



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

**Análisis de señales de EEG
inmersivo en la toma de
decisiones**

TESIS

Que para obtener el título de

Ingeniera Eléctrica Electrónica

P R E S E N T A

Josseline Rojas Martínez

DIRECTORA DE TESIS

Dra. Karina Mendoza Ángeles



Ciudad Universitaria, Cd. Mx., 2025

Agradecimientos

A mi familia, por ser siempre mi núcleo social y emocional. Gracias por su apoyo incondicional, por creer en mí, en mis capacidades, y por brindarme un espacio lleno de amor, comprensión y fortaleza.

A mis padres, María y Pedro, porque en el día a día me enseñan el valor del esfuerzo, la paciencia y la perseverancia. Gracias por el esfuerzo económico, porque durante mi trayectoria académica nunca conocí necesidades que impidieran que mi hermano o yo siguiéramos estudiando.

A mi hermano Iván, por ser compañero de vida, por creer en mí y por ser también una fuente constante de motivación.

A Daniel, uno de los últimos amigos que el CCH Naucalpan tuvo la dicha de regalarme, y con quien tuve la fortuna de llegar a la Facultad acompañada. Gracias por seguir aquí, por los momentos compartidos dentro y fuera de la escuela.

A las agrupaciones de las que fui parte Baja SAE UNAM | Puma Off Road Team e IEEE | Women in Engineering porque en ellas pude desarrollar habilidades blandas y administrativas, y además me dieron la oportunidad de conocer y aprender cada día de grandes personas como Mariel, Quique, Diego, Juan, Simón, Adrián y Martín.

A mis amigos y amigas de la Facultad de Ingeniería: Mariana, Karen, Vargas y Lalito, por su compañía, sus conocimientos y por las risas que ayudaron a hacer más amenas las clases, las horas muertas, las tareas y los proyectos.

A los profesores y profesoras de quienes tuve la oportunidad de aprender, gracias por compartir su conocimiento con generosidad y por exigirme siempre un poco más. En especial, a mi tutora de tesis, la doctora Karina, por su guía, paciencia y orientación a lo largo de este proceso.

A los integrantes del Laboratorio de Redes Neuronales, por haber sido siempre los sujetos de ensayo, por sus comentarios y aportes que ayudaron a enriquecer este trabajo.

En especial, quisiera agradecer a Joshua. Sin duda eres una persona clave en mi vida. Gracias por estar ahí siempre, por enseñarme y ayudarme con paciencia, por recordarme que puedo, por confiar en mí, por escucharme y motivarme a ser mejor cada día.

Y a todas las personas que, de una u otra manera, formaron parte de este recorrido académico y personal: gracias por dejar su puma huella 🐾.

“A veces es necesario llegar al fin del mundo para encontrar el amor y la amistad verdadera.”

— José Ignacio Valenzuela, *Hacia el fin del mundo* (2010)

Reconocimiento

Investigación realizada gracias al Programa de Apoyo a Proyectos de Investigación e Innovación Tecnológica (PAPIIT) de la UNAM IN228523.

Índice

1. Introducción	3
1.1. Toma de decisiones y los sesgos cognitivos	3
1.2. Estudio de la toma de decisiones	5
1.2.1. Electroencefalograma	7
1.2.1.1. Sistemas de colocación de electrodos	7
1.2.2. Electroencefalograma inmersivo	9
1.2.3. Métodos de análisis del EEG	10
1.2.3.1. Transformada Discreta de Wavelet (DWT)	10
1.2.3.2. Densidad espectral de potencia de diferentes subbandas de EEG	10
1.2.3.3. Potenciales Evocados Relacionados con Eventos (ERP)	11
1.2.3.4. Índices de asimetría EEG	11
1.2.3.5. Características estadísticas	13
1.2.4. Seguimiento ocular	13
2. Hipótesis	15
3. Objetivo	16
3.1. Objetivo general	16

3.2. Objetivos particulares	16
4. Diseño Experimental	17
5. Dispositivo y Métodos	18
5.1. Diseño de la aplicación	18
5.2. Obtención de registros	19
5.2.1. Registros electroencefalográficos	19
5.2.2. Registros motores del iris	20
5.3. Adquisición de datos	21
5.4. Análisis de los registros	24
5.4.1. Preparación de los datos	24
5.4.2. Limpieza de los datos	27
5.4.3. Análisis de los datos	29
6. Resultados	31
6.1. Aplicación de realidad virtual	31
6.2. Análisis de EEG	33
6.2.1. Bandas Delta, Theta, Alfa y Gamma	33
6.2.2. Bandas Slow beta, Fast beta y Beta Total	39
6.3. Análisis Seguimiento Ocular	49

7. Conclusiones	58
8. Bibliografía	60
9. Anexos	62
9.1. Anexo 1: Código recolección de respuestas aplicación	62
9.2. Anexo 2: Cuestionario	64
9.3. Anexo 3: Código datos crudos EEG	65
9.4. Anexo 4: Códigos gráficos de densidad espectral	69
9.5. Anexo 5: Código gráficos de seguimiento ocular	78
9.6. Anexo 6: Repositorio	84

Índice de figuras

1. Lóbulos del cerebro y ubicación de la corteza prefrontal	6
2. Sistema de posicionamiento internacional 10-20. Tomado de Figura 3 (Rubianes Silva et al., 2016).	8
3. Diseño experimental	17
4. Esquema de distribución de electrodos en la máscara que se monta en los auriculares móviles de realidad virtual.	19
5. Esquema del software Looxid VR durante la ejecución de la prueba en el equipo de cómputo.	21
6. Esquema del lugar donde se aplicó la tarea a los sujetos.(Elaboración propia en Canva).	22
7. Menú inicial que pueden ver los sujetos de estudio al colocarse los auriculares móviles de realidad virtual.	23
8. Gráfico de datos crudos de EEG de un sujeto, con marca de un minuto después de iniciado el registro (línea roja), marca específica del momento en que respondió a la encuesta en el entorno de realidad virtual (línea negra) y épocas de 30 segundos antes y después del momento en que responde a la encuesta.	26
9. Gráfico de datos crudos de posición ocular de un sujeto, con marca de un minuto después de iniciado el registro (línea roja), marca específica del momento en que respondió a la encuesta en el entorno de realidad virtual (línea negra) y épocas de 30 segundos antes y después del momento en que responde a la encuesta.	27

10. Registro bruto de datos del EEG, centrado en la época antes, durante y después del proceso de toma de decisión. Marca específica del momento en que respondió a la encuesta en el entorno de realidad virtual (línea negra) y épocas de 30 segundos antes y después del momento en que responde a la encuesta (líneas punteadas).	28
11. Representación de los gráficos de densidad espectral obtenidos a partir de los registros de los electrodos indicados.	29
12. Representación de los gráficos de posición de los ojos.	30
13. Representación de los gráficos de diámetro de la pupila de los ojos.	30
14. Imagen tomada desde el entorno de desarrollo en Unity en modo juego.	32
15. Esquema de la posición de los electrodos en la cabeza de los sujetos.	33
16. Gráficos LOG-LOG de densidad espectral de potencia del electrodo Fp1, bandas delta, theta, alfa y gamma. Los gráficos corresponden al sujeto 4.	34
17. Gráficos LOG-LOG de densidad espectral de potencia del electrodo Fp2, bandas delta, theta, alfa y gamma. Los gráficos corresponden al sujeto 4.	35
18. Gráficos LOG-LOG de densidad espectral de potencia del electrodo AF3, bandas delta, theta, alfa y gamma. Los gráficos corresponden al sujeto 4.	36
19. Gráficos LOG-LOG de densidad espectral de potencia del electrodo AF4, bandas delta, theta, alfa y gamma. Los gráficos corresponden al sujeto 4.	37
20. Gráficos LOG-LOG de densidad espectral de potencia del electrodo AF7, bandas delta, theta, alfa y gamma. Los gráficos corresponden al sujeto 4.	38
21. Gráficos LOG-LOG de densidad espectral de potencia del electrodo AF8, bandas delta, theta, alfa y gamma. Los gráficos corresponden al sujeto 4.	39

22. Gráficos LOG-LOG de densidad espectral de potencia del electrodo Fp1, bandas slow beta, fast beta y beta total. Los gráficos corresponden al sujeto 4. .	40
23. Gráficos LOG-LOG de densidad espectral de potencia del electrodo Fp2, bandas slow beta, fast beta y beta total. Los gráficos corresponden al sujeto 4. .	41
24. Gráficos LOG-LOG de densidad espectral de potencia del electrodo AF3, bandas slow beta, fast beta y beta total. Los gráficos corresponden al sujeto 4. .	42
25. Gráficos LOG-LOG de densidad espectral de potencia del electrodo AF4, bandas slow beta, fast beta y beta total. Los gráficos corresponden al sujeto 4. .	43
26. Gráficos LOG-LOG de densidad espectral de potencia del electrodo AF7, bandas slow beta, fast beta y beta total. Los gráficos corresponden al sujeto 4. .	44
27. Gráficos LOG-LOG de densidad espectral de potencia del electrodo AF8, bandas slow beta, fast beta y beta total. Los gráficos corresponden al sujeto 4. .	45
28. Gráficos Boxplot y dispersión del logaritmo de las relaciones Slow beta/beta Total y Fast beta/beta Total de todos los sujetos de estudio en los electrodos AF3 y AF4. Los datos incluidos corresponden a 11 sujetos.	46
29. Gráficos Boxplot y dispersión del logaritmo de las relaciones Slow beta/beta Total y Fast beta/beta Total de todos los sujetos de estudio en los electrodos AF7 y AF8. Los datos incluidos corresponden a 11 sujetos.	47
30. Gráficos Boxplot y dispersión del logaritmo de las relaciones Slow beta/beta Total y Fast beta/beta Total de todos los sujetos de estudio en los electrodos Fp1 y Fp2. Los datos incluidos corresponden a 11 sujetos.	48
31. Gráficos de dispersión de la posición x para cada uno de los ojos, en los periodos antes, decisión y después. Los gráficos corresponden al sujeto 4.	50
32. Gráficos de dispersión de la posición y para cada uno de los ojos, en los periodos antes, decisión y después. Los gráficos corresponden al sujeto 4.	52

33. Gráficos de dispersión del diámetro de la pupila para cada uno de los ojos, en	
los periodos antes, decisión y después. Los gráficos corresponden al sujeto 4.	54
34. Gráficos de dispersión de la posición de los ojos en relación posición en “y” vs	
posición en “x”. Los datos incluidos corresponden a 11 sujetos.	55
35. Gráficos de dispersión combinados con boxplot de la posición en “y” en “x”	
de cada ojo, durante los tres periodos antes, durante y después de la toma de	
decisión. Los datos incluidos corresponden a 11 sujetos.	56
36. Gráficos de barras de diámetro en relación a cada ojo, durante los tres pe-	
riodos antes, durante y después de la toma de decisión. Los datos incluidos	
corresponden a 11 sujetos.	57
37. Respuestas de los participantes del estudio	64

Resumen

Actualmente, derivado del avance de la tecnología y la necesidad de hacer los procesos más accesibles, confiables y rápidos tanto para profesionales como para pacientes, los entornos inmersivos se presentan como una oportunidad para recrear escenarios lo más cercanos posible a las actividades cotidianas. Estos entornos permiten a los profesionales tomar decisiones diagnósticas, terapéuticas, de rehabilitación o tratamiento basadas en métodos más teóricos y menos empíricos, respaldados por disciplinas como la medicina y la ingeniería.

En este trabajo, se propone un método basado en la realidad virtual que utiliza datos de electroencefalogramas y el comportamiento motor del iris para incrementar la certeza en el estudio de la toma de decisiones, independientemente del contexto o propósito de la información. Durante el desarrollo, las pruebas y resultados obtenidos demostraron ser significativos, mejorando el entorno virtual, estandarizando los procesos y un análisis adecuado de los datos. Estos avances permitieron cumplir los objetivos planteados, validar la hipótesis y abrir nuevas posibilidades para futuros trabajos enfocados en el seguimiento ocular.

Abstract

Currently, driven by technological advancements and the need to make processes more accessible, reliable, and faster for both professionals and patients, immersive environments present an opportunity to recreate scenarios as close as possible to everyday activities. These environments enable professionals to make diagnostic, therapeutic, rehabilitation, or treatment decisions based on more theoretical and less empirical methods, supported by disciplines such as medicine and engineering.

In this work, a virtual reality-based method is proposed, using electroencephalogram data and the motor behavior of the iris to enhance the certainty of decision-making, regardless of the context or purpose of the information. During the development of this project, the tests and results obtained proved to be significant, improving the virtual environment, standardizing processes, and ensuring an adequate analysis of the data. These advances allowed the fulfillment of the stated objectives, the validation of the hypothesis, and opened new possibilities for future work focused on eye tracking.

1. Introducción

1.1. Toma de decisiones y los sesgos cognitivos

Todos los días, sin importar el contexto social o profesional, los seres humanos nos enfrentamos a la toma de decisiones y las consecuencias de estas, que pueden impactar o no a otros. Cada una de nuestras decisiones se ve influenciada por nuestras experiencias, necesidades, el entorno, la salud física y emocional, entre otras; lo que nos lleva a presentar sesgos cognitivos.

Los sesgos cognitivos son tendencias o inclinaciones sistemáticas y predecibles, de ocurrencia universal durante la toma de decisiones que hacen al sujeto vulnerable a inexactitudes y resultados subóptimos o erróneos (Korteling et al., 2023). Por ello, principalmente desde la psicología, los sesgos cognitivos han sido ampliamente estudiados, sobre todo en torno a profesiones como la medicina, la administración, el derecho y las finanzas, debido a las consecuencias que tienen las decisiones erróneas o sesgadas en estas áreas (Berthet, 2022), algunos de ellos son:

- **Sesgo de anclaje:** tendencia a ajustar nuestros juicios (especialmente los juicios numéricos) hacia la primera información (Berthet, 2022).
- **Sesgo de disponibilidad:** tendencia por la cual una persona evalúa la probabilidad de eventos por la facilidad con la que se le ocurren instancias relevantes (Berthet, 2022).
- **Sesgo de confirmación:** tendencia a buscar, interpretar, favorecer y recordar información que confirme o respalde las creencias personales anteriores (Berthet, 2022).
- **Efecto de disposición:** tendencia generalmente relacionada con la aversión a la pérdida (Berthet, 2022).
- **Sesgo retrospectivo:** propensión a percibir que los eventos son más predecibles una vez que han ocurrido (Berthet, 2022).

- **Sesgo de omisión:** preferencia por el daño causado por omisiones sobre un daño igual o menor causado por acciones (Berthet, 2022).
- **Sesgo de resultados:** tendencia a juzgar la calidad de una decisión basada en la información sobre el resultado de esa decisión. Estos juicios son erróneos con respecto a la suposición normativa de que la información disponible solo después de que se toma la decisión es irrelevante para la calidad de la decisión” (Berthet, 2022).
- **Sesgo de exceso de confianza:** inclinación común de las personas a sobrestimar sus propias habilidades para realizar con éxito una tarea particular (Berthet, 2022).
- **Sesgo de riesgo relativo:** inclinación más fuerte a elegir un tratamiento particular cuando se presenta el riesgo relativo en lugar del mismo riesgo expresado en términos absolutos (Berthet, 2022).
- **Susceptibilidad al encuadre:** tendencia de las personas a reaccionar de manera diferente a una sola opción dependiendo de si se presenta como una pérdida o ganancia (Berthet, 2022).

Sin embargo, uno de los sesgos más estudiados desde la psicología, es la **falacia de conjunción**, que establece que es más probable creer que dos eventos independientes sucederán a que sólo suceda uno de ellos (Devetag y Calluso, 2023). Un problema clásico para evaluar la falacia de conjunción es el problema de Linda (Hertwig y Gigerenzer, 1999), en el cual los participantes leen lo siguiente:

“Linda tiene 31 años, soltera, franca y muy brillante. Ella se especializó en filosofía. Como estudiante, estaba profundamente preocupada por los problemas de discriminación y justicia social, y también participó en manifestaciones antinucleares”.

Después se les pide que elijan una opción entre las cuales están las siguientes:

- *Linda es un cajero bancario (T)*
- *Linda está activa en el movimiento feminista (F)*

- *Linda es un cajero bancario y es activa en el movimiento feminista*

1.2. Estudio de la toma de decisiones

Las mediciones psicofisiológicas que detectan ondas cerebrales como la electroencefalografía (EEG) o la electrocorticografía son técnicas poderosas para medir la actividad cerebral durante la toma de decisiones (Tauscher et al., 2019). Estas mediciones se realizan a través de electrodos colocados en la superficie del cuero cabelludo (EEG) o en la superficie de corteza cerebral (electrocorticografía). Para el estudio de las decisiones, la configuración de los electrodos se centra en el registro de la corteza prefrontal (PFC, por sus siglas en inglés) (Figura 1). Esta región se encuentra en el área anterior del lóbulo frontal del cerebro y está implicada en funciones cognitivas superiores. Detrás de ésta, se localizan la corteza motora primaria y la corteza premotora (Sá et al., 2020). La PFC es responsable de las funciones ejecutivas (planificación, toma de decisiones, control/ponderación inhibitoria, atención y memoria de trabajo (capacidad de retener información para la ejecución de una acción), comportamiento social, regulación de emociones, afecto por los demás e inteligencia, así como otras funciones cognitivas) (Sá et al., 2020).

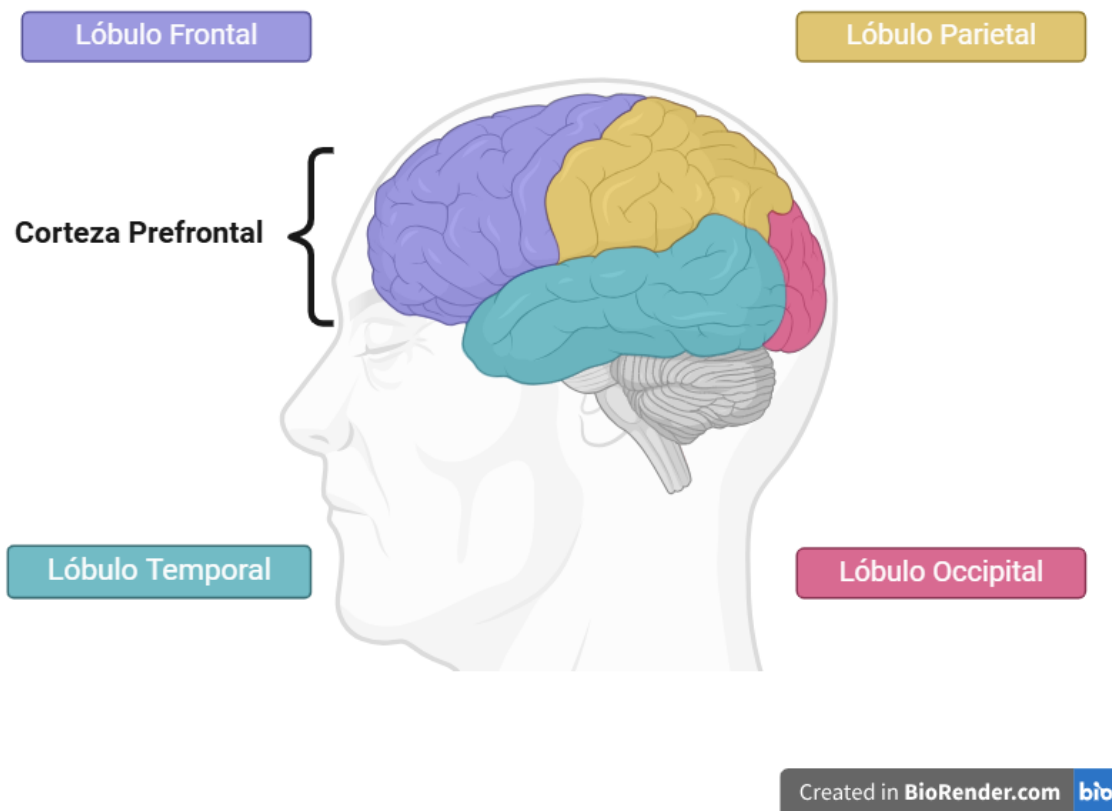


Figura 1: Lóbulos del cerebro y ubicación de la corteza prefrontal

Por otro lado, estudios recientes (Algermissen y den Ouden, 2024), que utilizan tareas centradas en la toma de decisiones y procesos cognitivos han sugerido que el diámetro pupilar refleja el esfuerzo cognitivo asociado con la supresión de respuestas prepotentes; por ejemplo, en tareas de conflicto cognitivo, como las tareas de Stroop, Simon o Flanker, o en paradigmas de cambio de tareas (Algermissen y den Ouden, 2024).

Otro ejemplo de lo anterior son los estudios de neuromarketing que en combinación con el seguimiento ocular se conocen como esquemas híbridos (Khondakar et al., 2024). Además, en los últimos años, con diferentes diseños experimentales (donde es muy importante que durante el registro de datos no se de a los participantes un límite de tiempo, para no causar presión y se refleje un entorno natural), y diversos procesos de análisis, el 5.81 % de estudios de *neuromarketing* tienen que ver con la toma de decisiones y la selección de marcas (Khondakar et al., 2024).

1.2.1. Electroencefalograma

El EEG es un método no invasivo que consiste en la colocación de electrodos, con una disposición específica y estandarizada en el cuero cabelludo para obtener información en tiempo real sobre la actividad eléctrica cerebral. La actividad electroencefalográfica se puede dividir en diferentes bandas de frecuencia, como delta (δ), theta (θ), alfa (α), beta (β) y gamma (γ) (Khondakar et al., 2024).

