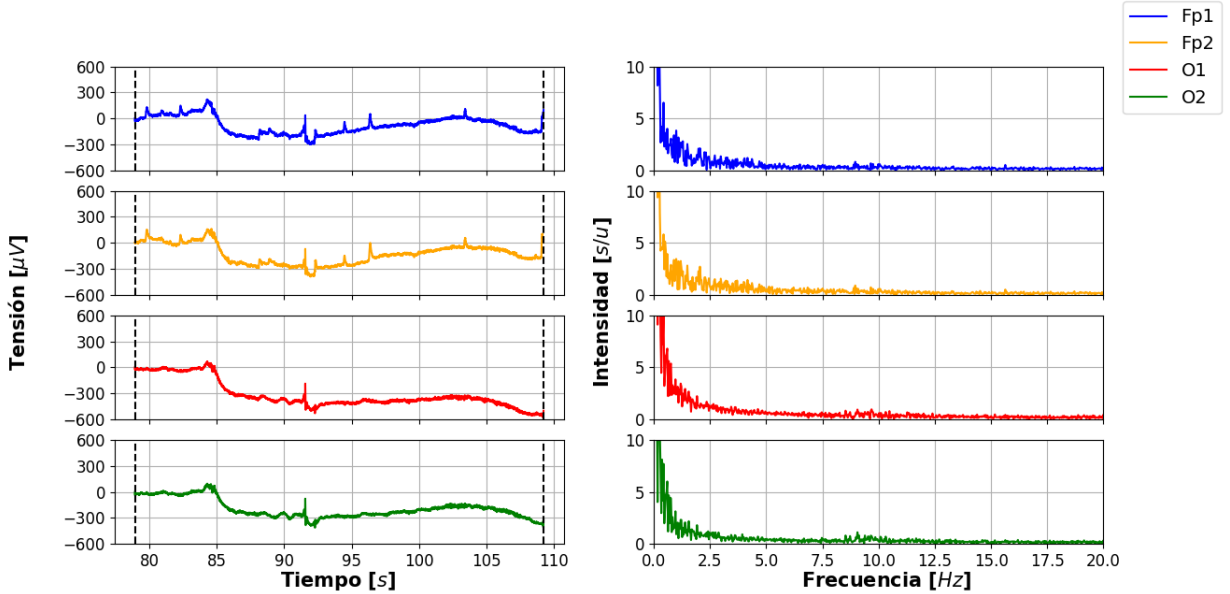


Figura 10: Señal captada por el EEG durante el periodo en el que el sujeto estuvo con los ojos abiertos sin filtros añadidos (izquierda) y transformada de Fourier de dicha señal (derecha).

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 11 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).

