



**UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA CENTROAMERICANA**

**FACULTAD DE INGENIERÍA**

**PROYECTO DE INVESTIGACIÓN**

**DESARROLLO DE UN PROTOTIPO DE SISTEMA DE ILUMINACIÓN**

**UTILIZANDO ONDAS EEG Y EL DISPOSITIVO NEUROSKY**

**MINDFLEX**

**PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO:**

**INGENIERO EN BIOMÉDICA**

**PRESENTADO POR:**

**21941196 ANDREA IVETTE BRIZUELA RAMOS**

**ASESOR: MANUEL GAMERO**

**CAMPUS: SAN PEDRO SULA**

**DICIEMBRE, 2023**

## **DEDICATORIA**

Este logro es dedicado principalmente a Dios, quien me dio la sabiduría y las fuerzas para culminar esta etapa en mi vida. De igual forma, dedico mi trabajo a mis padres y mis hermanos, quienes fueron mi guía para nunca darme por vencido, quienes han sido mi motor para nunca rendirme y convertirme en la profesional que llegaré a ser.

## **AGRADECIMIENTOS**

Primeramente, quiero agradecer a Dios por haberme permitido llegar hasta el lugar donde estoy, por cada logro y enseñanza que adquirí a lo largo de estos años. Por darme la sabiduría y las fuerzas para sobrellevar cada uno de los obstáculos que se presentaron en el camino. A mis padres, por haber puesto tanto esfuerzo y sacrificio para yo poder convertirme en la persona que soy hoy en día.

A mis hermanos, modelos a seguir, cuya inspiración y aliento han sido una constante motivación para seguir sus pasos y alcanzar mis metas. A mis mejores amigas y amigos, los cuales fueron pilares en este camino apoyándome y motivándome a nunca rendirme ya que vieron el potencial en mí para seguir adelante en cada situación mala que se me presentaba.

Agradezco a cada persona que fue participe de este trabajo, a los que estuvieron ayudándome, brindando su tiempo y colaboración para llevar a cabo la investigación. Así mismo, agradezco a Universidad Tecnológica Centroamericana por abrirme las puertas y a mis docentes que con mucha dedicación y paciencia impartieron una parte de sus conocimientos a mí y es por ellos que estoy donde estoy.

Por último, un agradecimiento a mi asesor metodológico por haber brindado su apoyo durante estas semanas y que siempre me motivaba a dar lo mejor de mí en cada etapa de este proceso.

## EPÍGRAFE

*"La calidad nunca es un accidente, siempre es el resultado de un esfuerzo de la inteligencia".*

**-John Ruskin**

## RESUMEN EJECUTIVO

La interfaz cerebro-computadora es una tecnología que permite la comunicación directa entre el cerebro y dispositivos electrónicos. Este proyecto de investigación se enfoca en el desarrollo de un prototipo de iluminación residencial haciendo uso de la tecnología *Mindflex* de *NeuroSky*, con el objetivo de desarrollar un prototipo que funcione como herramienta futura a personas con discapacidades motoras. El prototipo propuesto se basa en una interfaz cerebro-computadora que permite el control de la iluminación mediante señales cerebrales. La metodología del proyecto implica una revisión del estado del arte, selección de materiales y tecnologías adecuadas, diseño e implementación del sistema, y evaluación de su funcionalidad y desempeño. Se seleccionaron 15 estudiantes de diferentes carreras de UNITEC. Estos sujetos fueron elegidos como muestra representativa para probar la eficacia del sistema en un entorno diverso. Las señales cerebrales generadas fueron procesadas utilizando la plataforma de desarrollo Processing para lograr la interacción deseada con el sistema de iluminación. Los resultados obtenidos incluyen el desarrollo de un prototipo funcional, la integración exitosa de *Mindflex* con el sistema de iluminación residencial, y la validación del sistema a través de pruebas y evaluaciones. Este representa una solución innovadora y accesible para las personas con discapacidades motoras, brindándoles mayor autonomía y comodidad en su entorno residencial.