El EEG es ampliamente utilizado para estudiar la dinámica cerebral debido a su capacidad para capturar cambios rápidos en la actividad neuronal (Buzsáki, 2006). Cada banda de frecuencia representa diferentes estados y funciones cerebrales (Niedermeyer y da Silva, 2005); por ejemplo, las ondas delta están asociadas con el sueño profundo, las ondas theta con la relajación y la creatividad, las ondas alfa con estados de calma y alerta relajada, las beta con la atención activa y las gamma con el procesamiento cognitivo complejo (Başar et al., 2001). Este enfoque permite correlacionar patrones de actividad eléctrica en regiones específicas de la corteza con procesos cerebrales particulares.

1.2.1.1 Sistemas de colocación de electrodos

Los estudios de EEG tienen sistemas internacionalmente estandarizados, que permiten asegurar la correcta obtención de las señales eléctricas del cerebro, estas pueden variar según las necesidades o el enfoque del estudio, siempre y cuando se respeten los porcentajes fijados por los sistemas conocidos como 10-20, 10-10 y 10-5, los cuales puede verse en la (Figura 2).

En lo que respecta al sistema 10-20, consiste en la colocación de electrodos distribuidos en la corteza cerebral con distancias entre dos sitios adyacentes a lo largo de la curva de referencia axial y la curva de referencia central sagital que son, respectivamente, el 10 % y el 20 % de las distancias totales anterior-posterior y derecha-izquierda del cráneo. Cada sitio se identifica con un máximo de dos letras y un número. Las letras identifican los lóbulos subyacentes F (frontal), T (temporal), C (central), P (parietal), mientras que los números indican la

ubicación del hemisferio. Los números pares son para el hemisferio derecho, los impares para el izquierdo y (z)ero se refiere a los electrodos colocados a lo largo de la línea media. Por su parte, el sistema 10-10 es una extensión del sistema 10-20, para esto se han añadido electrodos adicionales para rellenar los sitios intermedios entre aquellos separados por un 20% de la distancia total anterior-posterior en el sistema 10-20. Y el sistema 10-5 es una extensión del sistema 10-10 rellenando los sitios a la mitad entre aquellos separados por el 10% de la distancia total entre la parte anterior y la posterior en el sistema 10-10. (Silva et al., 2016).

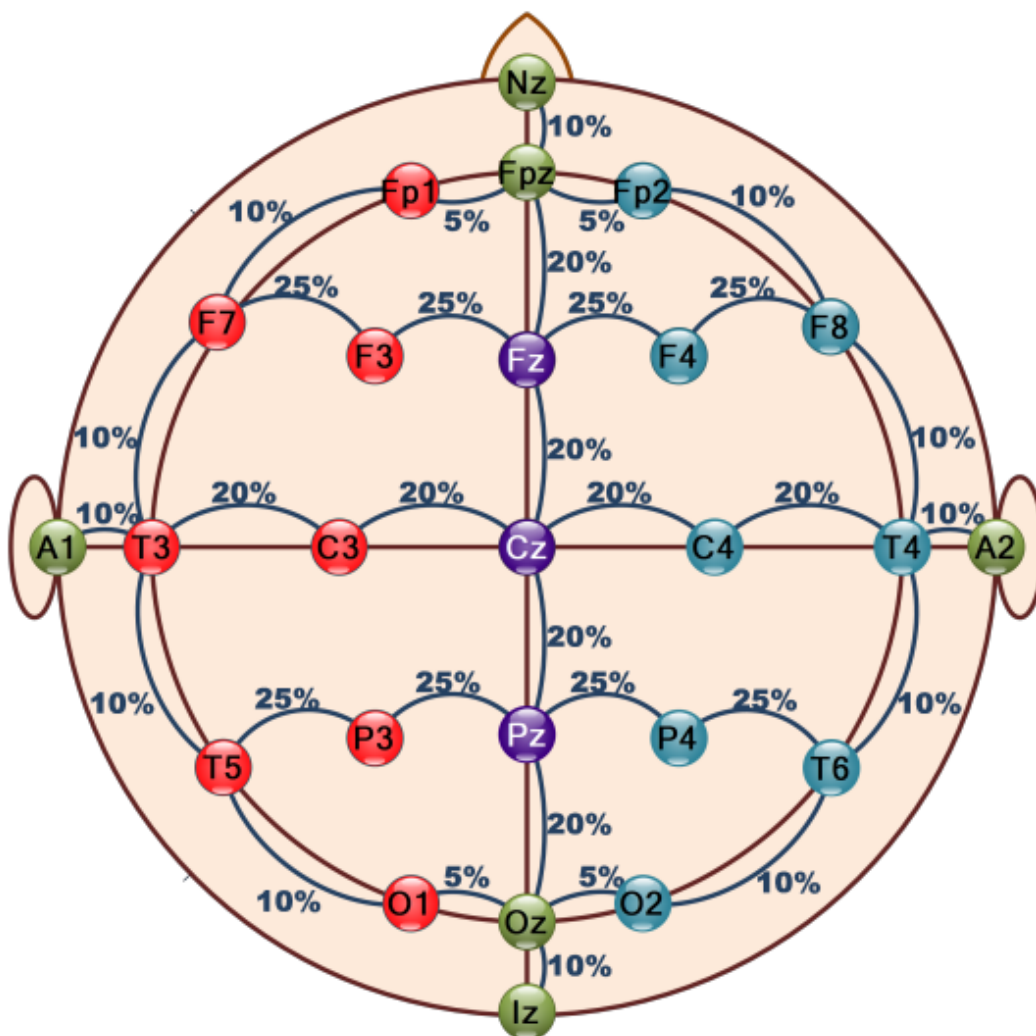


Figura 2: Sistema de posicionamiento internacional 10-20. Tomado de Figura 3 (Rubianes Silva et al., 2016).

1.2.2. Electroencefalograma inmersivo

En los últimos años, con el avance de la tecnología se han estudiado las aplicaciones de la realidad virtual (VR) en el ámbito de la salud, una de ellas es el electroencefalograma inmersivo (EEG inmersivo) que consiste en el registro de la actividad cerebral mientras las personas se encuentran en un entorno de realidad virtual que permiten al ser humano actuar de una manera natural o más apegada al comportamiento que tendrían si se enfrentaran a una situación en su vida cotidiana, por ejemplo, navegar en una la red social.

A partir de estudios recientes (Choi et al., 2023) se ha propuesto al EEG inmersivo como una oportunidad para la caracterización de patrones neuronales y hasta ahora se han encontrado aplicaciones en torno a:

- Rehabilitación: Donde el objetivo es reactivar neuronas o áreas del cerebro específicas que controlan funciones motoras.
- Interfaces cerebro-computadora (BCI): Como interfaces de asistencia para personas con discapacidades motoras.
- Ensayos clínicos.
- Pensamientos y aprendizajes cognitivos: Relacionadas con la eficiencia, rendimiento cognitivo, concentración, creatividad, retención de conocimiento y compromiso cognitivo.
- Tratamiento mental: Entrenamiento de atención social para el trastorno del espectro autista.
- Entrenamiento cognitivo: Para personas con trastorno por déficit de atención con hiperactividad (TDAH).
- Exploración de estados cognitivos: Emociones, estrés, concentración, toma de decisiones.

1.2.3. Métodos de análisis del EEG

De revisiones recientes (Khondakar et al., 2024) sobre el *neuromarketing*, sabemos que en la literatura existen diversas técnicas de extracción de características, dependiendo del enfoque u objetivo del estudio para una mejor interpretación de los datos de EEG. Entre las más utilizadas podemos encontrar:

1.2.3.1 Transformada Discreta de Wavelet (DWT)

Este es un método de análisis que descompone señales en diferentes coeficientes en el dominio tiempo-frecuencia. Puede describirse como un análisis de múltiples resoluciones o escalas donde cada coeficiente proporciona una representación única de la señal de entrada (Khondakar et al., 2024).

$$D(i, j) = \sum_{n=0}^{M-1} x(n) \cdot \phi_{i,j}^*(n) \quad (1)$$

donde:

$X(n)$: una señal de longitud n

$\phi_{i,j}^*(n)$: Es una función *Wavelet* de escala.

1.2.3.2 Densidad espectral de potencia de diferentes subbandas de EEG

El espectro de potencia es un indicador de la potencia de una determinada señal en función de la frecuencia. Para determinar los espectros de potencias de las subbandas de EEG, en primer lugar, se utiliza Transformada Rápida de Fourier (FFT) para calcular la Transformada de Fourier Discreta (DFT) de la secuencia de la señal de EEG $x(n)$ (Ec.2). Este análisis de Fourier se utiliza para convertir una señal de su dominio de tiempo original al dominio de frecuencia. La DFT descompone la secuencia de señales $x(n)$ en sus componentes de diferentes

frecuencias (Khondakar et al., 2024).

$$X_k = \sum_{n=0}^{N-1} x_n \cdot e^{-i\frac{2\pi kn}{N}} \quad (2)$$

donde:

$X(k)$: Componente de frecuencia en el índice k

$x(n)$: Valor de entrada en el índice n

N : Tamaño de los datos

1.2.3.3 Potenciales Evocados Relacionados con Eventos (ERP)

Son variaciones de voltaje en la actividad EEG que corresponden a eventos motores, cognitivos y sensoriales en tiempo real. Utilizan la actividad sincronizada de poblaciones neuronales para categorizar e identificar procesos lingüísticos, de memoria y perceptivos. Los ERP se utilizan para extraer actividad EEG continua promediando las respuestas eléctricas cerebrales que ocurren a lo largo de cada repetición de evento (Khondakar et al., 2024).

1.2.3.4 Índices de asimetría EEG

Entre los cuales podemos encontrar en (Khondakar et al., 2024) los siguientes:

1. Índice ApproachWithdrawal (AW): Es una medida de asimetría alfa frontal, que indica la diferencia en las activaciones entre los hemisferios izquierdo y derecho .

Para calcularlo se pueden usar los electrodos F4 y F3 para determinar la diferencia entre la densidad espectral de potencia (PSD) derecha e izquierda usando cualquiera de las siguientes ecuaciones:

$$AW_1 = \alpha(F4) - \alpha(F3) \quad (3)$$

$$AW_2 = \frac{\alpha(F4) - \alpha(F3)}{\alpha(F4) + \alpha(F3)} \quad (4)$$

2. Índice de Valencia: Los estudios han encontrado un vínculo entre la asimetría frontal y el estado emocional de los clientes, ejemplo de ellos son (Zeng et al., 2022), (Al-Nafjan, 2022), entre otros. Específicamente, la activación frontal izquierda se asocia con valencia positiva, mientras que la activación frontal derecha se asocia con valencia negativa. Este puede calcularse mediante cualquiera de las siguientes ecuaciones.

$$\text{Valencia}_1 = \frac{\beta(F3)}{\alpha(F3)} - \frac{\beta(F4)}{\alpha(F4)} \quad (5)$$

$$\text{Valencia}_2 = \ln[\alpha(F3)] - \ln[\alpha(F4)] \quad (6)$$

$$\text{Valencia}_3 = \frac{\alpha(F4)}{\beta(F4)} - \frac{\alpha(F3)}{\beta(F3)} \quad (7)$$

3. Índice de Esfuerzo: Es una medida basada en las oscilaciones frontales asimétricas gamma y beta, asociadas principalmente con el proceso de toma de decisiones en situaciones de la vida cotidiana. También está altamente correlacionado con las respuestas de disposición a pagar, particularmente en la banda gamma, que se utiliza para evaluar las preferencias y opciones de los consumidores. Una mayor activación en la región prefrontal izquierda está indicada por valores más altos en las bandas gamma y beta, mientras que la región prefrontal derecha se asocia con una activación considerablemente más fuerte en niveles más bajos. El índice de elección, que utiliza la banda gamma y la banda beta se puede expresar mediante las ecuaciones.

$$\text{índice de elección}_\gamma = \frac{\log(\gamma(\text{Electrodo}_{\text{izquierda}})) - \log(\gamma(\text{Electrodo}_{\text{derecha}}))}{\log(\gamma(\text{Electrodo}_{\text{izquierda}})) + \log(\gamma(\text{Electrodo}_{\text{derecha}}))} \quad (8)$$

$$\text{índice de elección}_\beta = \frac{\log(\beta(\text{Electrodo}_{\text{izquierda}})) - \log(\beta(\text{Electrodo}_{\text{derecha}}))}{\log(\beta(\text{Electrodo}_{\text{izquierda}})) + \log(\beta(\text{Electrodo}_{\text{derecha}}))} \quad (9)$$

4. Índice de elección: El nivel de actividad de theta frontal en la corteza prefrontal es una medida que indica el procesamiento cognitivo que surge del agotamiento mental. Los niveles más altos de actividad theta se asocian con tareas más duras y complicadas en el área frontal y se puede representar con la siguiente ecuación:

$$\text{Índice de esfuerzo} = \frac{10 \log(\theta(\text{Electrodo}_{\text{izquierda}})) - \log(\theta(\text{Electrodo}_{\text{derecha}}))}{\log(\theta(\text{Electrodo}_{\text{izquierda}})) + \log(\theta(\text{Electrodo}_{\text{derecha}}))} \quad (10)$$

1.2.3.5 Características estadísticas

Las características estadísticas más utilizadas son: media, desviación estándar, varianza, asimetría, curtosis y entropía diferencial. Aparte de estas características, algunos estudios también utilizan parámetros de Hjorth. Para analizar la señal EEG en el dominio del tiempo, Hjorth desarrolló los parámetros de Hjorth. Estos parámetros constan de tres medidas: actividad, movilidad y complejidad. La actividad mide la desviación de la amplitud de la señal, la movilidad mide los cambios de pendiente y la complejidad mide el recuento de la pendiente estándar de amplitud (Khondakar et al., 2024).

1.2.4. Seguimiento ocular

El seguimiento ocular se encuentra entre los métodos de monitoreo no neuronal que permiten el estudio de las respuestas conductuales y cognitivas sin medir directamente la actividad cerebral. Este método proporciona datos clave como los puntos de fijación visual, la duración de las miradas, las trayectorias oculares y las variaciones en la dilatación pupilar mientras los sujetos observan un estímulo (Kalaganis et al., 2021).

Típicamente para el seguimiento real del movimiento de la pupila se emplea una técnica denominada reflexión corneal del centro de la pupila. El núcleo de esta técnica reside en una fuente de luz (luz visible o invisible) que ilumina el ojo provocando reflejos altamente detectables y una cámara capaz de capturar estos reflejos. Mediante algoritmos adecuados que operan sobre la imagen capturada, se identifica el reflejo de la fuente de luz en la córnea y

en la pupila. Finalmente, se puede calcular el vector formado por el ángulo entre los reflejos de la córnea y la pupila. A continuación, combinando el vector mencionado anteriormente con otras características geométricas, se puede estimar la dirección real de la mirada. Además, empleando principios similares, los sistemas modernos de seguimiento ocular son capaces de proporcionar estimaciones sobre la dilatación de la pupila (**Kalaganis et al., 2021**).

Los auriculares de realidad virtual de Looxid Labs son un ejemplo de sistema híbrido que combina la electroencefalografía con el seguimiento ocular, a través de un análisis de componentes independientes (ICA, por sus siglas en inglés), este dispositivo mitiga el ruido en las señales de EEG causado por los movimientos oculares y por los parpadeos.

2. Hipótesis

La actividad eléctrica cerebral y la actividad motora del iris se ven afectadas durante el proceso de toma de decisiones.

3. Objetivo

3.1. Objetivo general

Desarrollar métodos de adquisición de datos y análisis para explorar e identificar patrones característicos en la toma de decisiones utilizando electroencefalografía (EEG) inmersiva y el diámetro pupilar en un entorno de realidad virtual *ad hoc* para el estudio de la falacia de conjunción.

3.2. Objetivos particulares

- Desarrollar una aplicación básica de realidad virtual que sitúe a los sujetos de estudio en un escenario en el que sea posible explorar la falacia de conjunción.
- Obtener y analizar registros de actividad eléctrica cerebral durante el proceso de toma de decisiones en entornos de realidad virtual.
- Obtener y analizar registros de posición ocular y diámetro del iris durante el proceso de toma de decisiones en entornos de realidad virtual.

4. Diseño Experimental

Con la finalidad de cumplir con los objetivos propuestos, se realizó el siguiente diseño experimental (Figura 3).

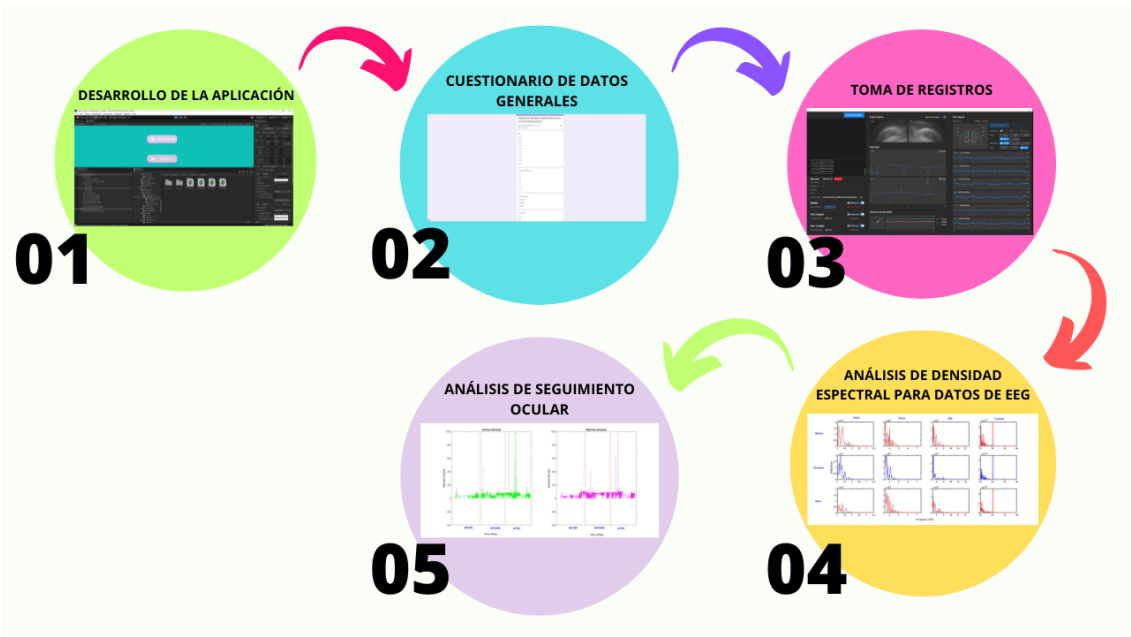


Figura 3: Diseño experimental

5. Dispositivo y Métodos

5.1. Diseño de la aplicación

Se diseñó una aplicación que permitiera el uso de los auriculares Serie A de Looxid Labs, para cumplir con los requerimientos de configuración de los auriculares de realidad virtual, se utilizó el software de Unity versión 2019.4.40 y un celular Samsung Galaxy S8 compatible con la tecnología Daydream de Google. Posteriormente se simuló el ambiente del grupo “Ingenieros UNAM” de la red social Facebook, manteniendo la iconografía de la red social abierta desde un teléfono celular, pero no el mismo grado de interactividad, ya que esta se limita a los botones de inicio, cierre, retorno y las opciones de respuesta a la encuesta contruida con el texto y opciones estandarizado de la “Tarea de Linda” (**Figura 14**), para el seguimiento de las respuestas del sujeto de estudio se utilizaron toggles en unity para presentar las opciones en la encuesta, mismo que se encuentran enlazados a un código en C++ (**Anexo 9.1**) que va construyendo un archivo JSON con la siguiente estructura:

```
{
  "Dia": "06/12/2024 12:32:16",
  "eleccion": false
}
{
  "Dia": "08/14/2024 11:20:27",
  "eleccion": true
}
```

De este modo, en formato de día (Fecha), hora, minuto y segundo se obtiene el momento exacto en que el sujeto de estudio ha tomado su decisión y además se sabe que opción ha elegido.

5.2. Obtención de registros

Se realizaron registros simultáneos de actividad eléctrica cerebral y actividad motora del iris de 14 adultos jóvenes (de 20 a 30 años, num mujeres y num hombres) voluntarios, durante el proceso de toma de decisiones, el cual implica un antes, durante y después de responder una encuesta.

5.2.1. Registros electroencefalográficos

Las señales fueron obtenidas mediante el software LooxidVR, a través de los sensores de EEG integrados (**Figura 4**) a los auriculares móviles de realidad virtual. Las derivaciones registradas fueron AF3, AF4, AF7, AF8, Fp1 y Fp2.