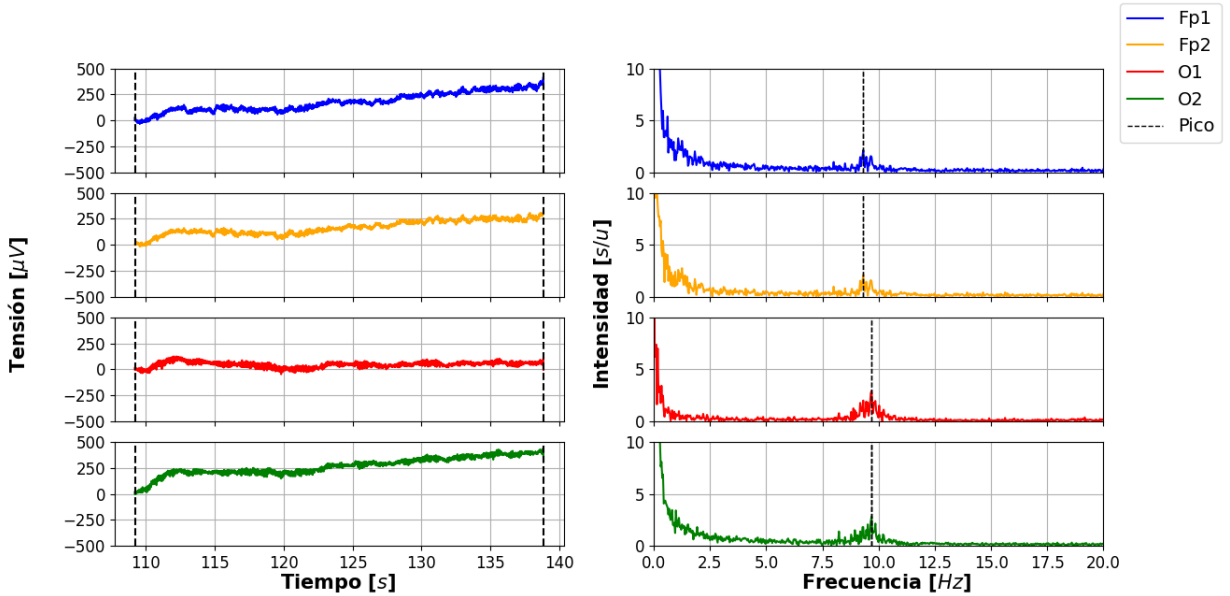


Figura 11: Señal captada por el EEG durante el periodo en el que el sujeto estuvo con los ojos cerrados sin filtros añadidos (izquierda) y transformada de Fourier de dicha señal (derecha).

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 12) 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.

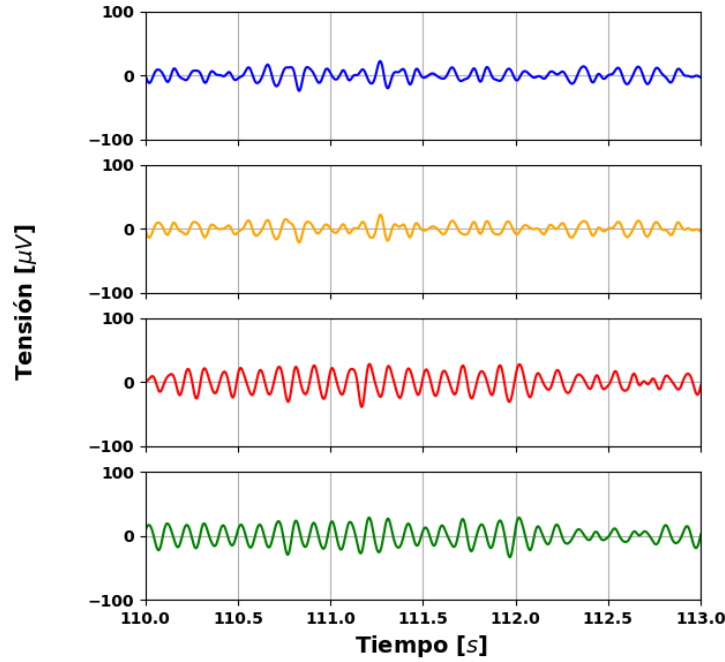


Figura 12: Señal captada por el EEG durante el periodo en el que el sujeto estuvo con los ojos cerrados, pero con un intervalo temporal de 3s con el fin de observar las oscilaciones. Los primeros dos canales corresponden al lóbulo frontal (Fp1 y Fp2), los últimos dos al lóbulo occipital (O1 y O2).

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 13, 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 $1/f$).