**Palabras Clave:** iluminación residencial, Mindflex, discapacidades motoras, interfaz cerebro-computadora, tecnología asistiva

## **ABSTRACT**

Brain-computer interface is a technology that allows direct communication between the brain and electronic devices. This research project focuses on the development of a residential lighting prototype using NeuroSky's Mindflex technology, with the objective of developing a prototype that will function as a future tool for people with motor disabilities. The proposed prototype is based on a brain-computer interface that allows the control of lighting using brain signals. The project methodology involves a review of the state of the art, selection of appropriate materials and technologies, design and implementation of the system, and evaluation of its functionality and performance. Fifteen students from different UNITEC careers were selected. These subjects were chosen as a representative sample to test the effectiveness of the system in a diverse environment. The generated brain signals were processed using the Processing development platform to achieve the desired interaction with the lighting system. The results obtained include the development of a working prototype, the successful integration of Mindflex with the residential lighting system, and the validation of the system through testing and evaluation. This represents an innovative and accessible solution for people with motor disabilities, providing them with greater autonomy and comfort in their residential environment.

**Keywords:** residential lighting, Mindflex, motor disabilities, brain-computer interface, assistive technology

# ÍNDICE DE CONTENIDO

<b>I.</b>	<b>INTRODUCCIÓN</b>	1
<b>II.</b>	<b>ESTADO DEL ARTE</b>	3
<b>2.1</b>	<b>ANTECEDENTES</b>	3
<b>2.2</b>	<b>PROBLEMÁTICA</b>	23
<b>2.3</b>	<b>IMAGEN INTEGRADORA</b>	25
<b>2.4</b>	<b>LIMITACIONES</b>	27
<b>III.</b>	<b>OBJETIVOS</b>	30
<b>3.1</b>	<b>OBJETIVO GENERAL</b>	30
<b>3.2</b>	<b>OBJETIVOS ESPECÍFICOS</b>	30
<b>IV.</b>	<b>MÉTODOS</b>	31
<b>4.1</b>	<b>OBJETIVO DEL MÉTODO</b>	31
<b>4.2</b>	<b>VARIABLES DE INVESTIGACIÓN</b>	33
4.2.1	VARIABLE INDEPENDIENTE	33
4.2.2	VARIABLES DEPENDIENTES	33
<b>4.3</b>	<b>OPERACIONALIZACIÓN DE LAS VARIABLES</b>	35
<b>4.4</b>	<b>RESUMEN DEL PROCEDIMIENTO</b>	37
4.4.1	MATERIALES	37
4.4.2	POBLACIÓN	39
4.4.3	METODOLOGÍA DE ESTUDIO	39
4.4.3.1	Fase de Diseño	40
4.4.3.2	Fase de Desarrollo	40
4.4.3.3	Fase de Integración	41
4.4.3.4	Validación de Diseño	41
4.4.3.5	Validación de Desarrollo	41
4.4.3.6	Validación de Integración	42
<b>4.5</b>	<b>IMAGEN DEL PROCESO</b>	44
<b>4.6</b>	<b>MÉTRICAS DE EVALUACIÓN / VALIDACIÓN</b>	46
4.6.1	RANGO DE FRECUENCIA	46
4.6.2	TIEMPO DE RESPUESTA	47
4.6.3	EJECUCIÓN DE COMANDOS	47
<b>V.</b>	<b>RESULTADOS</b>	49
<b>5.1</b>	<b>DEFINICIÓN DE ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DEL PROTOTIPO</b>	49