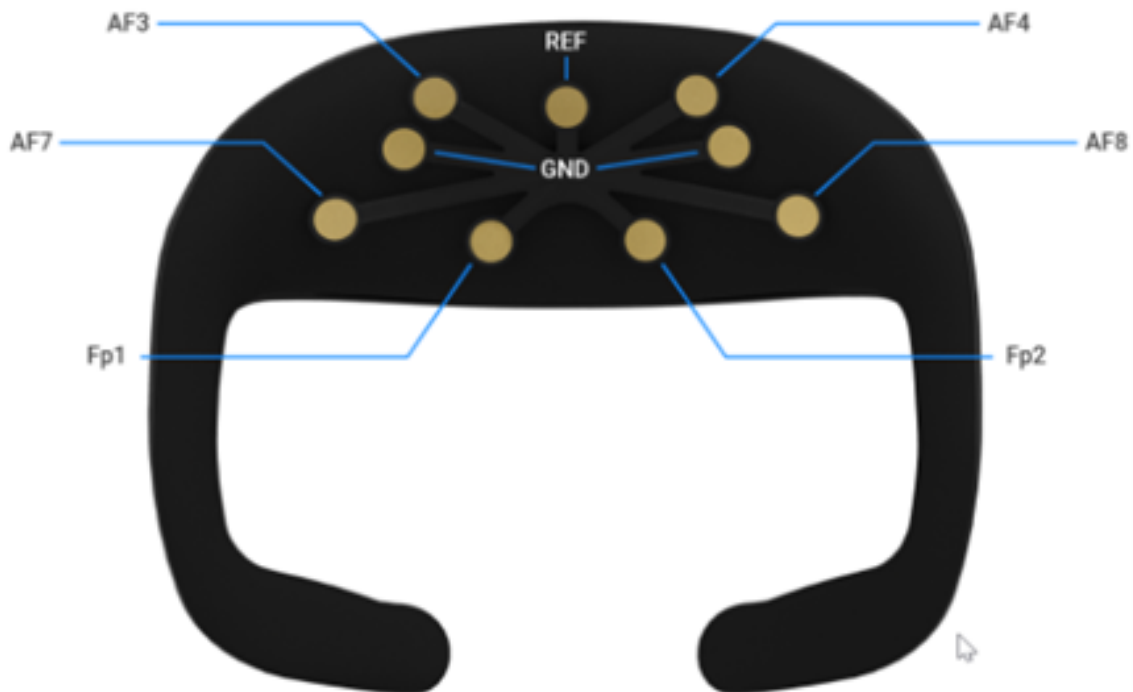


Figura 4: Esquema de distribución de electrodos en la máscara que se monta en los auriculares móviles de realidad virtual.

Estos electrodos están diseñados para cubrir las áreas frontales y prefrontales del cerebro

relacionadas con la toma de decisiones, y su colocación corresponde a lo que se espera en el sistema 10-10.

Los puntos marcados como REF y GND son para los electrodos de referencia y tierra respectivamente, lo cual es estándar en la configuración de EEG para minimizar el ruido y mejorar la calidad de la señal.

Además, a través del entorno del software Looxid VR, previamente instalado en un equipo de cómputo, se verifica el estado de las cámaras y los electrodos que deben estar estables (en color verde) y la configuración bajo la cual se toman los registros. Para este proyecto las características de registro fueron las siguientes: frecuencia de muestreo de 250 Hz, escala de $200 \mu\text{V}$, un filtro paso-banda de 1-50 Hz y un filtro Notch de 60 Hz (**Figura 5**).

5.2.2. Registros motores del iris

Los datos de posición ocular y diámetro del iris fueron obtenidas a través de dos cámaras binoculares infrarrojas integradas a los auriculares de realidad virtual de Looxid Labs y también son monitoreadas mediante el software Looxid VR (**Figura 5**).

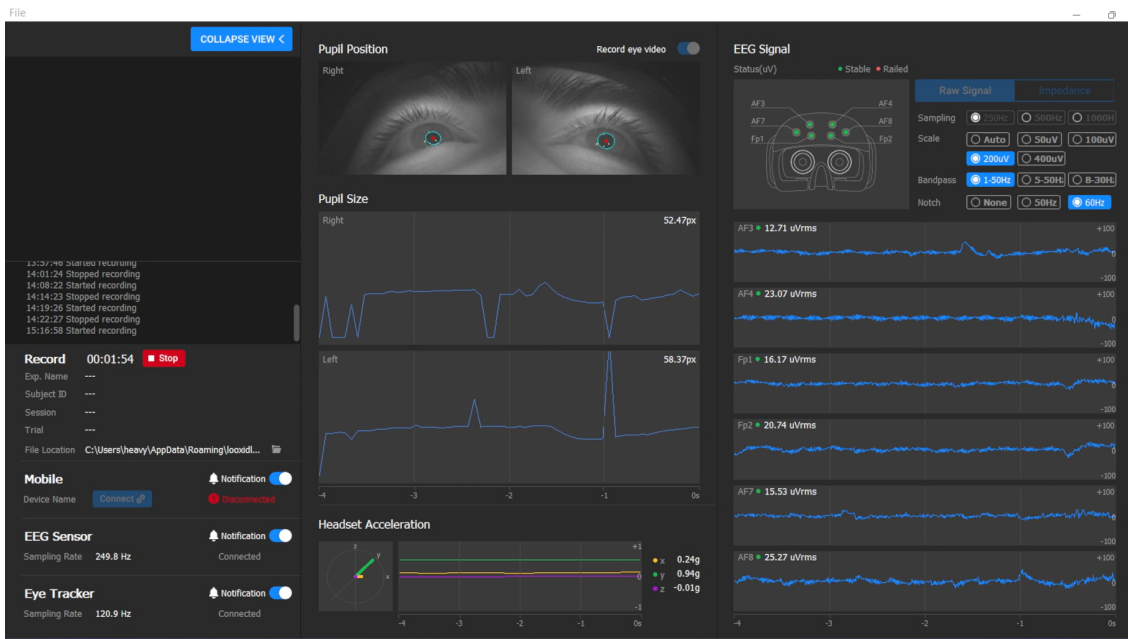


Figura 5: Esquema del software Looxid VR durante la ejecución de la prueba en el equipo de cómputo.

5.3. Adquisición de datos

Previo a la realización de la tarea en la aplicación desarrollada, se buscó un grupo de posibles sujetos de estudio, a los cuales se les habló del propósito de la prueba, y a aquellos que se mostraron interesados y dispuestos se les incluyó en el estudio.

Se les citó el día 14 agosto de 2024 alrededor de las 12:30 pm frente a la biblioteca de posgrado de la Facultad de Ingeniería y de uno en uno fueron ingresando a uno de los cubículos de la biblioteca donde únicamente se encuentra un pizarrón, una mesa y sillas, un lugar donde las perturbaciones del entorno exterior fueron mínimas (**Figura 6**), se les pidió que tomaran asiento detrás del equipo de cómputo, se les proporcionó un teléfono celular para aplicarles un breve cuestionario (**Anexo 9.2**), con el fin de poder identificar posibles variables externas que puedan afectar los resultados o la realización de la tarea, tales como el uso de lentes, familiaridad con videojuegos y entornos de realidad virtual, entre otros. También se les mostró el controlador que les permitiría interactuar con el entorno de realidad virtual, se les explicaron los movimientos que podían realizar y el botón que debían utilizar.



Figura 6: Esquema del lugar donde se aplicó la tarea a los sujetos. (Elaboración propia en Canva).

Antes de colocar los auriculares también se limpió la frente de los sujetos con papel higiénico para retirar residuos de polvo, sudor, cabello o maquillaje que pudieran interferir con las lecturas de alguno de los electrodos. Una vez hecho esto, se les colocaron los auriculares móviles de realidad virtual y se les pidió que informaran si podían ver el menú inicial (**Figura 7**), ya que previo a que ingresaran al cubículo se había iniciado la aplicación desarrollada y colocado el celular en los auriculares.



Figura 7: Menú inicial que pueden ver los sujetos de estudio al colocarse los auriculares móviles de realidad virtual.

Una vez que todo había sido comprobado, se le pidió al sujeto de estudio que cerrara los ojos, se inició la grabación y registro de datos en el software de Looxid VR y pasado un minuto se le indicó que podía abrir los ojos y comenzar la prueba, este dato fue capturado en una bitácora y mientras el sujeto se encontraba inmerso la persona que aplicó la prueba se mantuvo monitoreando el software en silencio a menos que al sujeto de estudio le surgiera una duda o indicara que había terminado la prueba, una vez recibida la indicación de que el sujeto se encontraba en el menú principal de nuevo, se capturó en la bitácora la hora, se finalizó la grabación y registro de datos y se retiraron los auriculares móviles de realidad virtual de la cabeza del sujeto, se le dieron las gracias y se le pidió que saliera del cubículo.

5.4. Análisis de los registros

5.4.1. Preparación de los datos

Debido a que la información recolectada con el software es almacenada de manera predeterminada en archivos `.dav`, fueron convertidos a formato `.csv` con el mismo software de Looxid VR y finalmente convertidos a formato `.xml` para poder visualizarlos con una estructura fácil de leer, lo que permitió ver que:

Para los registros de EEG, se obtuvo información para las siguientes columnas.

- TimeStamp
- SeqNum
- AF3 (μV)
- AF4 (μV)
- AF7 (μV)
- AF8 (μV)
- Fp1 (μV)
- Fp2 (μV)

Para los registros de los ojos, se obtuvo información para las siguientes columnas:

- TimeStamp
- Left_pos_x (px)
- Left_pos_y (px)
- Right_pos_x (px)

- Right_pos_y (px)
- Left_diameter (px)
- Right_diameter (px)

Una vez que los datos de EEG tuvieron una estructura clara, se hizo uso de un código `.mlx` en Matlab (**Anexo 9.3**) para generar las gráficas de datos crudos del EEG, donde se colocaron 2 marcas específicas, la primera línea sólida en color rojo corresponde a un minuto después de iniciado el registro, el cual fue estandarizado para todos los sujetos, y la segunda línea sólida en color negro correspondiente a la hora, minuto y segundos en que se registró su respuesta en la encuesta del entorno virtual, además se marcan épocas de 30 segundos con líneas punteadas antes y después de la línea sólida negra (**Figura 8**), todo con la finalidad de poder identificar de manera visual patrones o tendencias en los registros de los sujetos de manera general.

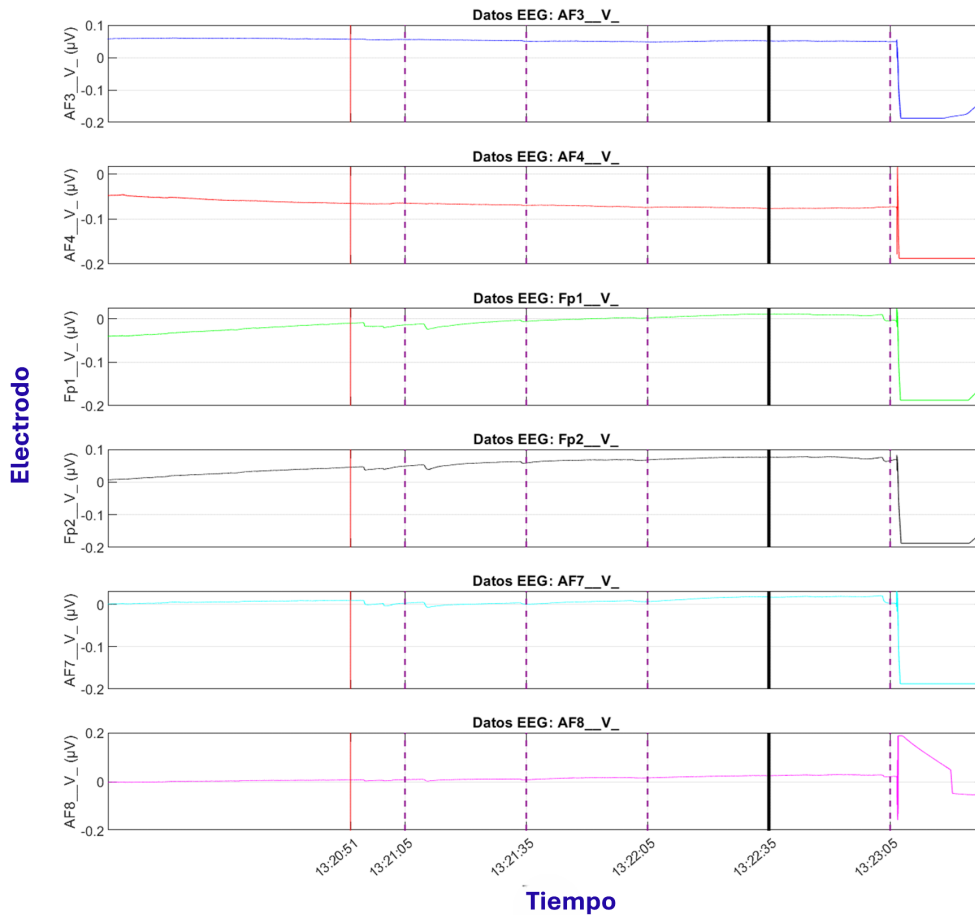


Figura 8: Gráfico de datos crudos de EEG de un sujeto, con marca de un minuto después de iniciado el registro (línea roja), marca específica del momento en que respondió a la encuesta en el entorno de realidad virtual (línea negra) y épocas de 30 segundos antes y después del momento en que responde a la encuesta.

Del mismo modo, una vez que los datos del seguimiento ocular estuvieron en archivos de fácil lectura, se generó un código en Matlab de los datos crudos, con marcas correspondiente a la hora, minuto y segundos en que se registró su respuesta en la encuesta del entorno virtual, además se establecen épocas de 30 segundos antes y después de esta segunda marca (**Figura 9**).

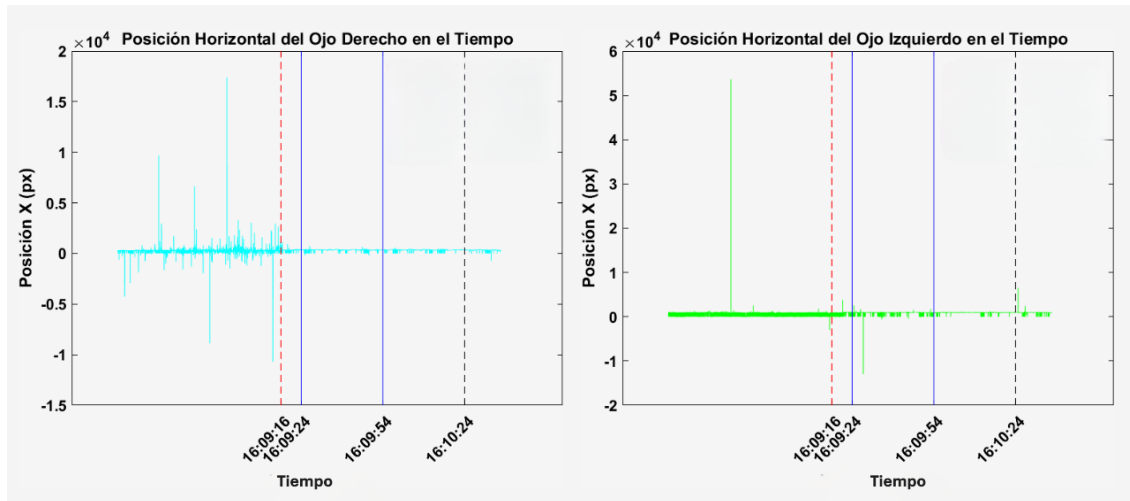


Figura 9: Gráfico de datos crudos de posición ocular de un sujeto, con marca de un minuto después de iniciado el registro (línea roja), marca específica del momento en que respondió a la encuesta en el entorno de realidad virtual (línea negra) y épocas de 30 segundos antes y después del momento en que responde a la encuesta.

5.4.2. Limpieza de los datos

Posteriormente, una vez que los gráficos de datos crudos no daban una clara idea de los patrones de los datos debido al volumen de los datos, se decidió realizar gráficos tanto para los datos de EEG como de seguimiento ocular centrados únicamente en 3 épocas, dos antes de la marca específica del momento en que el sujeto responde a la encuesta en el entorno virtual, una antes de esta marca y una después de la misma, las cuales corresponden a la época antes del proceso de toma de decisiones, durante el proceso de toma de decisiones y después del proceso de toma de decisiones (Figura 10).

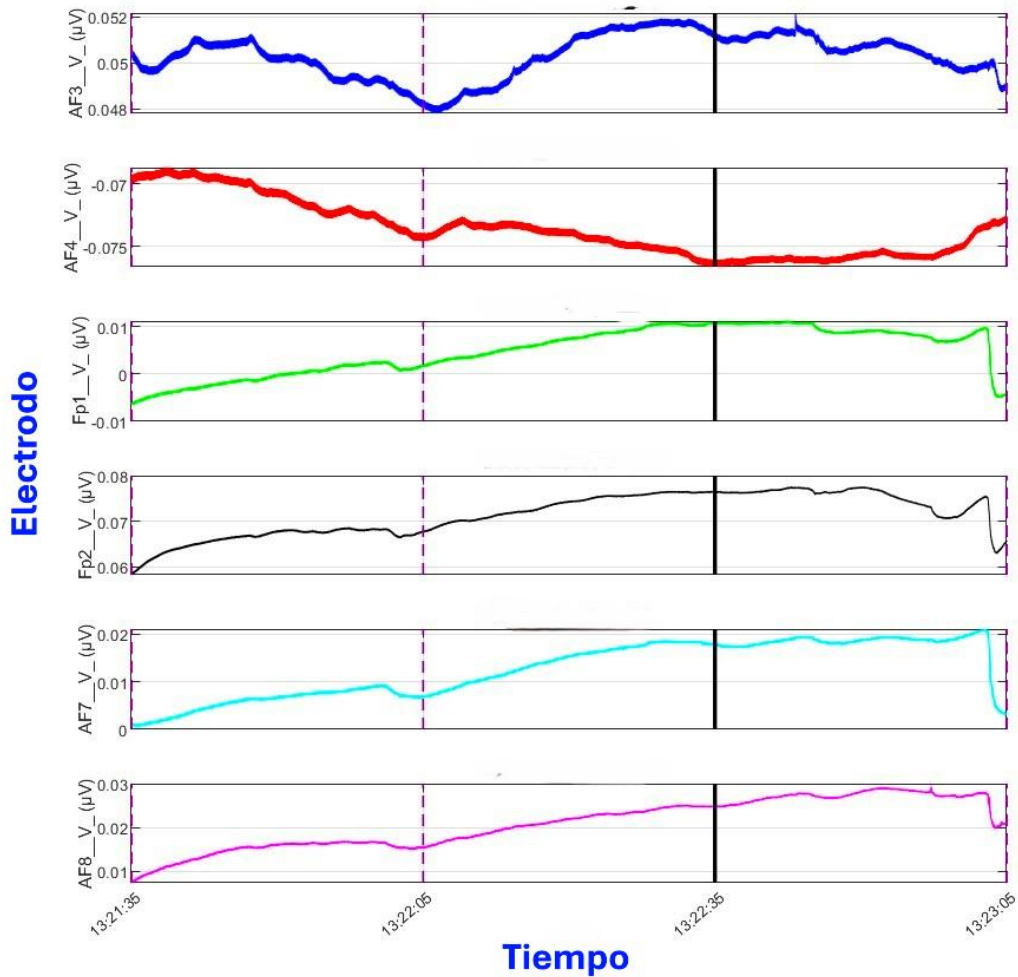


Figura 10: Registro bruto de datos del EEG, centrado en la época antes, durante y después del proceso de toma de decisión. Marca específica del momento en que respondió a la encuesta en el entorno de realidad virtual (línea negra) y épocas de 30 segundos antes y después del momento en que responde a la encuesta (líneas punteadas).

Durante este proceso fueron descartados 2 de los 11 registros realizados, pues se detectaron comportamientos diferentes a los de la mayoría, tales como: Menor tiempo de ejecución de la prueba (lo que no permitía establecer las épocas de análisis estipuladas) o fallos en la conexión de los electrodos durante el registro de datos.

5.4.3. Análisis de los datos

Para realizar un análisis cuantitativo de los datos de EEG se desarrolló un programa .mlx en Matlab (**Anexo 9.4**), con el propósito de obtener gráficos log-log de densidad espectral para todos y cada uno de los electrodos de cada sujeto, en las épocas antes, durante y después del proceso de toma de decisión (**Figura 11**) de las siguientes bandas:

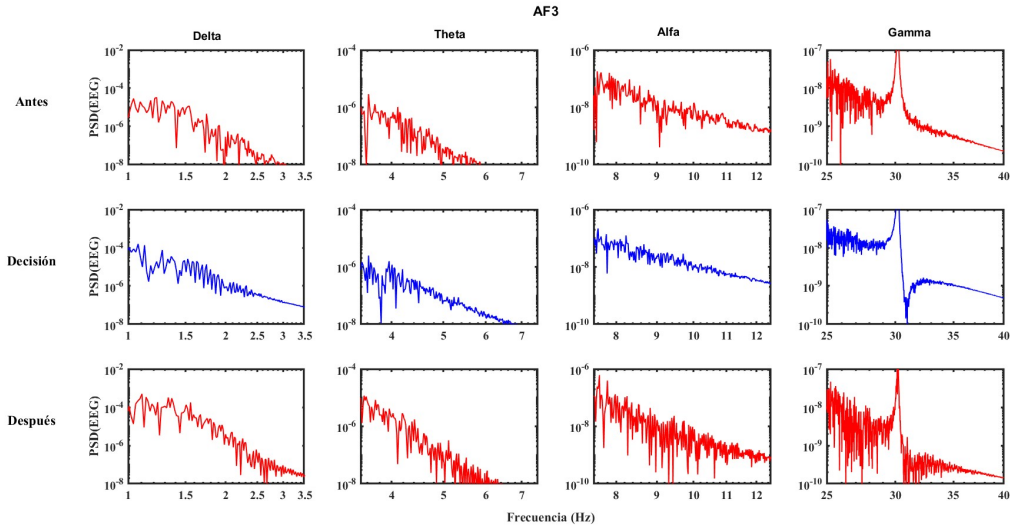


Figura 11: Representación de los gráficos de densidad espectral obtenidos a partir de los registros de los electrodos indicados.