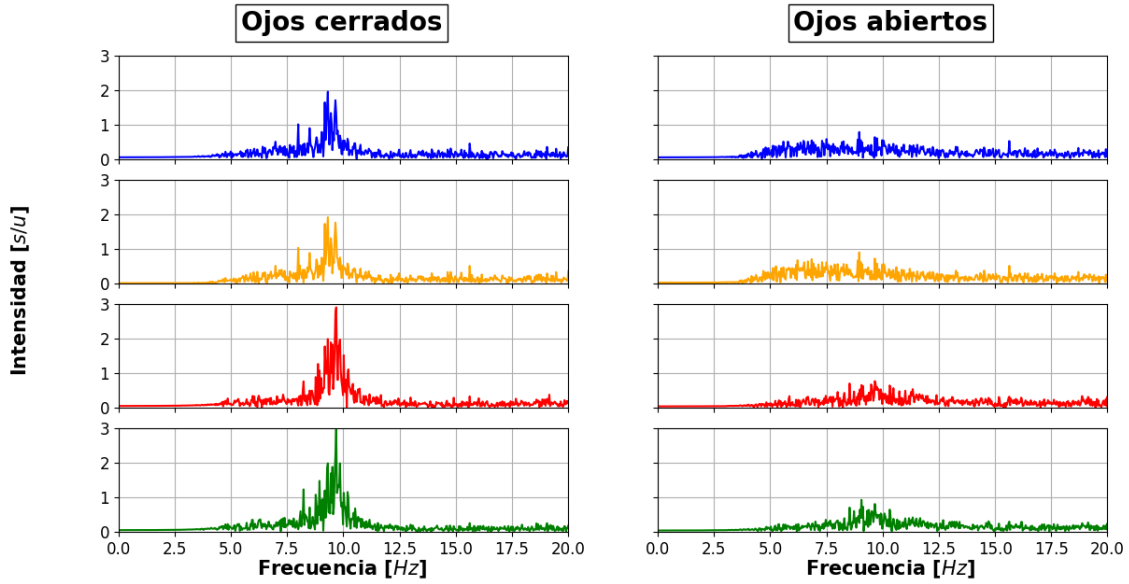


Figura 13: Comparación de las transformadas de Fourier de las señales correspondientes a ojos cerrados (izquierda) y ojos abiertos (derecha), filtrando las frecuencias fuera de la banda entre 5 y 20 Hz

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.

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 13, 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.

3.4. Cuantificación de la atención

Como se mencionó en la introducción, el concepto de correlación tiene varias nociones. En particular, en la literatura de neurociencia, a la hora de querer correlacionar dos señales, se recurre o bien a CCA (análisis de correlación canónica) o bien a correlación cruzada.

Si bien el método CCA tiene solución exacta [12], obtenerla tiene un costo computacional alto. Para evitar esto, el algoritmo utilizado [13] funciona a través de un método iterativo que utiliza técnicas de *Machine Learning* para obtener el resultado final. Es debido a esto que se realizaron pruebas preliminares para corroborar que funcione correctamente.

Dichas pruebas consistían en comparar la correlación entre la envolvente de un audio y los vectores reales (obtenidos a través de las mediciones en las cuales el sujeto escuchaba este audio en cuestión) con correlaciones obtenidas a través de dos modelos nulos: la obtenida entre la misma envolvente del audio y señales generadas aleatoriamente y la obtenida a través de los elementos de los vectores de la señal medida, pero mezclados aleatoriamente.

Los resultados obtenidos fueron no satisfactorios y, por lo tanto, se descartó esta metodología de análisis. Los detalles de la metodología CCA y de por qué no fueron satisfactorios los resultados preliminares se ahondan en la sección 5.2., pero -a grandes rasgos- lo que se obtuvo fue que la correlación obtenida con la señal real está dentro de la distribución obtenida para los modelos nulos ($N = 1000$), indicando un $p - valor > 0,05$ (Figura 17).

Esto significa que cualquier señal que se utilice con esta metodología va a dar una correlación similar a la de la señal (aun si son señales simuladas, que nada tienen que ver con el cerebro de un sujeto en particular), indicando que el algoritmo está sobreajustando los datos. Debido a este *overfitting*, se decidió utilizar únicamente el método de correlación cruzada.

Se analizaron los datos para los 18 sujetos de la siguiente forma. A cada señal del EEG se le aplicó un filtro pasa banda entre 1Hz y 35Hz. Además, se utilizó un algoritmo de remoción de *outliers*, asociados tanto a pestañeos y movimientos oculares bruscos como a fluctuaciones en la impedancia de los canales.

Por otro lado, al audio digitalizado se le aplicaron los mismos filtros y se le realizó una transformada de Hilbert [6], tomando la amplitud de la transformada. De esta forma, se construyó la famosa **envolvente** del audio con la cual se correlacionó la señal del EEG.