5.1.1	SELECCIÓN DE MATERIALES .....	49
5.1.1.1	Arduino UNO.....	49
5.1.1.2	Módulo Bluetooth HC-05/HC-06 .....	50
5.1.1.3	Módulo Relé .....	51
5.1.1.4	Bombillo.....	52
5.1.1.5	Mindflex .....	53
5.1.1.6	Resultados de Costos.....	53
5.1.2	DISEÑO DEL PROTOTIPO.....	54
5.1.2.1	Diseño Esquemático del Prototipo.....	54
5.1.2.2	Diseño Físico del Prototipo .....	56
<b>5.2</b>	<b>EXTRACCIÓN Y CONFIGURACIÓN DEL CHIP NEUROSKY Y CONEXIÓN PRELIMINAR A ARDUINO UNO</b>	<b>58</b>
5.2.1	CONFIGURACIÓN DE DISPOSITIVO MINDFLEX.....	58
5.2.2	ANÁLISIS DE PRUEBA DE ONDAS.....	63
<b>5.3</b>	<b>INTEGRACIÓN DE CHIP NEUROSKY CON ARDUINO UNO E INCORPORACIÓN DE MÓDULO BLUETOOTH</b>	<b>64</b>
<b>5.4</b>	<b>PRUEBAS Y EVALUACIÓN DEL SISTEMA</b> .....	<b>65</b>
5.4.1	DESCRIPCIÓN DE LOS PARTICIPANTES .....	65
5.4.2	RECOLECCIÓN DE DATOS.....	66
5.4.3	PROGRAMACIÓN EN ARDUINO .....	67
5.4.3.1	Arduino UNO Maestro .....	68
5.4.3.2	Arduino UNO Esclavo.....	70
5.4.4	ANÁLISIS DE LAS SEÑALES OBTENIDAS.....	71
<b>5.5</b>	<b>COMPARATIVA CON OPENBCI</b> .....	<b>73</b>
5.5.1	CONFIGURACIÓN DE OPENBCI.....	74
5.5.2	ANÁLISIS COMPARATIVO .....	77
5.5.2.1	Transformada de Fourier en Matlab.....	77
5.5.2.2	Segmentación de las Señales en Matlab .....	79
5.5.2.3	Estadística de OpenBCI y Mindflex.....	81
5.5.2.4	COMPARATIVA ENTRE MINDFLEX CON OPENBCI .....	101
<b>5.6</b>	<b>ANÁLISIS DE FUNCIONAMIENTO DEL PROTOTIPO</b> .....	<b>102</b>
5.6.1	TIEMPO DE RESPUESTA DEL PROTOTIPO .....	102
5.6.2	RENDIMIENTO DEL PROTOTIPO .....	105
5.6.3	ÁREAS DE MEJORA.....	111

5.6.4	DISCUSIÓN .....	112
<b>VI.</b>	<b>CONCLUSIONES .....</b>	<b>114</b>
<b>VII.</b>	<b>REFERENCIAS .....</b>	<b>115</b>
<b>VIII.</b>	<b>ANEXOS.....</b>	<b>120</b>

## ÍNDICE DE TABLAS

<b>Tabla 1. Tipos de Sistemas BCI</b> .....	15
<b>Tabla 2. Limitantes de Estudios Pasados</b> .....	27
<b>Tabla 3. Objetivo del Método</b> .....	31
<b>Tabla 4. Objetivo del Método</b> .....	31
<b>Tabla 5. Especificaciones Técnicas Arduino UNO</b> .....	50
<b>Tabla 6. Especificaciones Técnicas de HC-05</b> .....	50
<b>Tabla 7. Especificaciones Técnicas de HC-06</b> .....	51
<b>Tabla 8. Especificaciones Técnicas de Módulo Relé</b> .....	52
<b>Tabla 9. Especificaciones Técnicas de Bombillo</b> .....	53
<b>Tabla 10. Especificaciones Técnicas de Mindflex</b> .....	53
<b>Tabla 11. Costos de Materiales</b> .....	54
<b>Tabla 12. Posición de las Ondas Cerebrales conforme a la Programación</b> .....	62
<b>Tabla 13. Datos de los participantes</b> .....	65
<b>Tabla 14. Variables Cuantitativas de Participantes</b> .....	66
<b>Tabla 15. Estimación de la Diferencia - Sujeto 1</b> .....	81
<b>Tabla 16. Resultados de Pruebas en Aplicación de T de 2 Muestras - Sujeto 1</b> .....	82
<b>Tabla 17. Estimación de la Diferencia - Sujeto 2</b> .....	83
<b>Tabla 18. Resultados de Pruebas en Aplicación de T de 2 Muestras - Sujeto 2</b> .....	83
<b>Tabla 19. Estimación de la Diferencia - Sujeto 3</b> .....	84
<b>Tabla 20. Resultados de Pruebas en Aplicación de T de 2 Muestras - Sujeto 3</b> .....	84
<b>Tabla 21. Estimación de la Diferencia - Sujeto 4</b> .....	85
<b>Tabla 22. Resultados de Pruebas en Aplicación de T de 2 Muestras - Sujeto 4</b> .....	86
<b>Tabla 23. Estimación de la Diferencia - Sujeto 5</b> .....	87
<b>Tabla 24. Resultados de Pruebas en Aplicación de T de 2 Muestras - Sujeto 5</b> .....	87