Y a través de un código desarrollado en Python (**Anexo 9.5**) se obtuvieron gráficos de la posición de cada ojo en el eje x y en el eje y (**Figura 12**) enfocado en las épocas antes, durante y después de la toma de decisión.

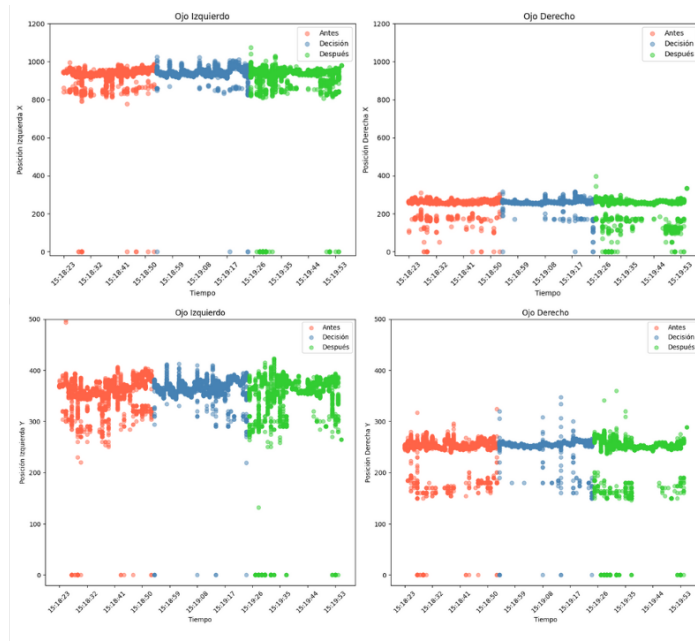


Figura 12: Representación de los gráficos de posición de los ojos.

Con el mismo código, de manera simultánea se generaron gráficos del diámetro de la pupila de cada uno de los ojos (**Figura 13**), de igual forma enfocado en las épocas antes, durante y después de la toma de decisión.

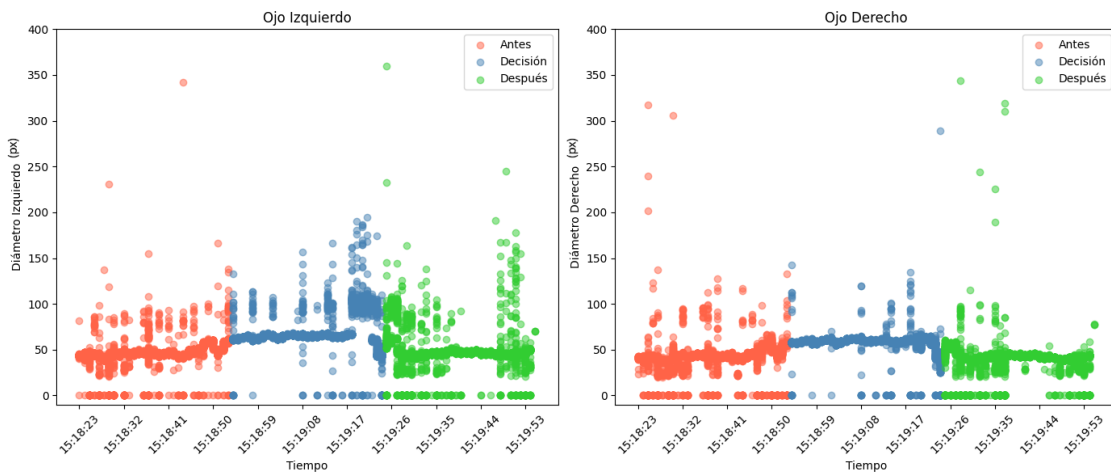


Figura 13: Representación de los gráficos de diámetro de la pupila de los ojos.

6. Resultados

6.1. Aplicación de realidad virtual

Para la inmersión del sujeto de prueba se seleccionó y posteriormente se diseñó en el software (Unity) especificado por el fabricante de los auriculares de realidad virtual utilizados **(5.1 Diseño de la aplicación)** un ambiente de realidad virtual que comparte similitudes visuales con la red social facebook (**Anexo 9.6**), esto debido al rango de edad y el contexto general de la población a la que pertenecen los sujetos participantes en el estudio (hombres y mujeres de entre 20 y 30 años que además son estudiantes de la facultad de ingeniería de la UNAM), ya que el usuario puede ver diversas publicaciones en un grupo de facebook “Ingenieros UNAM” reconocido por la comunidad, antes de encontrarse con una encuesta interactiva, donde un usuario “pública” el texto y opciones estandarizadas de la ”Tarea de Linda” (**Figura 14**), pues la razón principal de diseñar un ambiente virtual específico para este trabajo fue que las personas pudieran sentirse cómodos y familiarizados con el entorno, y así lograr obtener mejores resultados.

En esencia la interfaz principal de la aplicación diseñada, cuenta con un botón de “inicio de prueba” y uno de cerrar (**Figura 7**), lo que permite de manera visual y temporal a la persona que supervisa la prueba **(5.2 Obtención de registros)** diferenciar los cambios electroencefalográficos y visuales antes, durante y después de la prueba a través de verificación verbal del inicio y fin de la prueba por parte del sujeto de estudio.

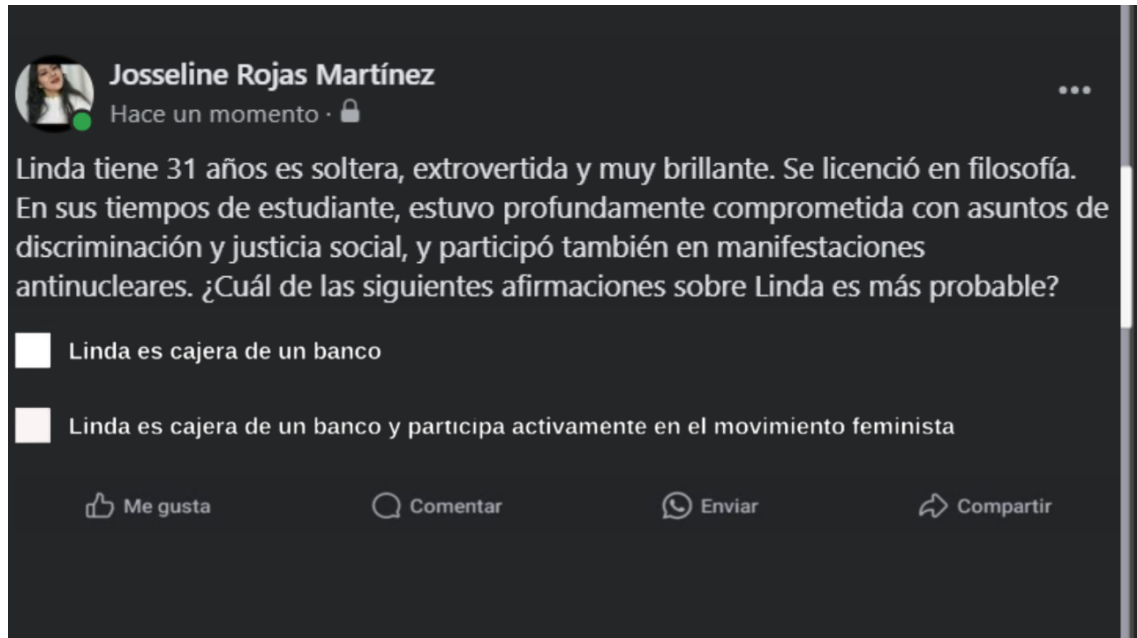


Figura 14: Imagen tomada desde el entorno de desarrollo en Unity en modo juego.

Esta es una aplicación que resulta útil, en la medida en la que cumple con los propósitos de inmersión y recolección de datos del ambiente de realidad virtual, únicamente al dar un clic (**5.1 Diseño de la aplicación**), lo cual fue uno de los objetivos de este trabajo.

Por otra parte, la aplicación fue desarrollada de modo que sea fácilmente manipulable, tanto en concepto como en contenido, sin que sea necesario un amplio conocimiento sobre programación, de tal forma que puede ser replicada en trabajos futuros, pero sin los impactos de tiempo de investigación, configuración, compatibilidad y creación de una aplicación básica de realidad virtual móvil funcional. Esto permitirá centrar los esfuerzos en los análisis y resultados, además debido a la flexibilidad del software utilizado, la aplicación puede ser construida para más dispositivos móviles y de cómputo, lo que da la apertura a que se pueda usar en conjunto con otros medios de obtención de marcadores fisiológicos o incluso para propósitos distintos al estudio del sesgo de conjunción.

6.2. Análisis de EEG

Para presentar los resultados y tomando en cuenta la posición de los electrodos (**Figura 15**), primero se usarán para ejemplificar, los gráficos generados para el sujeto 4, tomando en consideración que se usaron las mismas escalas en los ejes para cada uno de los sujetos y electrodos en función de las bandas de interés y de la visualización del espectro en la época de toma de Decisión.

Con la finalidad de presentar los datos de manera clara y ordenada, primero describiré lo observado en las bandas Delta, Theta, Alfa y Gamma y después un análisis detallado de la banda Beta.

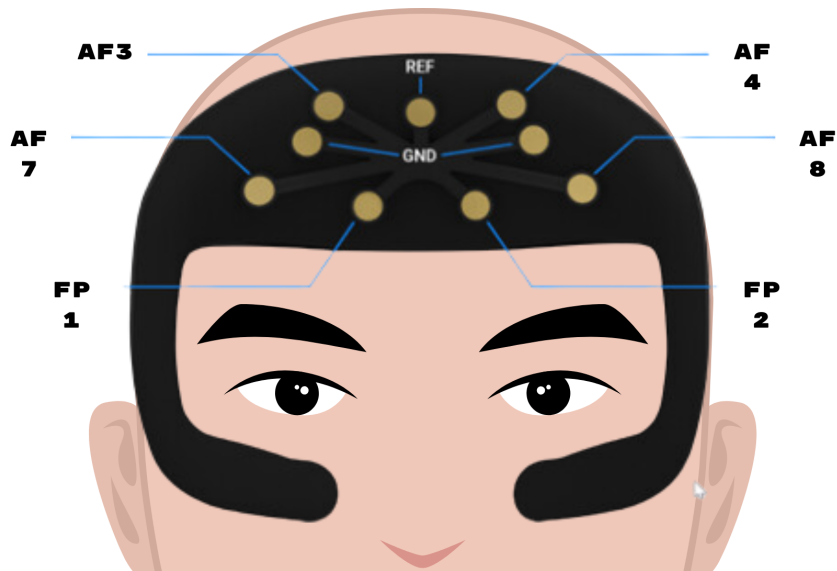


Figura 15: Esquema de la posición de los electrodos en la cabeza de los sujetos.

6.2.1. Bandas Delta, Theta, Alfa y Gamma

- Electrodos Frontales (Fp1 y Fp2, respectivamente)

Tanto en Fp1 (**Figura 16**) como en Fp2 (**Figura 17**), se observa una disminución progresiva (de antes a después de la toma de Decisión) de la potencia en la banda Delta y en la banda Theta.

Algo similar ocurre con la actividad Alfa, se observa una disminución, mientras que la banda Gamma muestra una caída abrupta durante la etapa de Decisión. Aunque ambos electrodos muestran tendencias similares, en algunos casos Fp2 (**Figura 17**) podría evidenciar una mayor variabilidad en la banda Gamma.

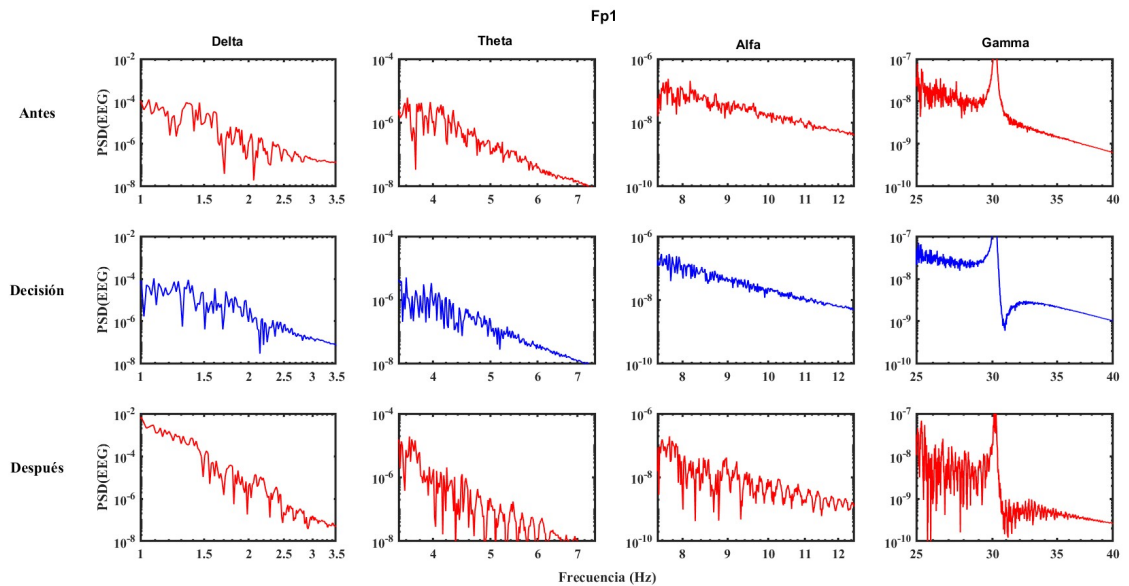


Figura 16: Gráficos LOG-LOG de densidad espectral de potencia del electrodo Fp1, bandas delta, theta, alfa y gamma. Los gráficos corresponden al sujeto 4.

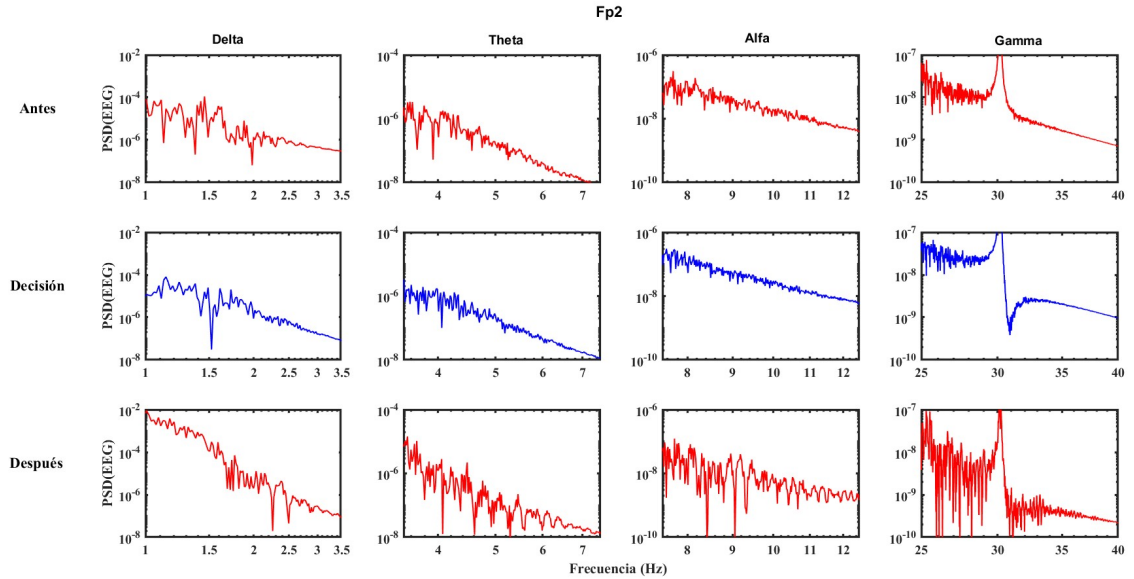


Figura 17: Gráficos LOG-LOG de densidad espectral de potencia del electrodo Fp2, bandas delta, theta, alfa y gamma. Los gráficos corresponden al sujeto 4.

- Electrodo en la región Anterior-Frontal (AF3, AF4, AF7, AF8)
 - AF3 (Frontal Izquierdo, Figura 18)

En la banda Delta, la potencia alcanza un pico máximo cerca de los 2 Hz. Se nota que durante la “Decisión” la potencia es mayor que en “Antes” o “Después”, que tienen niveles más bajos y parecidos entre sí. En la banda Theta, se muestra una mayor potencia durante la “Decisión”, aunque las diferencias entre “Antes” y “Después” son menos pronunciadas. En la banda Alfa, la potencia es mayor durante la “Decisión”, con diferencias claras entre las condiciones. En la banda Gamma, se observa un pico y las diferencias entre las condiciones se mantienen.

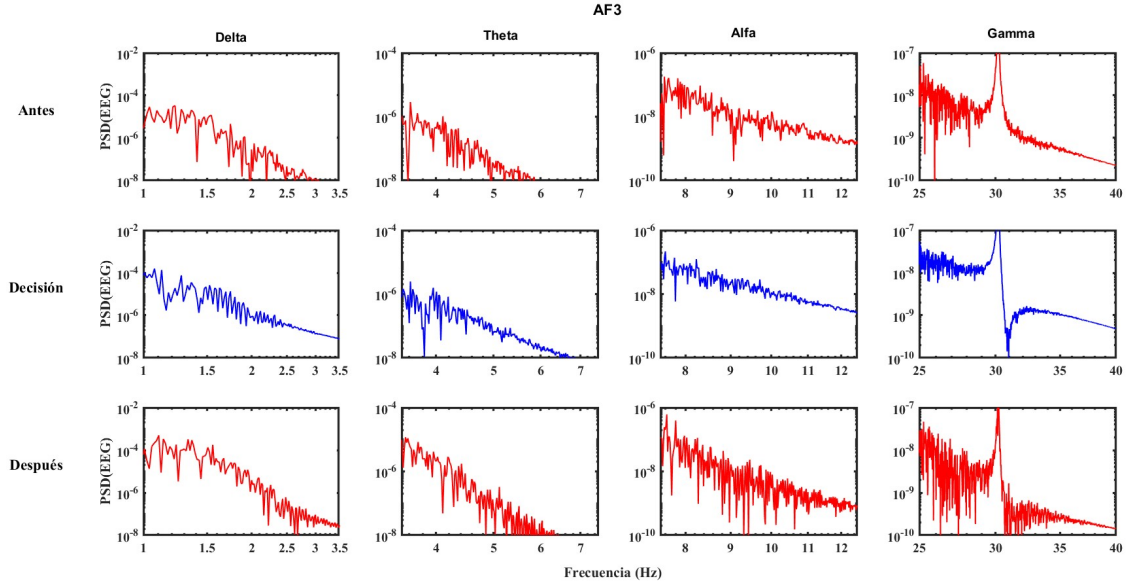


Figura 18: Gráficos LOG-LOG de densidad espectral de potencia del electrodo AF3, bandas delta, theta, alfa y gamma. Los gráficos corresponden al sujeto 4.

- **AF4 (Frontal Derecho, Figura 19)**

En la banda Delta, la potencia durante la condición “Decisión” es más alta (en el rango de frecuencia de 2 a 3 Hz) que en “Antes”, mientras que “Después” mantiene niveles similares a la Decisión. En la banda Theta, la potencia es mayor durante la condición de “Decisión”, con una diferencia notable respecto al estado “Antes”. El estado “Después” presenta mayor variabilidad. En la banda Alfa, durante la “Decisión” la potencia es la más alta, mostrando diferencias claras con los otros estados (“Antes” y “Después”). En la banda Gamma, se destaca un pico distintivo alrededor de 30 Hz, con mayor actividad durante la “Decisión” y diferencias evidentes entre las tres condiciones.

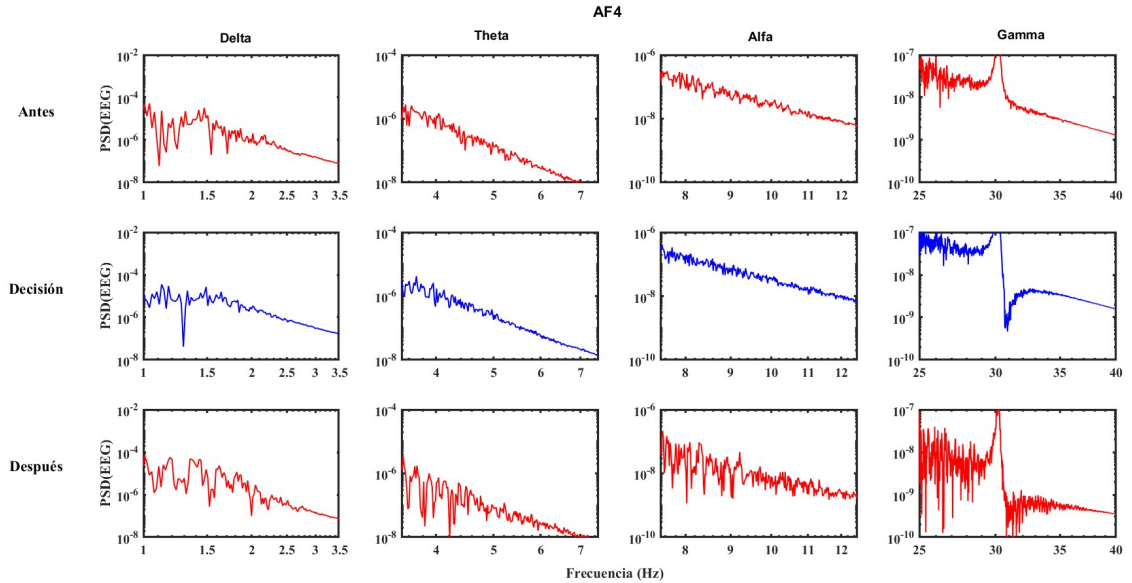


Figura 19: Gráficos LOG-LOG de densidad espectral de potencia del electrodo AF4, bandas delta, theta, alfa y gamma. Los gráficos corresponden al sujeto 4.