Se realizó un promedio por cada sujeto, cada instrucción y cada canal del EEG de la correlación entre la señal del cerebro correspondiente al intervalo donde el sujeto escuchaba cada fragmento de audio y la envolvente del mismo audio, para cada audio. Luego, se promedió sobre todos los sujetos, obteniendo así una única correlación por cada combinación de canal e instrucción, que se muestra en la Figura 14. Este tipo de promedios entre sujetos se suele llamar en la literatura como *grand average*. Los canales de las zonas occipitales no se muestran porque resultaron altamente ruidosos (en general, no se lograron impedancias lo suficientemente bajas). Notese también que los *lags* comienzan desde -200ms , esto es para tener un punto de comparación de la correlación invirtiendo la causalidad.

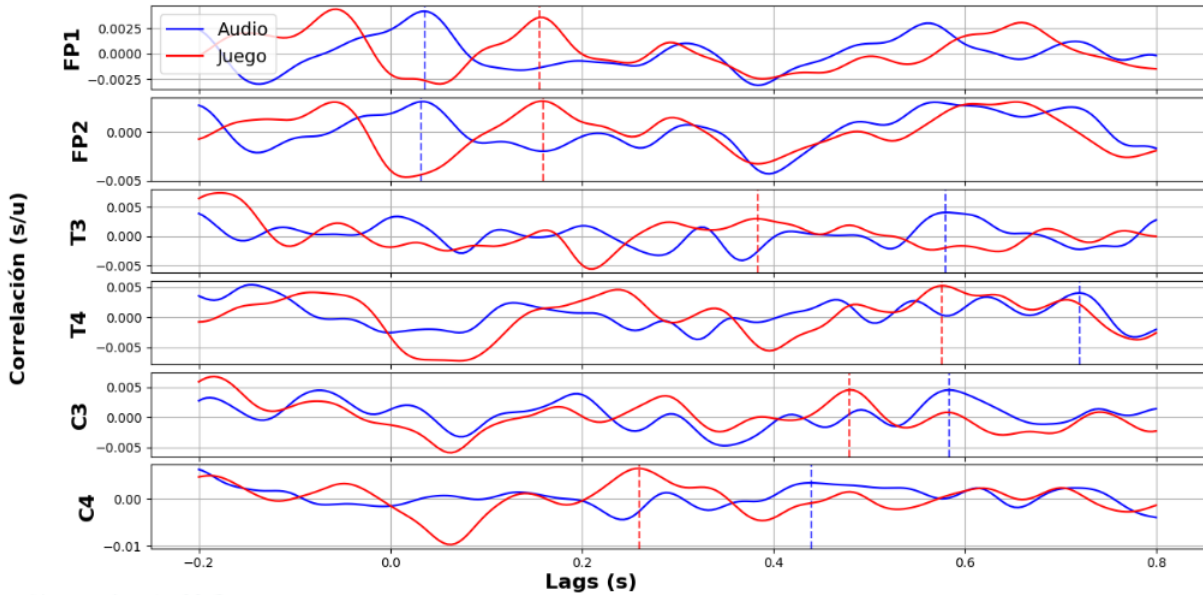


Figura 14: Resultados obtenidos para la correlación entre la señal del EEG y la envolvente del audio correspondiente promediada por sujeto y audio -*grand average*- por cada canal, donde se muestra en azul la correlación para la condición ‘audio’ y en rojo para la condición ‘juego’.

Se observa en la Figura 14 que no hay evidencia significativa del fenómeno buscado. Se aprecia que, a pesar de que en ambos canales correspondientes

al lóbulo frontal sí se observa que el pico de correlación ocurre para el mismo *lag* en ambas condiciones y la magnitud del pico en la condición de audio es mayor la magnitud del pico en la condición juego, no sucede en los canales correspondientes a los lóbulos temporales y parietales.