<b>Tabla 25. Estimación de la Diferencia - Sujeto 6</b> .....	88
<b>Tabla 26. Resultados de Pruebas en Aplicación de T de 2 Muestras - Sujeto 6</b> .....	88
<b>Tabla 27. Estimación de la Diferencia - Sujeto 7</b> .....	89
<b>Tabla 28. Resultados de Pruebas en Aplicación de T de 2 Muestras - Sujeto 7</b> .....	89
<b>Tabla 29. Estimación de la Diferencia - Sujeto 8</b> .....	90
<b>Tabla 30. Resultados de Pruebas en Aplicación de T de 2 Muestras - Sujeto 8</b> .....	90
<b>Tabla 31. Estimación de la Diferencia - Sujeto 9</b> .....	91
<b>Tabla 32. Resultados de Pruebas en Aplicación de T de 2 Muestras - Sujeto 9</b> .....	91
<b>Tabla 33. Estimación de la Diferencia - Sujeto 10</b> .....	92
<b>Tabla 34. Resultados de Pruebas en Aplicación de T de 2 Muestras - Sujeto 10</b> .....	93
<b>Tabla 35. Estimación de la Diferencia - Sujeto 11</b> .....	93
<b>Tabla 36. Resultados de Pruebas en Aplicación de T de 2 Muestras - Sujeto 11</b> .....	94
<b>Tabla 37. Estimación de la Diferencia - Sujeto 12</b> .....	95
<b>Tabla 38. Resultados de Pruebas en Aplicación de T de 2 Muestras - Sujeto 12</b> .....	95
<b>Tabla 39. Estimación de la Diferencia - Sujeto 13</b> .....	96
<b>Tabla 40. Resultados de Pruebas en Aplicación de T de 2 Muestras - Sujeto 13</b> .....	97
<b>Tabla 41. Estimación de la Diferencia - Sujeto 14</b> .....	98
<b>Tabla 42. Resultados de Pruebas en Aplicación de T de 2 Muestras - Sujeto 14</b> .....	99
<b>Tabla 43. Estimación de la Diferencia - Sujeto 15</b> .....	100
<b>Tabla 44. Resultados de Pruebas en Aplicación de T de 2 Muestras - Sujeto 15</b> .....	100
<b>Tabla 45. Tiempo de Respuesta del Prototipo - Sujeto 7</b> .....	103
<b>Tabla 46. Estadística Descriptiva de Beta Bajo - Sujeto 7</b> .....	103
<b>Tabla 47. Tiempo de Respuesta del Prototipo - Sujeto 10</b> .....	104
<b>Tabla 48. Estadística Descriptiva de Beta Bajo - Sujeto 10</b> .....	105
<b>Tabla 49. Rendimiento del Prototipo del Sujeto 1-5</b> .....	106