- AF7 (Frontal Lateral Izquierdo, Figura 20)

En la banda Delta se muestra un patrón similar a AF3 (Figura 18), donde la “Decisión” presenta la potencia más alta, diferenciándose claramente de “Antes” y “Después”. En la banda Theta, se nota un incremento claro durante la “Decisión” (en el rango de frecuencias de 6 a 7.5 Hz), mientras que “Antes” y “Después” se mantienen a niveles inferiores. En la banda Alfa la condición “Decisión” muestra la mayor potencia, con diferencias marcadas en la variabilidad con respecto a “Antes” y “Después”. En la banda Gamma se muestra un pico alrededor de 30 Hz especialmente notable durante la “Decisión” y una diferenciación clara entre las condiciones.

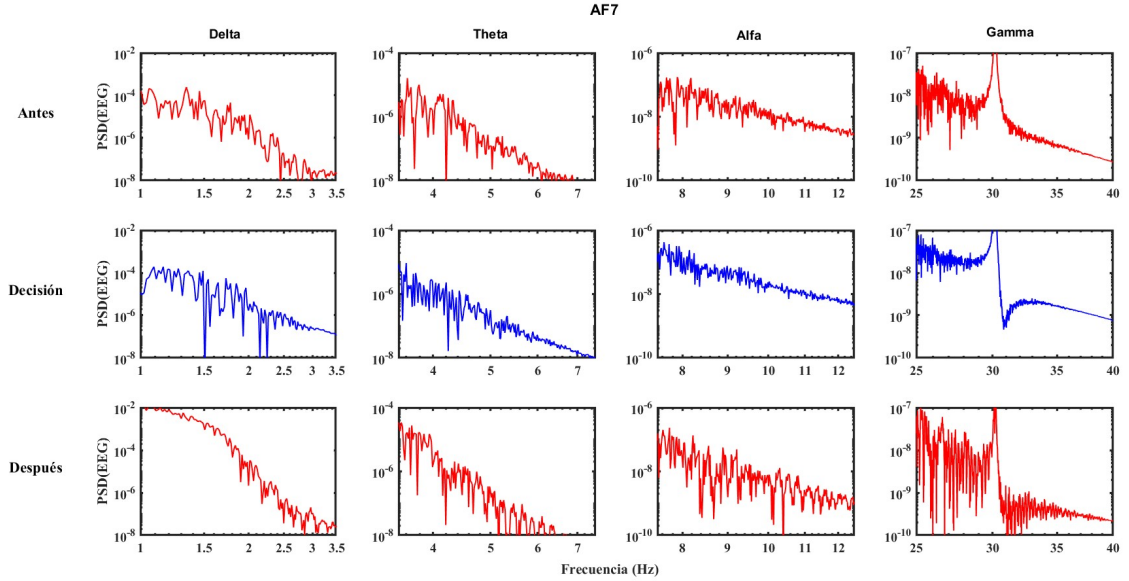


Figura 20: Gráficos LOG-LOG de densidad espectral de potencia del electrodo AF7, bandas delta, theta, alfa y gamma. Los gráficos corresponden al sujeto 4.

- AF8 (Frontal Lateral Derecho, Figura 21)

La banda Delta exhibe menor variabilidad entre condiciones; sin embargo, la “Decisión” muestra una potencia ligeramente superior, manteniéndose patrones similares en las tres condiciones. En la banda Theta, la “Decisión” presenta una potencia levemente mayor al “Antes” pero menores que en el “Después”. En la banda Alfa, la variabilidad entre condiciones es mayor y la potencia más elevada se presenta en la condición “Después”. La actividad Gamma resulta más uniforme entre las distintas condiciones, con el pico (alrededor de 30 Hz) siendo menos destacado que en AF4 (Figura 19).

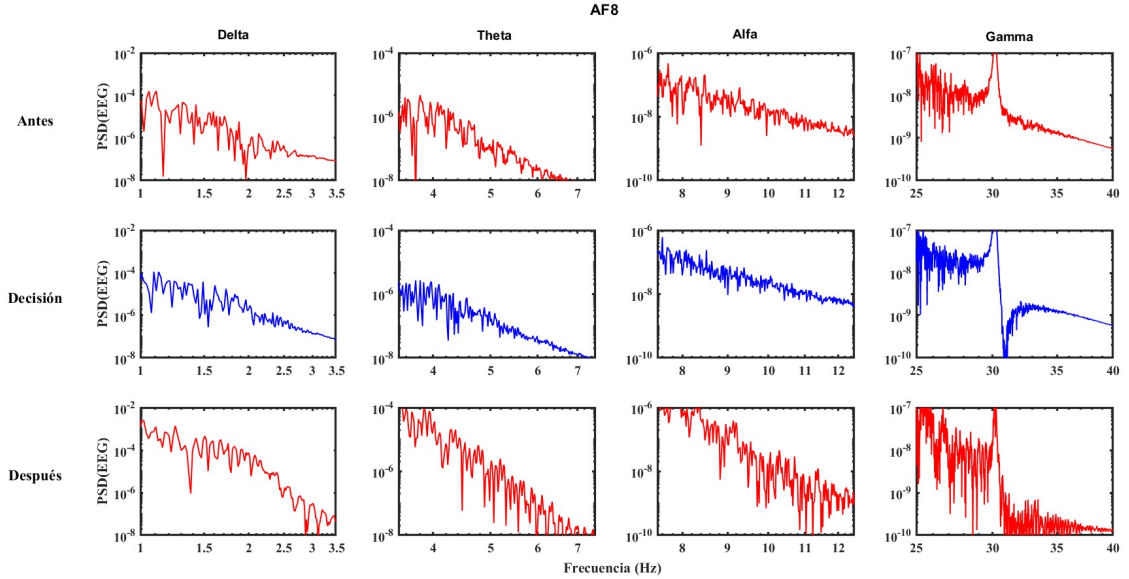


Figura 21: Gráficos LOG-LOG de densidad espectral de potencia del electrodo AF8, bandas delta, theta, alfa y gamma. Los gráficos corresponden al sujeto 4.

En síntesis, para el sujeto 4, los canales frontales centrales (AF3 (Figura 18) y AF4 (Figura 19)) tienden a mostrar cambios más pronunciados entre condiciones que los laterales (AF7 (Figura 20) y AF8 (Figura 21)). La condición de "Decisión" generalmente muestra mayor potencia en la mayoría de las bandas. Las mayores diferencias entre condiciones se observan en las bandas Delta y Alfa.

6.2.2. Bandas Slow beta, Fast beta y Beta Total

- **Electrodos Frontales (Fp1 y Fp2)**

La potencia en la banda Slow Beta durante la "Decisión" se mantiene en valores similares a la condición "Antes", mientras que se hace evidente un incremento en la variabilidad de la potencia "Después" de la toma de Decisión. En Fast Beta, durante la condición de "Decisión" disminuye levemente la potencia con respecto a "Antes", mientras que "Después" se observa un notable incremento en la variabilidad. En Beta

Total se refleja la suma de ambas tendencias, siendo especialmente notable la reducción durante el período de “Decisión”.

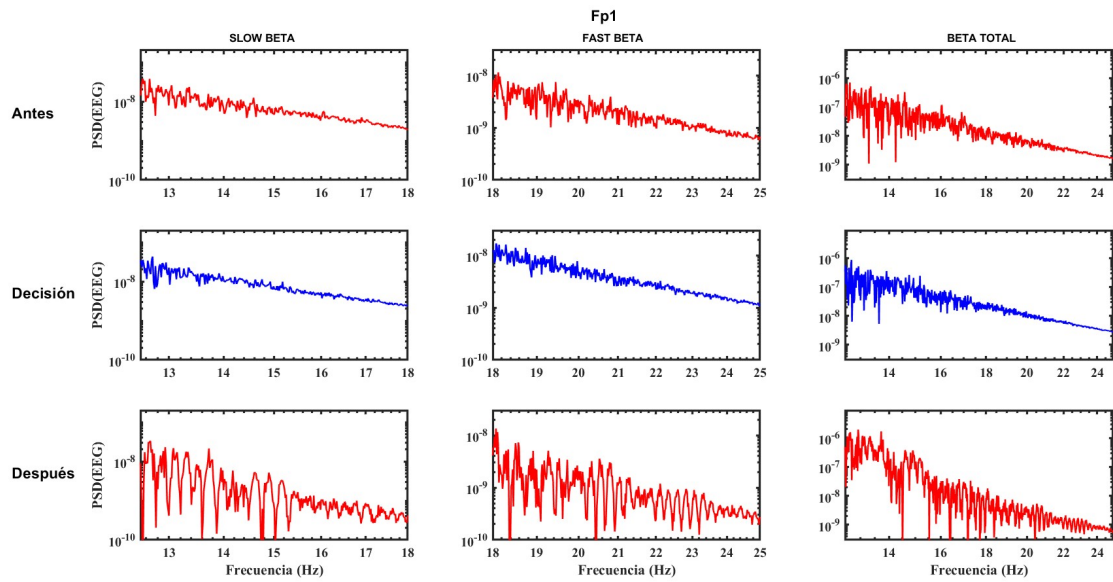


Figura 22: Gráficos LOG-LOG de densidad espectral de potencia del electrodo Fp1, bandas slow beta, fast beta y beta total. Los gráficos corresponden al sujeto 4.

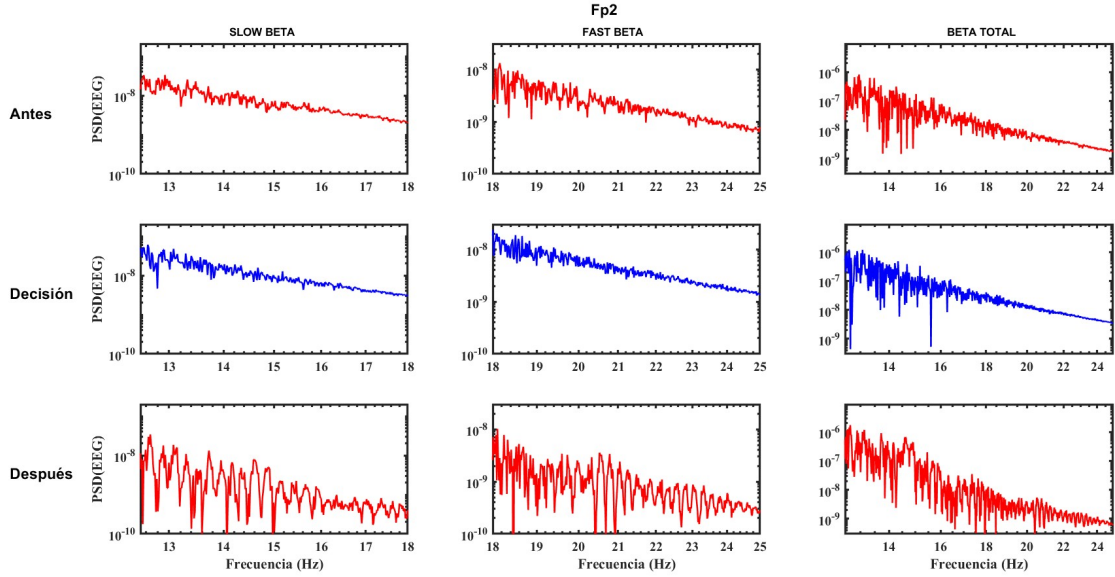


Figura 23: Gráficos LOG-LOG de densidad espectral de potencia del electrodo Fp2, bandas slow beta, fast beta y beta total. Los gráficos corresponden al sujeto 4.

- **Electrodos en la región Anterior-Frontal (AF3, AF4, AF7, AF8)**

En AF3 (Figura 24) y AF7(Figura 26), la potencia en la banda Slow Beta durante la “Decisión” disminuye con respecto a la condición “Antes”, mientras que se hace evidente un incremento en la variabilidad de la potencia “Después” de la toma de Decisión. Algo similar ocurre en Fast Beta, durante la condición de “Decisión” disminuye levemente la potencia con respecto a “Antes”, mientras que “Después” se observa un notable incremento en la variabilidad. En Beta Total se refleja la suma de ambos comportamientos.

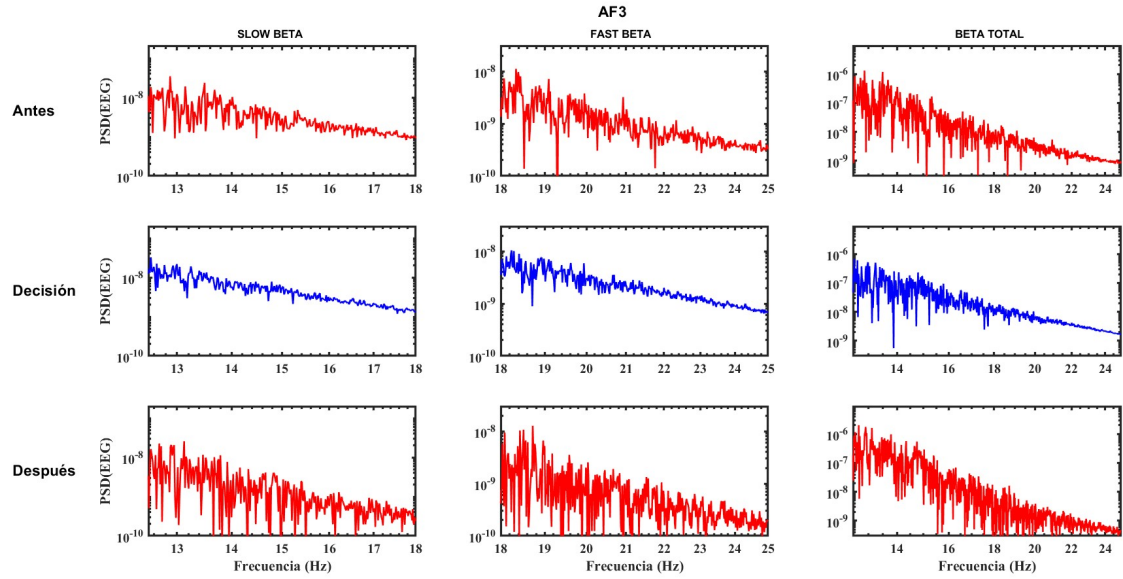


Figura 24: Gráficos LOG-LOG de densidad espectral de potencia del electrodo AF3, bandas slow beta, fast beta y beta total. Los gráficos corresponden al sujeto 4.

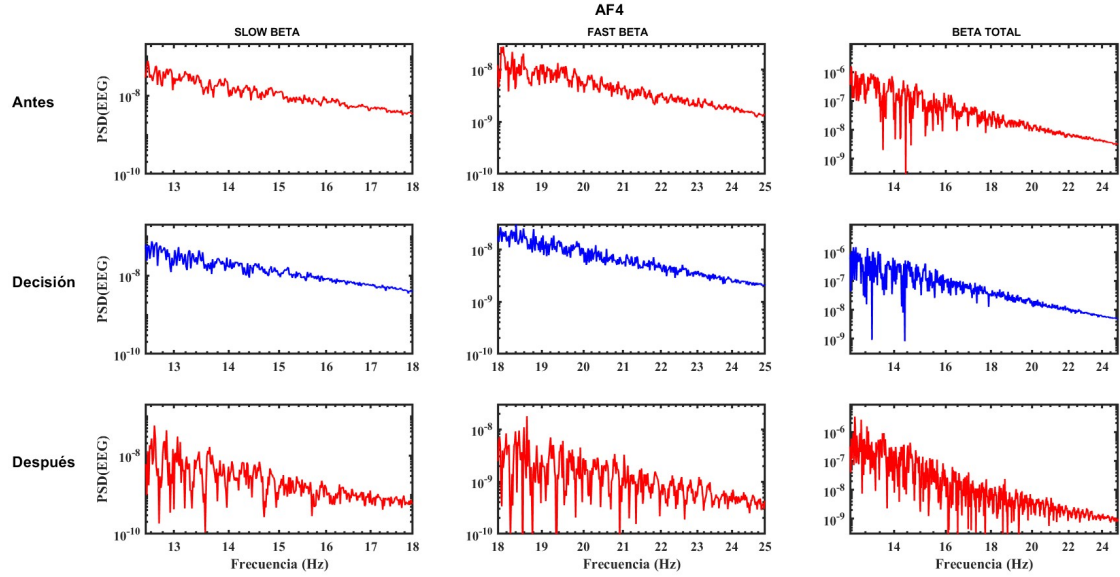


Figura 25: Gráficos LOG-LOG de densidad espectral de potencia del electrodo AF4, bandas slow beta, fast beta y beta total. Los gráficos corresponden al sujeto 4.

En AF8 (**Figura 27**), se presenta una disminución continua de la potencia, tanto para Slow como para Fast Beta, conforme se transita entre condiciones. Sin embargo, en Fast Beta se observa un notable incremento en la variabilidad.

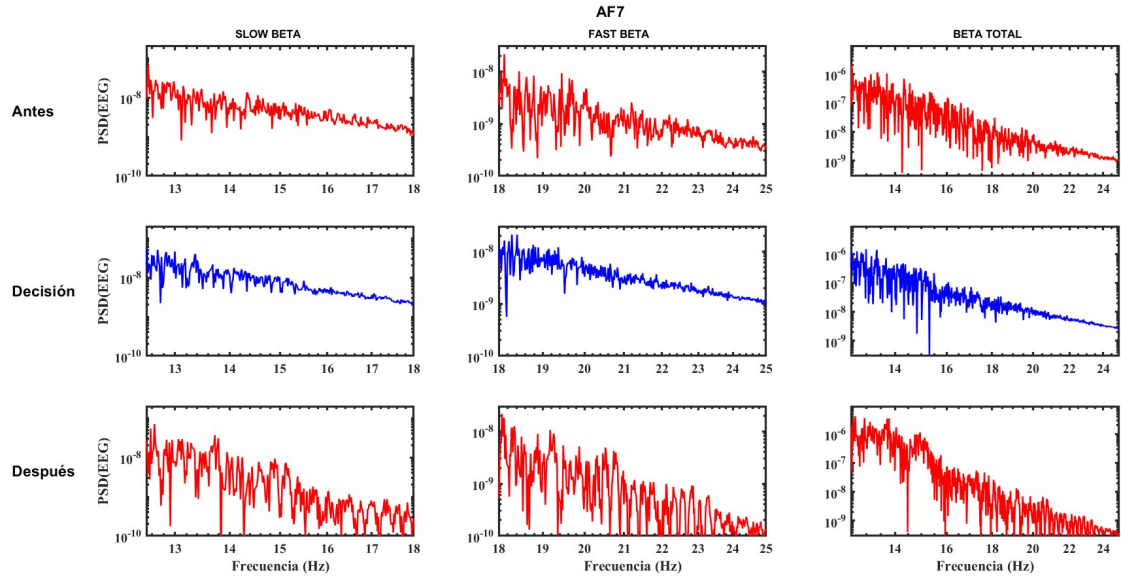


Figura 26: Gráficos LOG-LOG de densidad espectral de potencia del electrodo AF7, bandas slow beta, fast beta y beta total. Los gráficos corresponden al sujeto 4.

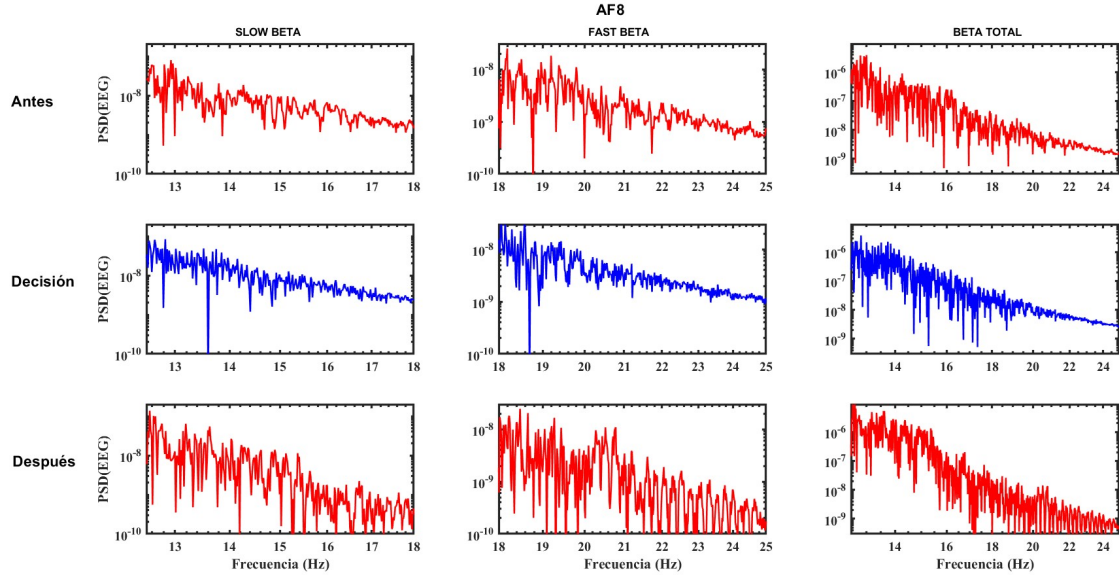


Figura 27: Gráficos LOG-LOG de densidad espectral de potencia del electrodo AF8, bandas slow beta, fast beta y beta total. Los gráficos corresponden al sujeto 4.