La no observación del fenómeno, naturalmente, podría deberse a la no existencia del mismo. Aun así, si bien no se han encontrado artículos en los cuales se reproduzca el experimento de manera idéntica al reportado en este informe, en los *papers* citados anteriormente se utilizan condiciones similares y sí se observa el fenómeno. Es por esto que se le atribuye este resultado a deficiencias experimentales o de análisis.

Para empezar, que la única zona en donde se haya observado el fenómeno (lóbulo frontal) esté asociada a los canales con menor impedancia indica que, tal vez, las impedancias obtenidas en el resto de los canales no eran lo suficientemente bajas para hacer este tipo de análisis. Si bien esto no fue un problema para los resultados anteriores (secciones 3.2. y 3.3.) y, además, el ruido obtenido en la señal debido a esta impedancia debería reducirse significativamente con los filtros y el *grand average*, no se consideran suficientes a estos hechos como para afirmar que la razón por la cual el fenómeno se observa en el lóbulo frontal y no se observa en los demás no tiene correlación (valga la redundancia) con las impedancias obtenidas en cada canal. Claro está que tampoco se puede afirmar lo antagónico, pues en todos los experimentos se obtuvieron impedancias similares y en dos de ellos se obtuvieron resultados satisfactorios.

Se considera que la cantidad de sujetos y la cantidad de *trials* (ciclo completo del experimento anterior, desde el comienzo del audio hasta la respuesta de la pregunta correspondiente) por sujeto es baja en comparación con el promedio en la literatura de la neurociencia. En general, los sujetos suelen ser sometidos a experimentos de al menos 2 horas de duración, o bien a varias sesiones de experimentos.

También se pensó que el diseño del experimento en sí puede ser mejorado introduciendo cambios sencillos. Por ejemplo, se puede considerar que usar fragmentos de un *podcast* en desorden no favorece que el sujeto preste atención, ya que el estímulo pierde contexto.

A nivel análisis, aunque -en este caso- el método CCA haya resultado en

overfitting, sigue siendo cierto que se han utilizado modelos similares para tratar con datos de EEG y correlaciones en varias ocasiones. También es cierto que en todos estos casos se tenían EEGs de, al menos, 64 canales. Dispositivos de este tipo permiten reducir la dimensión del sistema a través de técnicas como PCA o ICA y, a partir de dicha reducción de la dimensión, no sobreajustar los datos. Se consideró que las técnicas de reducción de dimensionalidad no eran adecuadas para este experimento debido a que los canales involucrados eran únicamente 6. Es posible que un análisis con estos métodos alternativos, pero altamente complejos, pueda resultar en conclusiones distintas. Distintas en el sentido de no obtener *overfitting*, pero -lógicamente- el fenómeno no puede depender de la metodología utilizada.

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 caracterizó 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 replicó 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.

Posteriormente, 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.

Finalmente, se realizó un experimento para cuantificar la atención a través

de la correlación entre la señal del EEG y la envolvente de un audio. Para esto se discutió sobre distintas nociones de correlación y se terminó optando por la correlación cruzada. No se obtuvieron correlaciones significativamente distintas entre las dos situaciones planteadas, en las que la única diferencia experimental era la instrucción que se le daba al sujeto sobre a qué tipo de estímulo -visual o auditivo- prestarle atención.

Se cree que el fenómeno buscado se puede observar si se mejora el experimento propuesto. Mejorar implicaría: aumentar la cantidad de sujetos medidos y la duración de las experiencias (un experimento de neurociencia típico dura alrededor de 2 horas por sujeto); mejorar significativamente las impedancias de aquellos canales correspondientes a los lóbulos temporales y parietales y/o; pensar en estímulos auditivos con un hilo conductor marcado, ya que muchos sujetos reportaron no poder concentrarse íntegramente en el audio cuando se les requería debido al desorden en el que se reproducían los fragmentos del *podcast*.

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

Figura 15: Código utilizado para caracterizar el tiempo de latencia con el primer paquete de información.

Los resultados se observan en la Figura 16.