<b>Tabla 50. Rendimiento del Prototipo del Sujeto 6-10.....</b>	<b>107</b>
<b>Tabla 51. Rendimiento del Prototipo del Sujeto 11-15 .....</b>	<b>108</b>
<b>Tabla 52. Análisis del Rendimiento del Prototipo de un Sistema de Iluminación .....</b>	<b>109</b>
<b>Tabla 53. Rendimiento del Prototipo con Módulo Relé.....</b>	<b>110</b>
<b>Tabla 54. Análisis del Rendimiento del Prototipo de un Sistema de Iluminación .....</b>	<b>111</b>

## ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

<b>Ilustración 1. Implementación de Tecnología de Vanguardia</b> .....	26
<b>Ilustración 2. Variable Independiente y Variables Dependientes</b> .....	34
<b>Ilustración 3. Metodología en V</b> .....	40
<b>Ilustración 4. Etapa 1 - Configuración de Mindflex</b> .....	44
<b>Ilustración 5. Etapa 2 - Programación en Software de Processing y Arduino IDE</b> .....	45
<b>Ilustración 6. Etapa 3 - Recolección de datos</b> .....	46
<b>Ilustración 7. Diseño Esquemático del Prototipo</b> .....	55
<b>Ilustración 8. Conexión de Mindflex con Arduino</b> .....	56
<b><i>Ilustración 9. Conexión de Módulo Relé con Bombillo</i></b> .....	57
<b><i>Ilustración 10. Diseño Final de Prototipo</i></b> .....	58
<b>Ilustración 11. Apertura de Mindflex</b> .....	59
<b>Ilustración 12. Placa de Mindflex</b> .....	59
<b>Ilustración 13. Conexión a Pin T y Ground</b> .....	60
<b>Ilustración 14. Programación de BrainSerialOut</b> .....	61
<b>Ilustración 15. Rangos de Ondas Cerebrales</b> .....	62
<b>Ilustración 16. Señales Cerebrales de Prueba</b> .....	63
<b>Ilustración 17. Colocación del Dispositivo Mindflex</b> .....	67
<b>Ilustración 18. Código Arduino Primario</b> .....	68
<b>Ilustración 19. Continuación de Código Arduino Primario</b> .....	69
<b>Ilustración 20. Parte Final de Código de Arduino Primario</b> .....	70
<b>Ilustración 21. Código Arduino Secundario</b> .....	71
<b>Ilustración 22. Continuación de Código Arduino Secundario</b> .....	71
<b>Ilustración 23. Señales en Processing del Sujeto 7</b> .....	72
<b>Ilustración 24. Colocación de OpenBCI</b> .....	74

<b>Ilustración 25. Software de OpenBCI.....</b>	<b>75</b>
<b>Ilustración 26. Configuración del Software.....</b>	<b>76</b>
<b>Ilustración 27. Visualización de Señales EEG - Sujeto 7.....</b>	<b>77</b>
<b>Ilustración 28. FFT en Matlab.....</b>	<b>78</b>
<b>Ilustración 29. Continuación de Código de FFT.....</b>	<b>79</b>
<b>Ilustración 30. Código Segmentación en Matlab.....</b>	<b>80</b>
<b>Ilustración 31. Continuación de Código de Segmentación.....</b>	<b>80</b>
<b>Ilustración 32. Gráfico de Valores Individuales - Sujeto 1.....</b>	<b>82</b>
<b>Ilustración 33. Gráfico de Valores Individuales - Sujeto 2.....</b>	<b>83</b>
<b>Ilustración 34. Gráfico de Valores Individuales - Sujeto 3.....</b>	<b>85</b>
<b>Ilustración 35. Gráfico de Valores Individuales - Sujeto 4.....</b>	<b>86</b>
<b>Ilustración 36. Gráfico de Valores Individuales - Sujeto 5.....</b>	<b>87</b>
<b>Ilustración 37. Gráfico de Valores Individuales - Sujeto 6.....</b>	<b>88</b>
<b>Ilustración 38. Gráfico de Valores Individuales - Sujeto 7.....</b>	<b>90</b>
<b>Ilustración 39. Gráfico de Valores Individuales - Sujeto 8.....</b>	<b>91</b>
<b>Ilustración 40. Gráfico de Valores Individuales - Sujeto 9.....</b>	<b>92</b>
<b>Ilustración 41. Gráfico de Valores Individuales - Sujeto 10.....</b>	<b>93</b>
<b>Ilustración 42. Gráfico de Valores Individuales - Sujeto 11.....</b>	<b>94</b>
<b>Ilustración 43. Gráfico de Valores Individuales - Sujeto 12.....</b>	<b>96</b>
<b>Ilustración 44. Gráfico de Valores Individuales - Sujeto 13.....</b>	<b>98</b>
<b>Ilustración 45. Gráfico de Valores Individuales - Sujeto 14.....</b>	<b>99</b>
<b>Ilustración 46. Gráfico de Valores Individuales - Sujeto 15.....</b>	<b>101</b>
<b>Ilustración 47. Programación de Prueba para Módulo Relé.....</b>	<b>109</b>