Finalmente, para el sujeto 4, AF4 (**Figura 25**) muestra tendencias parecidas a los anteriores, pero la variabilidad en Fast Beta es menos pronunciada en comparación con AF8 (**Figura 27**).

Al finalizar los análisis individuales de los sujetos, y debido a que el ambiente virtual implica la realización de una tarea, se englobaron los resultados de todos los sujetos de estudio, generando así gráficos boxplot combinados con gráficos de dispersión del logaritmo de los ratios entre Slow beta/beta total y Fast beta/beta total que se presentan a continuación:

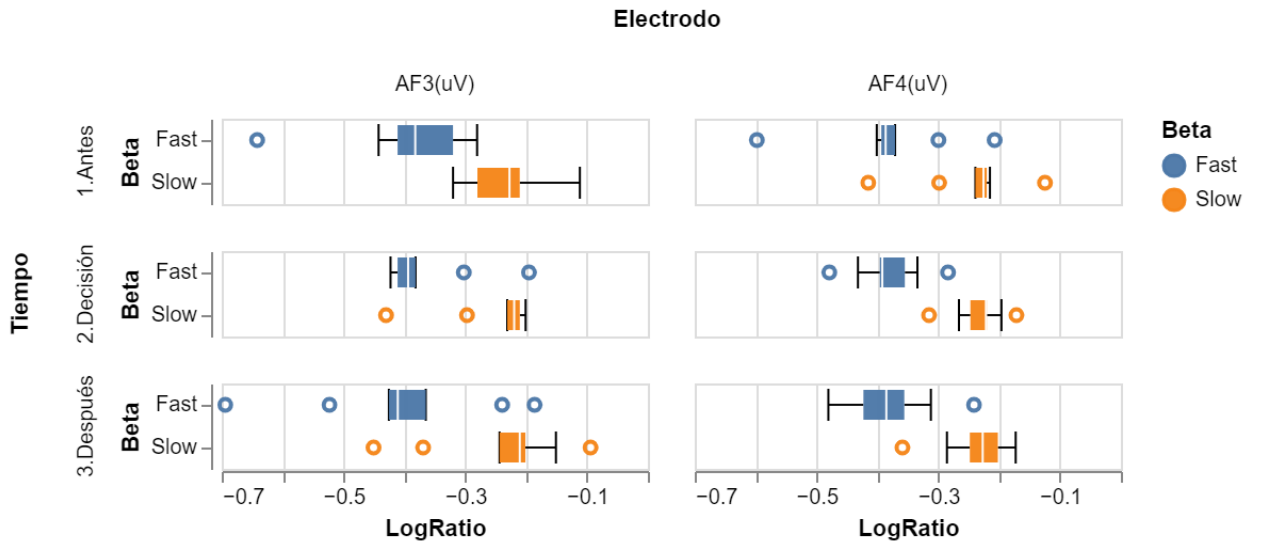


Figura 28: Gráficos Boxplot y dispersión del logaritmo de las relaciones Slow beta/beta Total y Fast beta/beta Total de todos los sujetos de estudio en los electrodos AF3 y AF4. Los datos incluidos corresponden a 11 sujetos.

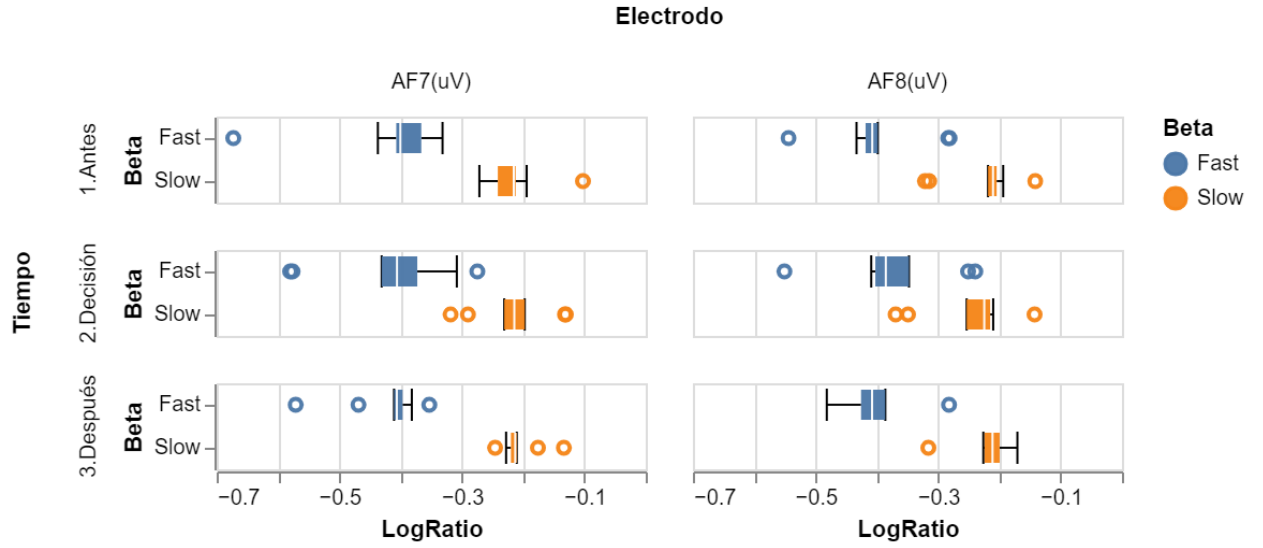


Figura 29: Gráficos Boxplot y dispersión del logaritmo de las relaciones Slow beta/beta Total y Fast beta/beta Total de todos los sujetos de estudio en los electrodos AF7 y AF8. Los datos incluidos corresponden a 11 sujetos.

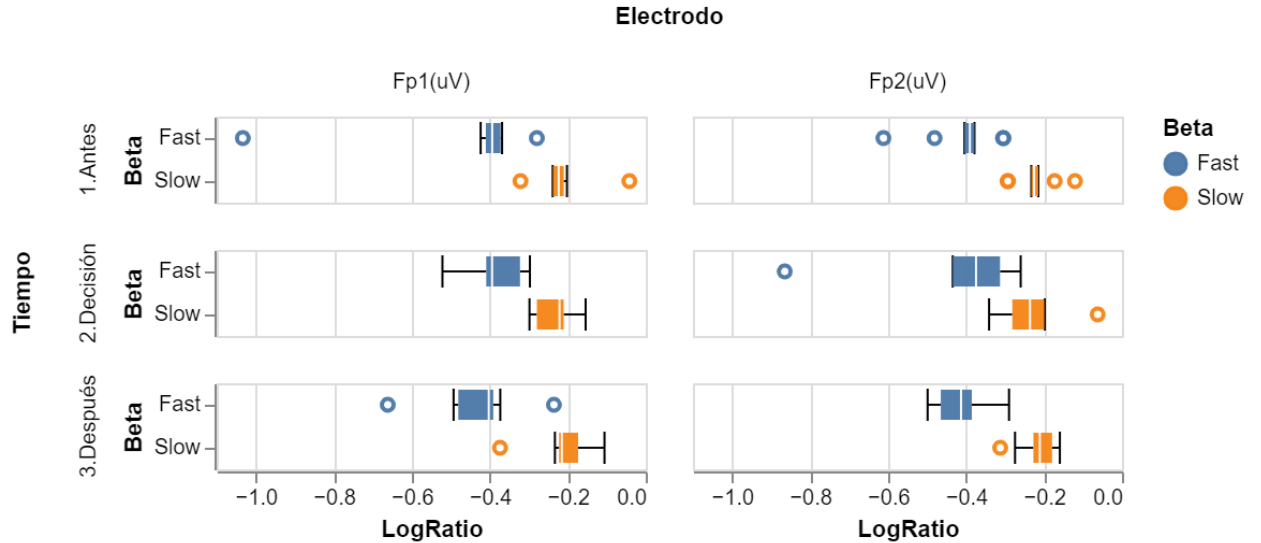


Figura 30: Gráficos Boxplot y dispersión del logaritmo de las relaciones Slow beta/beta Total y Fast beta/beta Total de todos los sujetos de estudio en los electrodos Fp1 y Fp2. Los datos incluidos corresponden a 11 sujetos.

Con base en lo anterior, podemos afirmar que el patrón de actividad en los electrodos frontal y anterior-frontal puede interpretarse en función de su localización:

- Fp1 y Fp2 (**Figura 30**), se asocian a funciones de regulación emocional y atención, lo que se refleja en las bandas de baja frecuencia (Delta, Theta, Alfa y Gamma).
- AF3, AF4 (**Figura 28**), AF7 y AF8 (**Figura 29**), están vinculados a procesos ejecutivos y de toma de decisiones; la actividad en la banda Beta (Slow, Fast y Total) es indicativa de la activación cortical en tareas que requieren atención, evaluación y planificación.

Por lo tanto, la caída pronunciada en la banda Gamma en electrodos frontales y en Fast Beta en la región anterior-frontal durante la etapa de Decisión podría indicar la activación de circuitos cerebrales dedicados al procesamiento efectivo y a la integración de información durante decisiones complejas.

6.3. Análisis Seguimiento Ocular

Para los resultados de seguimiento ocular, también se utiliza para ejemplificar al sujeto 4, al igual que para los datos de EEG, se consideran las épocas de 30 segundos antes, durante y después del proceso de toma de decisión.

En la gráfica (**Figura 31**), se observa el desplazamiento en el eje “x” para cada uno de los ojos. Durante el periodo de “Decisión” los datos tienden a agruparse más alrededor de valores más cercanos a los 1000(px) del eje “x”, esto sugiere un enfoque visual en la región correspondiente al texto y opciones que se le presentan en la pantalla. En cuanto al “Antes” y el “Después” se puede observar mayor dispersión en las posiciones, lo cual es indicador de una exploración del entorno.

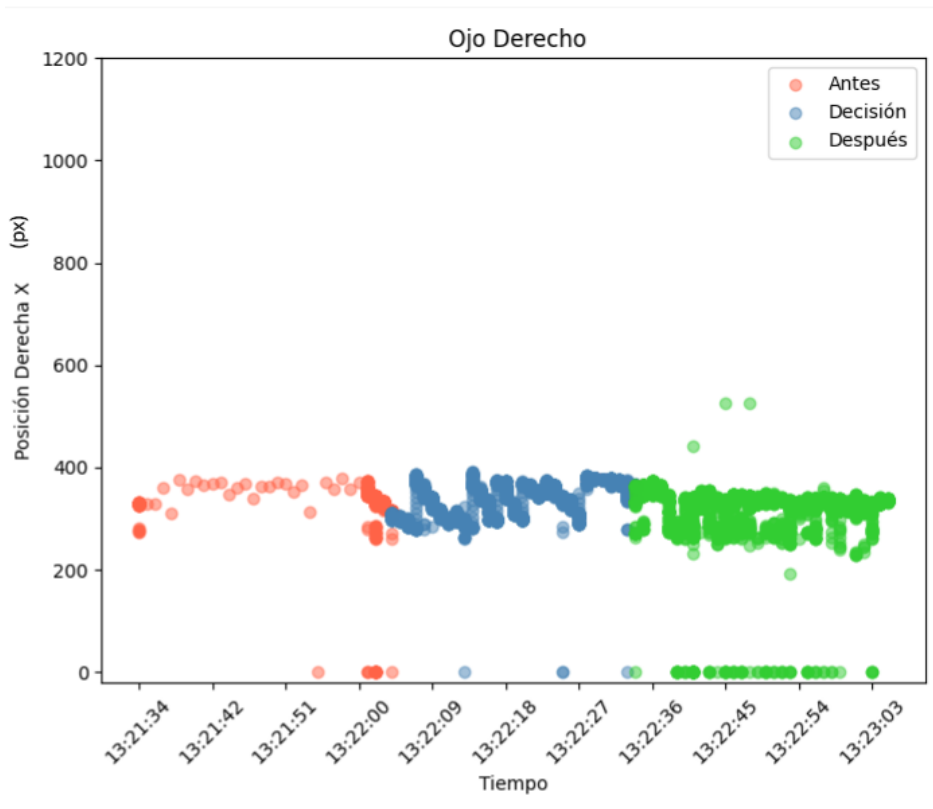
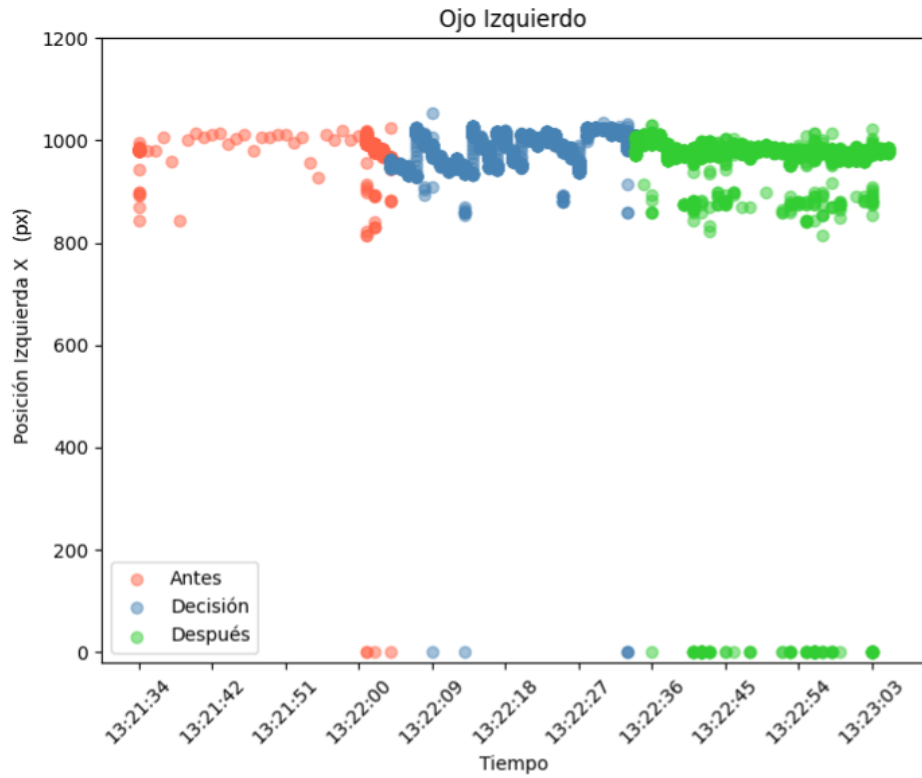


Figura 31: Gráficos de dispersión de la posición x para cada uno de los ojos, en los periodos antes, decisión y después. Los gráficos corresponden al sujeto

4.

En la gráfica (**Figura 32**), se observa el desplazamiento en el eje “y” para cada uno de los ojos. Durante el periodo de “Decisión” los datos tienden a agruparse entorno a los 300(px) del eje “y”, lo que sugiere un enfoque visual en la región correspondiente a la “Tarea de Linda”, en comparación con el “Antes” y el “Después” donde se observa una clara dispersión en la posición vertical de los ojos, siendo esta más evidente en el “Después”.

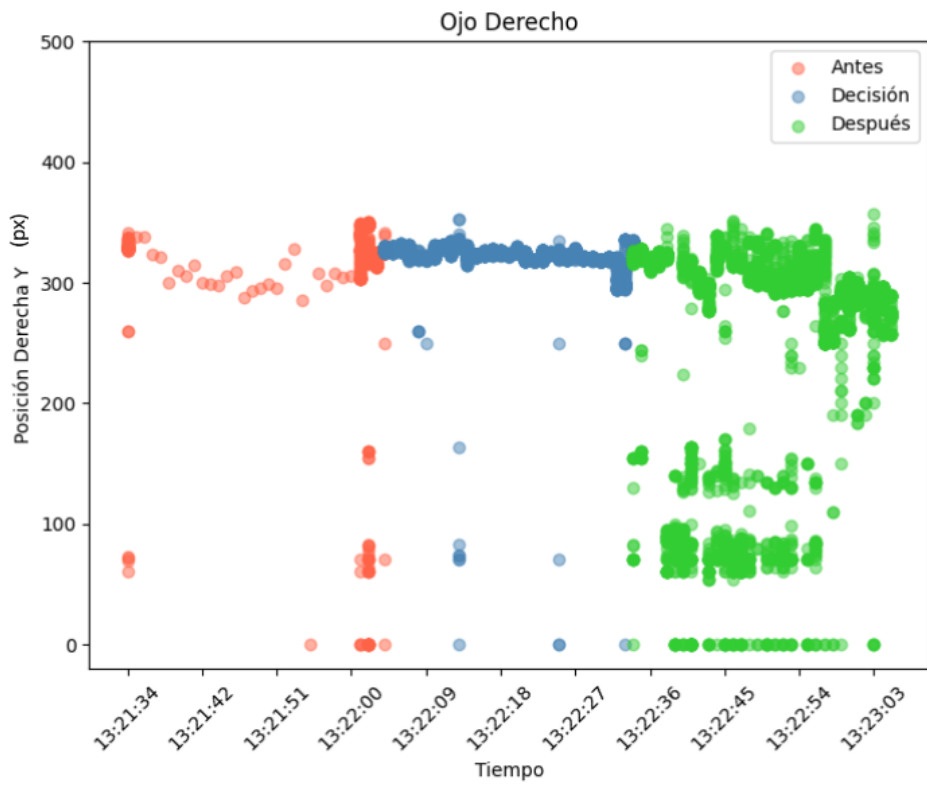
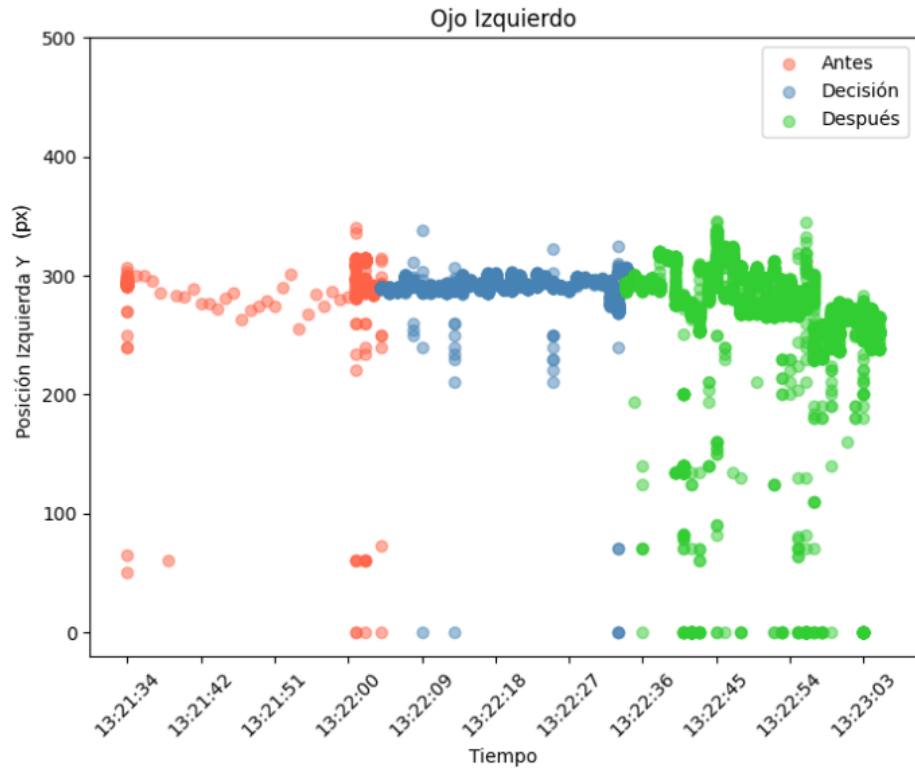


Figura 32: Gráficos de dispersión de la posición y para cada uno de los ojos, en los periodos antes, decisión y después. Los gráficos corresponden al sujeto 4.

En la gráfica (**Figura 33**), se muestra el comportamiento del diámetro de la pupila para cada uno de los ojos, en ella se observa que durante el periodo de “Decisión” el diámetro para ambos ojos se mantiene alrededor de los 90(px) y 100(px), lo cual sugiere un punto específico de atención y procesamiento cognitivo, mientras que en el periodo “Antes” y “Después” existe una clara dispersión en los valores que toma el diámetro de la pupila de cada ojo.