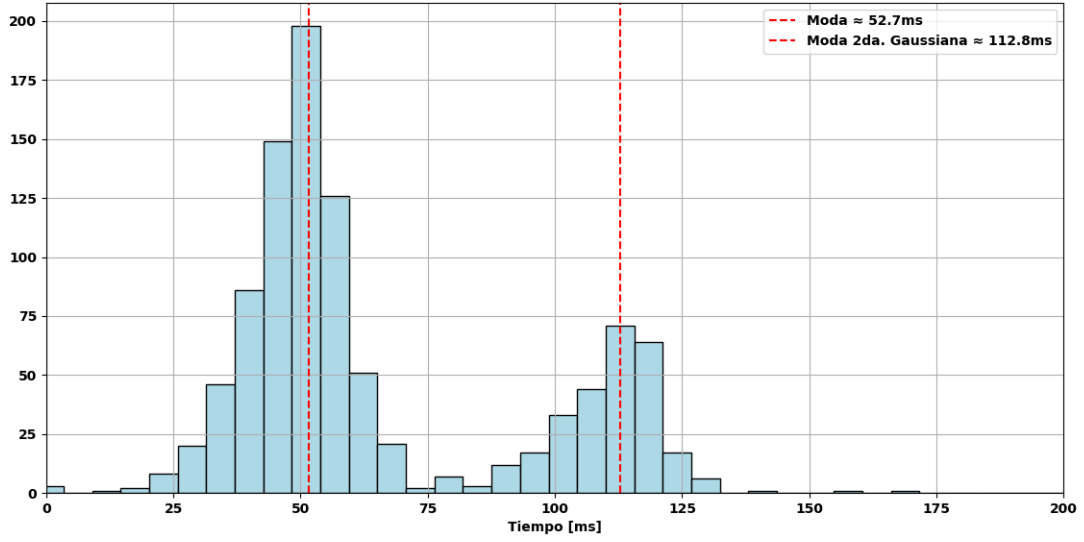


Figura 16: Resultados obtenidos para el tiempo de latencia en base al primer paquete de información.

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.

5.2. Sobre el método CCA

El análisis de correlación canónica (CCA) se utiliza para encontrar correlaciones entre sets de datos de mas de una dimensión. Consiste en encontrar dos combinaciones lineales (una por cada set) eligiendo los coeficientes de manera tal que se maximice la correlación entre ambos vectores. Para el caso particular de este informe, esto es:

$$X \equiv \sum \alpha_i C_i(t), \quad Y \equiv \beta S(t), \quad \{\alpha_i, \beta\} / R^2(X, Y) = \max\{R^2\} \quad (2)$$

Donde C_i simboliza la señal de cada canal del EEG y $S(t)$ la envolvente del audio.

El problema de esto recae en la cantidad de parámetros libres que tiene. En la Figura 17 se exponen las comparaciones obtenidas con los dos modelos nulos explicados en la sección 3.4. Se observa como 7 parámetros libres (6 de ellos provenientes de la cantidad de canales, mientras que el restante asociado a la envolvente del audio) ya son suficientes como para que, cualquiera sean los vectores, la correlación siempre va a estar dentro de una misma distribución y no va a ser posible rechazar la hipótesis de que los resultados obtenidos no se den por el mero producto del azar.