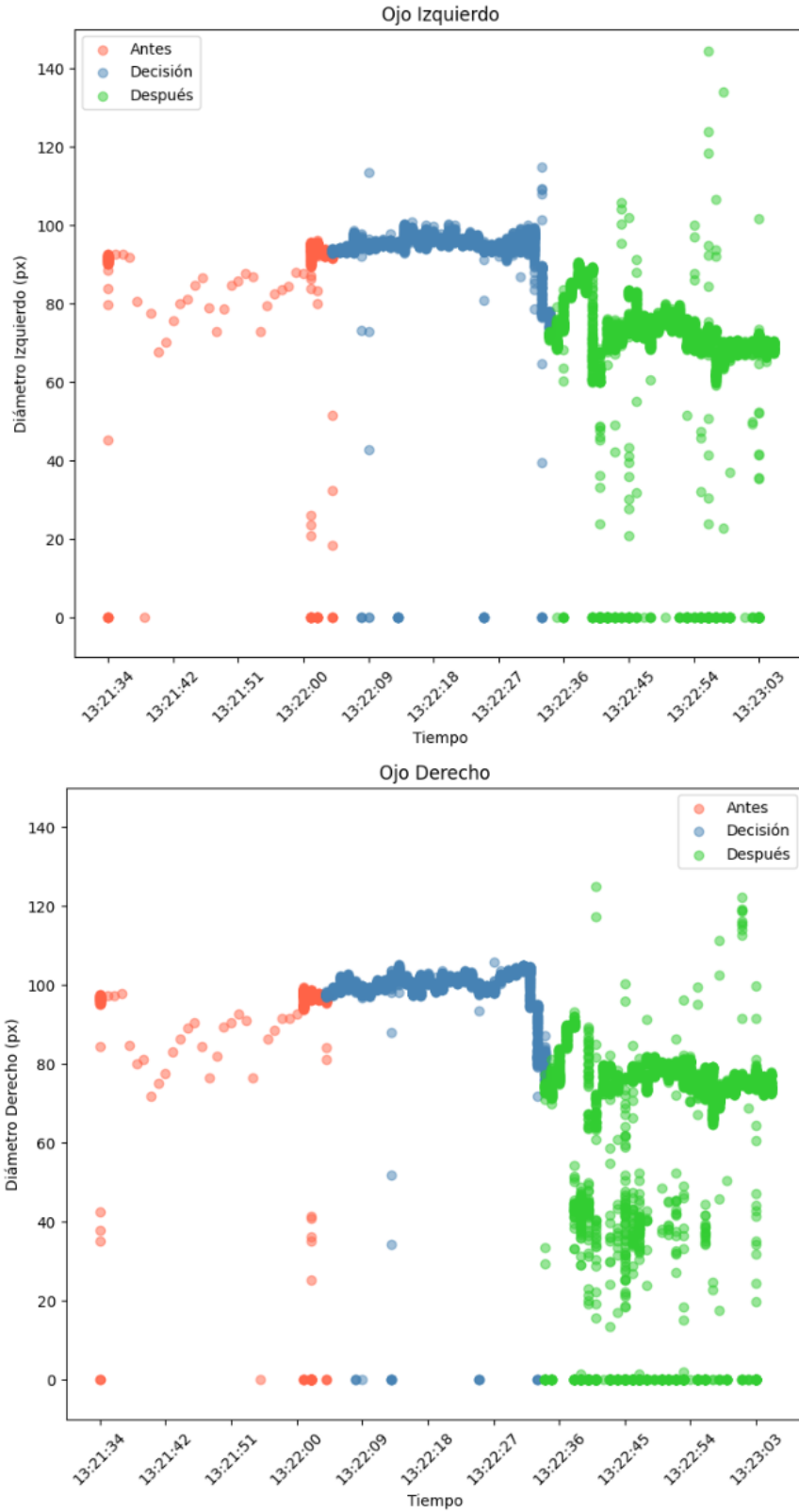


Figura 33: Gráficos de dispersión del diámetro de la pupila para cada uno de los ojos, en los periodos antes, decisión y después. Los gráficos corresponden al sujeto 4.

Finalmente, se englobaron los resultados de todos los sujetos de estudio, generando así gráficos de dispersión (Figura 34) y gráficos de dispersión con boxplot (Figura 35) para la posición en “x” y “y” de cada ojo y gráficos de barras (Figura 36) para el diámetro de la pupila.

En los gráficos que se presentan a continuación, se observa que, durante el periodo de toma de decisión, las posiciones de las pupilas de los sujetos en el eje “y” vs la posición en el eje “x” tienden a concentrarse en algún punto, aunque este no tome los mismos valores para ambos ojos.

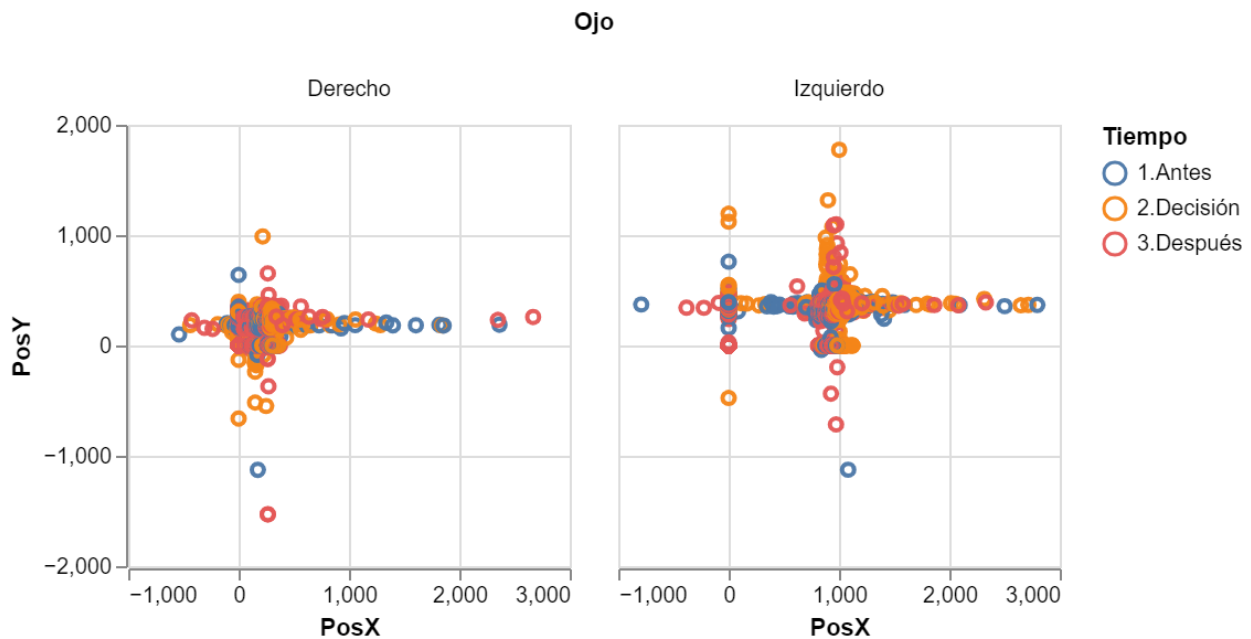


Figura 34: Gráficos de dispersión de la posición de los ojos en relación posición en “y” vs posición en “x”. Los datos incluidos corresponden a 11 sujetos.

La información de la figura anterior se reafirma con los gráficos siguientes, donde al tener posición en eje “x” o eje “y” contra ojo izquierdo y derecho divididos en los periodos antes, durante y después de la toma de decisión, nuevamente durante el periodo de toma de decisión los datos toman valores similares en cada ojo.

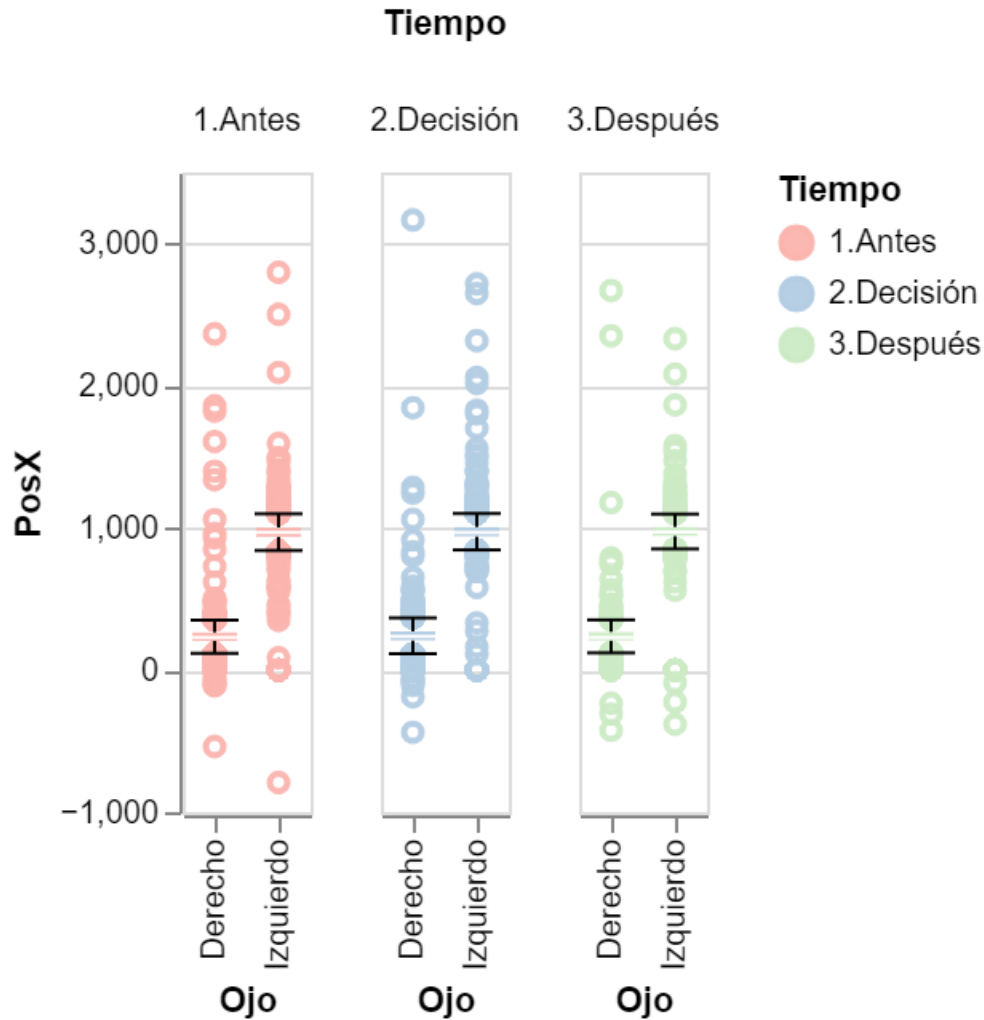


Figura 35: Gráficos de dispersión combinados con boxplot de la posición en “y” en “x” de cada ojo, durante los tres periodos antes, durante y después de la toma de decisión. Los datos incluidos corresponden a 11 sujetos.

Por último, es claro que en los periodos antes y después de la toma de decisión, el diámetro de la pupila es variable, no solo entre periodos, sino también entre ojos, en la medida en la que el diámetro de la pupila izquierda de los sujetos tiende a variar de manera importante, esto es relevante, considerando que durante el periodo de decisión el diámetro de la pupila en ambos ojos se concentra casi de la misma forma en ambos ojos.

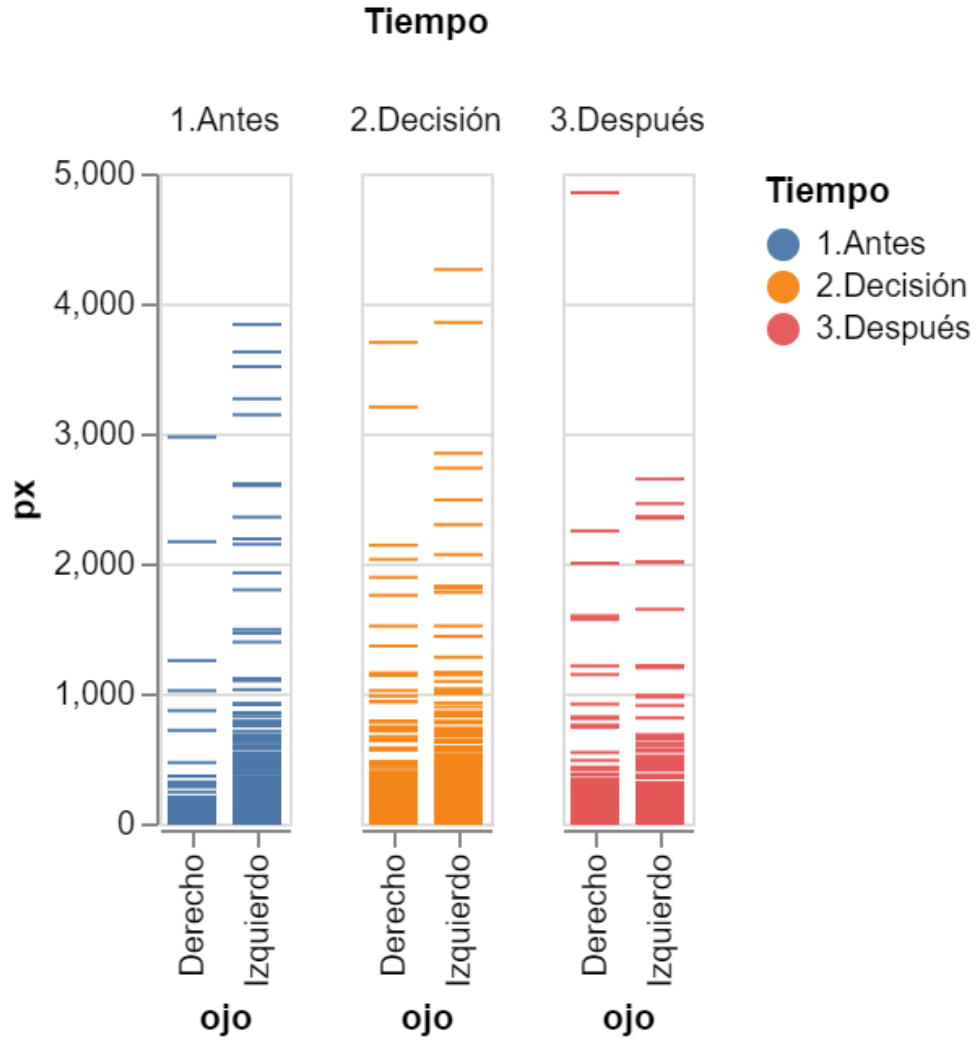


Figura 36: Gráficos de barras de diámetro en relación a cada ojo, durante los tres periodos antes, durante y después de la toma de decisión. Los datos incluidos corresponden a 11 sujetos.

Con base en los resultados generales del análisis de seguimiento ocular, así como en la teoría (Kalaganis et al., 2021), se puede inferir que existe una fijación en el estímulo presentado al sujeto, ya que las trayectorias oculares y las variaciones de dilatación en la pupila en los periodos “Antes”, “Decisión” y “Después” presentan coincidencias con dicho proceso.

7. Conclusiones

El objetivo planteado en la tesis se cumple de manera satisfactoria, ya que se desarrolló una aplicación móvil de realidad virtual básica que permite la obtención de datos durante el proceso de toma de decisiones, y que es lo suficientemente amigable para ser usada en diferentes contextos, no solo para evaluar el sesgo de falacia de conjunción con la “Tarea de Linda”, independientemente de si los sujetos de estudio han utilizado o no dispositivos de realidad virtual. Aunado a esto, el entorno construido puede ser modificado de acuerdo con las necesidades del o los estudios que quisieran retomarlo, haciendo así más eficientes los tiempos de obtención de datos, lo que permitiría enfocar esfuerzos en mejoras o en la construcción de mejores métodos de análisis de datos.

Además, se ha identificado, mediante los programas de análisis desarrollados en este trabajo, que durante el proceso de toma de decisiones:

- La actividad eléctrica cerebral se ve afectada, ya que la caída pronunciada en la banda Gamma en electrodos frontales y en Fast Beta en la región anterior-frontal durante la etapa de “Decisión” podría indicar la activación de circuitos cerebrales dedicados al procesamiento efectivo y a la integración de información durante decisiones complejas.
- El comportamiento ocular presenta valores específicos para las trayectorias oculares, variaciones en la dilatación de la pupila y duración de estos comportamientos, lo que indica un enfoque visual.

En conjunto, tanto el comportamiento de la actividad eléctrica cerebral como el seguimiento ocular indican que existe un procesamiento cognitivo durante el proceso de toma de decisiones.

Cabe resaltar que el análisis global de los registros obtenidos apunta a que, si bien todos los electrodos pueden ser útiles para el estudio de los sesgos cognitivos, pudiera ser especialmente relevante la información obtenida de las relaciones $\frac{\text{Slow Beta}}{\text{Beta Total}}$ y $\frac{\text{Fast Beta}}{\text{Beta Total}}$. Con respecto al seguimiento ocular, parece ser especialmente importante estudiar de dónde provienen las

diferencias entre el comportamiento ocular de ojo derecho e izquierdo, lo que implica que en trabajos futuros deberían obtenerse datos mediante los auriculares de realidad virtual utilizados en este trabajo y mediante otros medios de seguimiento ocular, lo que permitirá hacer una comparación y una comprobación de los datos recabados.

8. Bibliografía

- Algermissen, J., & den Ouden, H. E. (2024). Pupil dilation reflects effortful action invigoration in overcoming aversive Pavlovian biases. *Cognitive, Affective, & Behavioral Neuroscience*. <https://doi.org/10.3758/s13415-024-01191-y>
- Al-Nafjan, A. (2022). Feature selection of EEG signals in neuromarketing. *PeerJ Computer Science*, 8, e944. <https://doi.org/10.7717/peerj-cs.944>
- Başar, E., Başar-Eroglu, C., Karakaş, S., & Schürmann, M. (2001). Gamma, alpha, delta, and theta oscillations govern cognitive processes. *International Journal of Psychophysiology*, 39(2-3), 241-248.
- Berthet, V. (2022). The impact of cognitive biases on professionals' decision-making: A review of four occupational areas. *Frontiers in Psychology*, 12, 802439. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2021.802439>
- Buzsáki, G. (2006). *Rhythms of the Brain*. Oxford University Press.
- Choi, J. W., Kwon, H., Choi, J. S., Kaongoen, N., Hwang, C., Kim, M. U., Kim, B. H., & Jo, S. (2023). Neural applications using immersive virtual reality: A review on EEG studies. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 31, 1645-1658. <https://doi.org/10.1109/tnsre.2023.3254551>
- Devetag, G., & Calluso, C. (2023). The effect of reputation concerns on the conjunction fallacy: A field experiment on Facebook. <https://doi.org/10.2139/ssrn.4326572>
- Hertwig, R., & Gigerenzer, G. (1999). The Conjunction Fallacy Revisited: How Intelligent Inferences Look Like Reasoning Errors. *Journal of Behavioral Decision Making*, 12(4), 275-305. [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1099-0771\(199912\)12:4<275::AID-BDM323>3.0.CO;2-L](https://doi.org/10.1002/(SICI)1099-0771(199912)12:4<275::AID-BDM323>3.0.CO;2-L)
- Kalaganis, F. P., Georgiadis, K., & Oikonomou, V. P. (2021). Unlocking the subconscious consumer bias: A survey on the past, present, and future of hybrid EEG schemes in neuromarketing. *Frontiers in Neuroergonomics*. <https://doi.org/10.3389/fnrgo.2021.672982>

- Khondakar, M. F. K., Sarowar, M. H., Chowdhury, M. H., Majumder, S., Hossain, M. A., Dewan, M. A. A., & Hossain, Q. D. (2024). A systematic review on EEG-based neuro-marketing: Recent trends and analyzing techniques. *Brain Informatics*, *11*(17). <https://doi.org/10.1186/s40708-024-00229-8>
- Korteling, J. E., Paradies, G. L., & Sassen-van Meer, J. P. (2023). Cognitive bias and how to improve sustainable decision making. *Frontiers in Psychology*, *14*, 1129835. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2023.1129835>
- Niedermeyer, E., & da Silva, F. L. (2005). *Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Rubianes Silva, J. A., Burgos, F., & Wu, S.-T. (2016). Interactive Visualization of the Cranio-Cerebral Correspondences for 10/20, 10/10 and 10/5 Systems, 424-431. <https://doi.org/10.1109/SIBGRAPI.2016.065>
- Sá, C., Gomes, P. V., Marques, A., & Correia, A. (2020). The use of portable EEG devices in development of immersive virtual reality environments for converting emotional states into specific commands. *Proceedings*, *54*(1), 43. <https://doi.org/10.3390/proceedings2020054043>
- Silva, J. A. I. R., Suarez Burgos, F. E., & Wu, S.-T. (2016). Interactive visualization of the cranio-cerebral correspondences for 10/20, 10/10 and 10/5 systems. *29th SIBGRAPI Conference on Graphics, Patterns and Images (SIBGRAPI)*, 424-431. <https://doi.org/10.1109/SIBGRAPI.2016.070>
- Tauscher, J.-P., Schottky, F. W., Grogorick, S., Bittner, P. M., Mustafa, M., & Magnor, M. (2019). Immersive EEG: Evaluating electroencephalography in virtual reality. *2019 IEEE Conference on Virtual Reality and 3D User Interfaces (VR)*, 1794-1800. <https://doi.org/10.1109/VR.2019.8797858>
- Zeng, L., Lin, M., Xiao, K., & et al. (2022). Like/dislike prediction for sport shoes with electroencephalography: An application of neuromarketing. *Frontiers in Human Neuroscience*, *15*, 793952. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2021.793952>

9. Anexos

9.1. Anexo 1: Código recolección de respuestas aplicación

```
using System.Collections;
using System.Collections.Generic;
using System.IO;
using System;
using UnityEngine;
using UnityEngine.UI;

public class toggle : MonoBehaviour
{
    Toggle to;
    string FileName;
    void Start()
    {
        to = GetComponent<Toggle>();
        FileName = Application.persistentDataPath + "/Decision.json";
    }
    public void TrueFalseChecker()
    {
        if (to.isOn)
            print("Falso, es mas probable que ocurra un evento
            a que ocurran dos");

        else
            print("Es correcto, no presentas sesgo cognitivo");
    }
}
```



```
Datos data = new Datos();
data.Dia = DateTime.Now.ToString();
data.eleccion = (!to.is0n);
Debug.Log(FileName);
string textComplete = string.Empty;
if (File.Exists(FileName))
{
    textComplete = System.IO.File.ReadAllText(FileName);
}

string json = JsonUtility.ToJson(data, true);
File.WriteAllText(FileName, textComplete + "\n" + json);
}
}
```

9.2. Anexo 2: Cuestionario

- Marca temporal
- Edad
- ¿Cuántas horas dormiste?
- ¿A qué te dedicas?
- ¿Usas lentes?
- ¿Has usado lentes de realidad virtual antes?