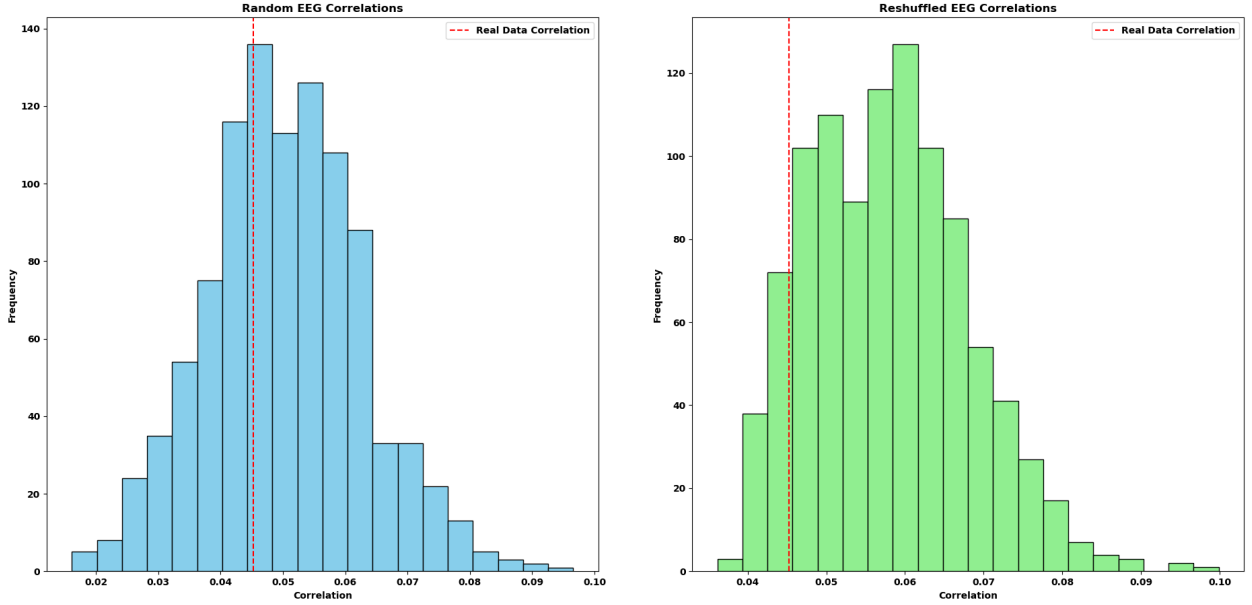


Figura 17: Comparación de las correlaciones obtenidas a través de $N = 1000$ sets de datos generados al azar (*Random EEG Correlations*) y con los datos mezclados (*Reshuffled EEG Correlations*) con la correlación obtenida a través de los datos reales.

Que la correlación sea indistinta si se utilizan como vectores los datos medidos con el EEG, los generados aleatoriamente, o los mezclados de manera totalmente aleatoria indica que se están sobreajustando los datos.

6. Referencias

- [1] - [Explore - Quick Start Guide - Mentalab](#)
- [2] - [Mentalab - EEG Software](#)
- [3] - [BetterHelp Editorial Team- Arianna Williams, LPC, CCTP](#)
- [4] - W. Biesmans, N. Das, T. Francart, and A. Bertrand, “Auditory-Inspired Speech Envelope Extraction Methods for Improved EEG-Based Auditory Attention Detection in a Cocktail Party Scenario”, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 25, no. 5, pp. 402-412, May 2017, doi: 10.1109/TNSRE.2016.2571900.
- [5] - I. Iotzov and L. C. Parra, “EEG can predict speech intelligibility”, Journal of Neural Engineering, vol. 16, no. 3, p. 036008, Jun. 2019, doi: 10.1088/1741-2552/ab07fe.
- [6] - D. Gabor, “Theory of communication”, Journal of the Institution of Electrical Engineers - Part III: Radio and Communication Engineering, vol. 93, no. 26, pp. 429-457, November 1946, doi: 10.1049/ji-3-2.1946.0074.
- [7], [8] - [OPT101 Monolithic Photodiode and Single-Supply Transimpedance Amplifier](#), Texas Instruments; Pg. 5
- [9] - Steven J. Luck, ‘An Introduction to the Event-Related Potential Technique’, A Bradford Book (2014), Pg. 125
- [10] - Steven J. Luck et al., ‘Standardized measurement error: A universal metric of data quality for averaged event-related potentials’, Psychophysiology 6 (2021)
- [11]- Steven J. Luck, An Introduction to the Event-Related Potential Technique-A Bradford Book (2014), Pg. 145
- [12] - H. Hotelling, “Relations Between Two Sets of Variates”, Biometrika, vol. 28, no. 3-4, pp. 321-377, 1936, doi: 10.2307/2333955.

[13] - J. A. Wegelin, “A survey of Partial Least Squares (PLS) methods, with emphasis on the two-block case”, Technical Report 371, University of Washington, 2000. [Online].