Resultados

Sexo	Edad	¿Cuántas horas dormiste?	¿A qué te dedicas?	¿Usas lentes?	¿Haz usado lentes de realidad virtual antes?
FEMENINO	23	6	estudias	no	si
FEMENINO	23	6	estudias	si	no
MASCULINO	23	6	estudias	no	si
FEMENINO	23	7	ambas	si	no
MASCULINO	22	6	estudias	si	si
MASCULINO	22	8	estudias	si	no
FEMENINO	22	-5	ambas	si	si
MASCULINO	23	5	estudias	si	si
MASCULINO	21	8	estudias	si	no
MASCULINO	22	5	estudias	si	no
MASCULINO	26	6	ambas	si	si

Figura 37: Respuestas de los participantes del estudio

9.3. Anexo 3: Código datos crudos EEG

```
% Rangos eje y
y_min = -0.1; % Valor mínimo deseado en el eje Y
y_max = 0.1; % Valor máximo deseado en el eje Y

% Carga del archivo Excel
filename = 'C:\Users\heavy\OneDrive\Desktop\sujetos.xlsx';

% Hoja y columnas de interes
opts = detectImportOptions(filename, 'Sheet', 'Hoja4');
opts.SelectedVariableNames = {'timestamp_s_', 'AF3__V_', 'AF4__V_',
                              'Fp1__V_', 'Fp2__V_', 'AF7__V_', 'AF8__V_'};

data = readtable(filename, opts);

% Convertir timestamps UNIX a datetime en UTC
tiempo = datetime(data.timestamp_s_, 'ConvertFrom', 'posixtime',
                  'TimeZone', 'UTC');

% Especificar zona horaria
tiempo.TimeZone = 'America/Mexico_City';

% Nombres de las columnas de EEG
columnas = {'AF3__V_', 'AF4__V_', 'Fp1__V_', 'Fp2__V_', 'AF7__V_', 'AF8__V_'};

% Ruta para guardar las figuras
outputFolder = 'C:\Users\heavy\OneDrive\Desktop\EEG\1';
if ~exist(outputFolder, 'dir')
    mkdir(outputFolder); % Crea el directorio si no existe
```

```

end

% Convertir el timestamp específico del momento en que
responde en la aplicación a datetime
timestamp_especifico = 1723663355;
hora_especifica = datetime(timestamp_especifico, 'ConvertFrom', 'posixtime',
                           'TimeZone', 'America/Mexico_City');

% Calcula un minuto después del primer registro
hora_inicio = min(tiempo);
hora_un_minuto_despues = hora_inicio + minutes(1);

% Calcular los intervalos de 10 segundos antes y después
intervalos_antes = hora_especifica - seconds(30)
                  :-seconds(30):hora_un_minuto_despues;
intervalos_despues = hora_especifica + seconds(30)
                   :seconds(30):hora_especifica + minutes(1);

% Combinar todos los ticks y ordenarlos
todos_los_ticks = sort([hora_un_minuto_despues, intervalos_antes,
                       hora_especifica, intervalos_despues]);

% Límites del eje X (60 segundos antes y 30 segundos después)
limite_inferior = hora_especifica - seconds(60);
limite_superior = hora_especifica + seconds(30);

% Colores para cada serie de datos
colores = ['b', 'r', 'g', 'k', 'c', 'm'];

% Creación de la figura para subplots por cada electrodo

```

```

figure('Position', [100, 100, 960, 1080]);
ax = gobjects(1, numel(columnas)); % Array para guardar los objetos axes
for i = 1:length(columnas)
    ax(i) = subplot(length(columnas), 1, i);
    plot(tiempo, data.(columnas{i}), 'Color', colores(i));
    ylabel([strrep(columnas{i}, '_', '\_') ' (\muV)']);
    title(['Datos EEG: ' strrep(columnas{i}, '_', '\_')]);
    grid on;

    % Establecer los límites de x e y
    xlim([limite_inferior limite_superior]);
    ylim([y_min, y_max]); % Aplicar los límites manuales de Y

    hold on;
    line([hora_especifica hora_especifica], [y_min y_max], 'Color', 'k',
        'LineStyle', '-', 'LineWidth', 2);

    % Añadir marcas en intervalos de 10 segundos antes
    for j = 1:length(intervalos_antes)
        line([intervalos_antes(j) intervalos_antes(j)], [y_min y_max],
            'Color', [0.5, 0, 0.5], 'LineStyle', '--', 'LineWidth', 1);
    end

    % Añadir marcas en intervalos de 10 segundos después
    for j = 1:length(intervalos_despues)
        line([intervalos_despues(j) intervalos_despues(j)], [y_min y_max],
            'Color', [0.5, 0, 0.5], 'LineStyle', '--', 'LineWidth', 1);
    end

    % Etiquetas del eje X

```

```
xtickangle(40);
xticks(todos_los_ticks);
datetick('x', 'HH:MM:SS', 'keeplimits', 'keepticks');

if i < length(columnas)
    set(gca, 'XTickLabel', []); % Etiquetas solo para el último gráfico
else
    xlabel('Tiempo');
end
end

% Guardar la figura
fullFilePath1 = fullfile(outputFolder, 'EEG_Sujeto1.png');
saveas(gcf, fullFilePath1);
```

9.4. Anexo 4: Códigos gráficos de densidad espectral

Graficos log-log de densidad espectral para Delta, Theta, Alfa y Gamma

```
% Hojas y rangos correspondientes para cada sujeto
hojas = { 'Hoja4'};
rangos = {
    [25603 33059; 33060 40515; 40516 48221], % SUJETO #
};

% Ruta del archivo Excel
filename = 'C:\Users\heavy\OneDrive\Desktop\sujetos.xlsx';

% Columnas de interes
columns = {'AF3__V_', 'AF4__V_', 'Fp1__V_', 'Fp2__V_', 'AF7__V_', 'AF8__V_'};

% Bandas de frecuencia y parámetros del filtro
Band = {'Delta', 'Theta', 'Alfa', 'Gamma'};
f_h = [1.0 3.5 7.5 25]; % Frecuencia alta de corte
f_l = [3.5 7.5 12.5 40]; % Frecuencia baja de corte
fs = 250; % Frecuencia de muestreo

% Límites del eje y para cada banda
ylim_values = {
    [1e-8 1e-2], % Delta
    [1e-8 1e-4], % Theta
    [1e-10 1e-6], % Alfa
    [1e-10 1e-7] % Gamma
};
```

```

% Límites del eje x para cada banda
xlim_values = {
    [1 3.5], % Delta
    [3.5 7.5], % Theta
    [7.5 12.5], % Alfa
    [25 40] % Gamma
};

% Recorrer archivo
for i = 1:numel(hojas)
    hoja = hojas{i};
    rango1 = rangos{i}(1, :);
    rango2 = rangos{i}(2, :);
    rango3 = rangos{i}(3, :);

    % Leer las columnas de la hoja actual
    opts = detectImportOptions(filename, 'Sheet', hoja, 'Range', 'A:H');
    data_all = readtable(filename, opts);

    % Iterar sobre las columnas
    for col = 1:numel(columnas)
        column = columnas{col};
        figure_columns = figure('Position', [100, 100, 1200, 800]);

        % Procesar para cada rango (Antes, Decisión, Después)
        for rango = 1:3
            switch rango
                case 1
                    range_rows = rango1(1):rango1(2);
                    title_rango = 'Antes';

```



```

        color = 'red';
    case 2
        range_rows = rango2(1):rango2(2);
        title_rango = 'Decisión';
        color = 'blue';
    case 3
        range_rows = rango3(1):rango3(2);
        title_rango = 'Después';
        color = 'red';
end

% Subplot para cada banda dentro del rango actual
for b = 1:numel(Band)
    fc = f_l(b);
    [bl, al] = butter(4, fc / (fs/2));
    fc = f_h(b);
    [bh, ah] = butter(4, fc / (fs/2), 'high');

    % Datos según el rango de filas y la columna actual
    data = data_all(range_rows, :);
    selectedColumn = data.(columna);

    % Aplicar el filtro
    dataOut = filtfilt(bl, al, selectedColumn);
    A_filt = filtfilt(bh, ah, dataOut);

    F = fft(A_filt);
    F(1) = []; % Eliminar el componente DC
    n = length(F);
    power = abs(F(1:floor(n/2))).^2;

```

```

    freqmax = fs/2;
    freq = (1:n/2) / n * freqmax;

    % Posición del subplot
    subplot_index = (rango - 1) * numel(Band) + b;
    subplot(3, numel(Band), subplot_index, 'Parent', figure_columns)
    plot(freq, power, 'color', color, 'LineWidth', 1.2);

    % Configurar escala log-log
    set(gca, 'XScale', 'log', 'YScale', 'log');
    xlim(xlim_values{b});
    ylim(ylim_values{b});
    set(gca, 'FontSize', 12, 'FontName', 'Times New Roman', 'FontWei

    % Etiquetas de ejes y títulos según corresponda
    if b == 1
        xlabel('Frecuencia (Hz)');
        ylabel('PSD(EEG)');
        title(title_rango, 'FontSize', 14, 'FontWeight', 'bold');
    end

    % Título de la banda sobre cada gráfica
    text(25, max(power) * 0.9, Band{b}, 'FontSize', 12, 'FontWeight'
end

end

% Título de la columna en la figura completa
sgtitle(strrep(columna, '_', '\_'), 'FontSize', 14, 'FontWeight', 'bold'

% Guardar la figura de la columna actual

```

```
outputFolder = 'C:\Users\heavy\OneDrive\Documentos\MATLAB';
if ~exist(outputFolder, 'dir')
    mkdir(outputFolder);
end
fullFilePathColumns = fullfile(outputFolder, strcat('EEG_', hoja, '_'), c
saveas(figure_columns, fullFilePathColumns);
end
end
```

Graficos log-log de densidad espectral para Slow beta, Fast Beta y Beta total.

```
% Hoja de interes
Hoja = 'Hoja4';

filename = 'C:\Users\heavy\OneDrive\Desktop\sujetos.xlsx';
sheet = Hoja; % Utilizar la hoja específica
range = 'A:H'; % Columnas de interés

opts = detectImportOptions(filename, 'Sheet', sheet, 'Range', range);
data_all = readtable(filename, opts);

% Rangos de interés específicos del sujeto
rango1 = 25603:33059; % 10 s antes del periodo de toma de decisión
rango2 = 33060:40515; % 10 s de la toma de decisión
rango3 = 40516:48221; % 10 s después de la toma de decisión

columns = {'AF3__V_', 'AF4__V_', 'Fp1__V_', 'Fp2__V_', 'AF7__V_', 'AF8__V_'};
Band = {'Slow Beta', 'Fast Beta', 'Beta Total'};

% Frecuencias de corte
f_h = [12.5 18 12.5];
f_l = [18 25.0 25.0];
fs = 250; % Frecuencia de muestreo

% Límites del eje y para cada banda
ylim_values = {
    [1e-10 2e-7], % Slow Beta
    [1e-10 3e-8], % Fast Beta
    [3e-10 9e-6] % Beta Total
```

```

};

% Límites del eje x para cada banda
xlim_values = {
    [12.5 18], % Slow Beta
    [18 25], % Fast Beta
    [12.5 25] % Beta Total
};

% Iterar sobre cada columna
for col = 1:numel(columnas)
    columna = columnas{col};
    figure_columns = figure('Position', [100, 100, 1200, 800]);

    for rango = 1:3
        switch rango
            case 1
                range_rows = rango1;
                title_rango = 'Antes';
                color = 'red';
            case 2
                range_rows = rango2;
                title_rango = 'Decisión';
                color = 'blue';
            case 3
                range_rows = rango3;
                title_rango = 'Después';
                color = 'red';
        end
    end
end

```

```

for b = 1:numel(Band)
    fc_low = f_l(b);
    [bl, al] = butter(4, fc_low / (fs/2));

    fc_high = f_h(b);
    [bh, ah] = butter(4, fc_high / (fs/2), 'high');

    data = data_all(range_rows, :);
    selectedColumn = data.(columna);

    dataOut = filtfilt(bl, al, selectedColumn);
    A_filt = filtfilt(bh, ah, dataOut);

    F = fft(A_filt);
    F(1) = [];
    n = length(F);
    power = abs(F(1:floor(n/2))).^2;
    freqmax = fs/2;
    freq = (1:n/2) / n * freqmax;

    subplot_index = (rango - 1) * numel(Band) + b;
    subplot(3, numel(Band), subplot_index, 'Parent', figure_columns);
    loglog(freq, power, 'color', color, 'LineWidth', 1.5); % Se mantiene

    % Aplicar límites del eje X e Y según la banda
    xlim(xlim_values{b});
    ylim(ylim_values{b});

    set(gca, 'FontSize', 12, 'FontName', 'Times New Roman', 'FontWeight',

```

```

        if b == 1
            text(xlim_values{b}(1), ylim_values{b}(2) * 0.9, title_rango, 'F
            ylabel('PSD(EEG)');
        end

        if rango == 3
            xlabel('Frecuencia (Hz)');
        end
    end
end

sgtitle(strrep(columna, '_', '\_'), 'FontSize', 14, 'FontWeight', 'bold');

outputFolder = 'C:\Users\heavy\OneDrive\Documentos\MATLAB';
if ~exist(outputFolder, 'dir')
    mkdir(outputFolder);
end

fullFilePathColumns = fullfile(outputFolder, strcat('EEG_', Hoja, '_', column
saveas(figure_columns, fullFilePathColumns);
end

```

9.5. Anexo 5: Código gráficos de seguimiento ocular

```
import pandas as pd
import matplotlib.pyplot as plt
import seaborn as sns

# Cargar el archivo Excel
df = pd.read_excel('C:/Users/heavy/OneDrive/Desktop/Sujeto4ojos.xlsx')

# Columna 'Tiempo' en formato de texto
df['Tiempo'] = df['Tiempo'].astype(str)

# Valores de 'Tiempo' en formato HH:MM:SS
df = df[df['Tiempo'].str.match(r'^\d{2}:\d{2}:\d{2}$')]

# Columna 'Tiempo' a formato de hora (HH:MM:SS) sin fechas
df['Tiempo'] = pd.to_timedelta(df['Tiempo'].apply(lambda x: f'0 days {x}'))

# Extraer HH:MM:SS
df['Tiempo'] = df['Tiempo'].apply(lambda x: str(x).split(' ')[-1])

# Dividir en subgrupos según la columna 'rango'
rango1 = df[df['rango'] == 1]
rango2 = df[df['rango'] == 2]
rango3 = df[df['rango'] == 3]

# Filtrar los valores de diámetro
max_valor = 400
rango1 = rango1[rango1['DiamDer'] <= max_valor]
rango2 = rango2[rango2['DiamDer'] <= max_valor]
```



```

rango3 = rango3[rango3['DiamDer'] <= max_valor]

rango1 = rango1[rango1['DiamIzq'] <= max_valor]
rango2 = rango2[rango2['DiamIzq'] <= max_valor]
rango3 = rango3[rango3['DiamIzq'] <= max_valor]

# Etiquetas del eje X
def ajustar_etiquetas_eje_x(ax):
    xticks = ax.get_xticks()
    step = max(1, len(xticks) // 10)
    ax.set_xticks(xticks[::step])
    ax.tick_params(axis='x', rotation=45)

# Gráficos de posiciones X
def generar_graficos_posicion_x(rango1, rango2, rango3):
    fig, axes = plt.subplots(1, 2, figsize=(14, 6))

    color_rango1 = '#FF6347'
    color_rango2 = '#4682B4'
    color_rango3 = '#32CD32'

    labels = ['Antes', 'Decisión', 'Después']

    # Gráfico de dispersión de las posiciones horizontales (IzqPosX)
    axes[0].scatter(rango1['Tiempo'], rango1['IzqPosX'], color=color_rango1,
                    alpha=0.5, label=labels[0])
    axes[0].scatter(rango2['Tiempo'], rango2['IzqPosX'], color=color_rango2,
                    alpha=0.5, label=labels[1])
    axes[0].scatter(rango3['Tiempo'], rango3['IzqPosX'], color=color_rango3,

```

```

        alpha=0.5, label=labels[2])
axes[0].set_title(f'Ojo Izquierdo')
axes[0].set_xlabel('Tiempo')
axes[0].set_ylabel('Posición Izquierda X')
axes[0].legend()
ajustar_etiquetas_eje_x(axes[0])
axes[0].set_ylim(-20, 1200)

# Gráfico de dispersión de las posiciones horizontales (DerPosX)
axes[1].scatter(rango1['Tiempo'], rango1['DerPosX'], color=color_rango1,
                alpha=0.5, label=labels[0])
axes[1].scatter(rango2['Tiempo'], rango2['DerPosX'], color=color_rango2,
                alpha=0.5, label=labels[1])
axes[1].scatter(rango3['Tiempo'], rango3['DerPosX'], color=color_rango3,
                alpha=0.5, label=labels[2])
axes[1].set_title(f' Ojo Derecho')
axes[1].set_xlabel('Tiempo')
axes[1].set_ylabel('Posición Derecha X')
axes[1].legend()
ajustar_etiquetas_eje_x(axes[1])
axes[1].set_ylim(-20, 1200)

plt.tight_layout()
plt.show()

# Gráficos de posiciones Y
def generar_graficos_posicion_y(rango1, rango2, rango3):
    fig, axes = plt.subplots(1, 2, figsize=(14, 6))

```

```

color_rango1 = '#FF6347'
color_rango2 = '#4682B4'
color_rango3 = '#32CD32'

labels = ['Antes', 'Decisión', 'Después']

# Gráfico de dispersión de las posiciones verticales (IzqPosY)
axes[0].scatter(rango1['Tiempo'], rango1['IzqPosY'], color=color_rango1,
                alpha=0.5, label=labels[0])
axes[0].scatter(rango2['Tiempo'], rango2['IzqPosY'], color=color_rango2,
                alpha=0.5, label=labels[1])
axes[0].scatter(rango3['Tiempo'], rango3['IzqPosY'], color=color_rango3,
                alpha=0.5, label=labels[2])
axes[0].set_title(f'Ojo Izquierdo')
axes[0].set_xlabel('Tiempo')
axes[0].set_ylabel('Posición Izquierda Y')
axes[0].legend()
ajustar_etiquetas_eje_x(axes[0])
axes[0].set_ylim(-20, 500)

# Gráfico de dispersión de las posiciones verticales (DerPosY)
axes[1].scatter(rango1['Tiempo'], rango1['DerPosY'], color=color_rango1,
                alpha=0.5, label=labels[0])
axes[1].scatter(rango2['Tiempo'], rango2['DerPosY'], color=color_rango2,
                alpha=0.5, label=labels[1])
axes[1].scatter(rango3['Tiempo'], rango3['DerPosY'], color=color_rango3,
                alpha=0.5, label=labels[2])
axes[1].set_title(f'Ojo Derecho')
axes[1].set_xlabel('Tiempo')
axes[1].set_ylabel('Posición Derecha Y')

```

```

axes[1].legend()
ajustar_etiquetas_eje_x(axes[1])
axes[1].set_ylim(-20, 500)

plt.tight_layout()
plt.show()

# Gráficos de diámetro vs tiempo
def generar_graficos_diametro_vs_tiempo(rango1, rango2, rango3):
    fig, axes = plt.subplots(1, 2, figsize=(14, 6))

    color_rango1 = '#FF6347'
    color_rango2 = '#4682B4'
    color_rango3 = '#32CD32'

    labels = ['Antes', 'Decisión', 'Después']

    # Gráfico de dispersión de diámetro izquierdo (DiamIzq)
    axes[0].scatter(rango1['Tiempo'], rango1['DiamIzq'], color=color_rango1,
                    alpha=0.5, label=labels[0])
    axes[0].scatter(rango2['Tiempo'], rango2['DiamIzq'], color=color_rango2,
                    alpha=0.5, label=labels[1])
    axes[0].scatter(rango3['Tiempo'], rango3['DiamIzq'], color=color_rango3,
                    alpha=0.5, label=labels[2])
    axes[0].set_title(f'Ojo Izquierdo')
    axes[0].set_xlabel('Tiempo')
    axes[0].set_ylabel('Diámetro Izquierdo')
    axes[0].legend()
    ajustar_etiquetas_eje_x(axes[0])

```

```

axes[0].set_ylim(-10, 400)

# Gráfico de dispersión de diámetro derecho (DiamDer)
axes[1].scatter(rango1['Tiempo'], rango1['DiamDer'], color=color_rango1,
                alpha=0.5, label=labels[0])
axes[1].scatter(rango2['Tiempo'], rango2['DiamDer'], color=color_rango2,
                alpha=0.5, label=labels[1])
axes[1].scatter(rango3['Tiempo'], rango3['DiamDer'], color=color_rango3,
                alpha=0.5, label=labels[2])
axes[1].set_title(f'Ojo Derecho')
axes[1].set_xlabel('Tiempo')
axes[1].set_ylabel('Diámetro Derecho')
axes[1].legend()
ajustar_etiquetas_eje_x(axes[1])
axes[1].set_ylim(-10, 400)

plt.tight_layout()
plt.show()

# Generar los gráficos
generar_graficos_posicion_x(rango1, rango2, rango3)
generar_graficos_posicion_y(rango1, rango2, rango3)
generar_graficos_diametro_vs_tiempo(rango1, rango2, rango3)

```

9.6. Anexo 6: Repositorio

Para descargar los códigos generados y datos obtenidos de las pruebas aplicadas dirigirse al repositorio: <https://github.com/JossRojasMartinez/Tesis>