## ÍNDICE DE ANEXOS

<b>Anexo 1. Gráficas de Processing .....</b>	<b>120</b>
<b>Anexo 2. Gráficas de OpenBCI GUI .....</b>	<b>125</b>

## LISTA DE SIGLAS

**BCI:** Brain Computer Interface

**EEG:** Electroencefalografía

**FFT:** Transformada Rápida de Fourier

**UNITEC:** Universidad Tecnológica Centroamericana

## I. INTRODUCCIÓN

La actividad cerebral es principalmente caracterizada por la presencia de patrones o frecuencias por segundos, en algunos casos, unas tienden a ser más rápidas que otras, estas se conocen como ondas cerebrales (Gentile, 2019). La detección de ondas se logra mediante el uso de un Electroencefalógrafo, el cual por medio del uso de electrodos en la superficie del cuero cabelludo permiten registrar la actividad eléctrica cerebral, esta es una técnica no invasiva. Estas ondas cerebrales actualmente se encuentran clasificadas en cinco categorías: *Alpha, Beta, Delta, Theta y Gamma* (Guevara & Patricio, 2017). Cada segmento de ondas correspondiente a una banda de frecuencia que está asociado a distintas actividades características humanas.

Las ondas cerebrales, representan la actividad eléctrica generada por las células nerviosas en el cerebro, desempeñan un papel fundamental en la capacidad de percibir, pensar y actuar. El análisis de las señales cerebrales durante la ejecución de acciones o la toma de decisiones ofrece una vista única para comprender como nuestro cerebro procesa información y coordina nuestras actividades diarias. La tecnología ha ido evolucionando y ha logrado desarrollarse en el ámbito de la interacción cerebro-computador o también conocido como *BCI (Brain Computer Interface)*.

La interfaz cerebro-computadora es una tecnología que ha avanzado en las últimas décadas, permitiendo una comunicación directa entre el cerebro y dispositivos electrónicos, como computadoras, prótesis o cualquier otro dispositivo (Minguez, 2008). Esta interfaz funciona mediante la interpretación de señales eléctricas generadas por el cerebro, las cuales son mayormente conocidas como ondas cerebrales, las cuales son procesadas y traducidas en comandos para el control de dispositivos externos.

*Mindflex* es un juego de mesa y un dispositivo de entretenimiento cerebral basado en tecnología *ThinkGear* desarrollada por *NeuroSky*, este ha causado interés en personas de varias edades debido a su innovadora interacción cerebro-computadora (Katona et al., 2014). Permite experimentar el control directo de objetos físicos utilizando sus habilidades mentales. La unidad de procesamiento de señales, también desarrollada por la tecnología *ThinkGear* de *NeuroSky*, puede determinar el valor de concentración o atención. Dispositivos de apoyo como

*Mindflex* han llevado la interacción *BCI* a un nuevo nivel, permitiendo que las personas sean capaces de poder controlar objetos, experimenten y que pongan su cerebro a trabajar.

El proyecto de investigación se enfocará en el desarrollo de un prototipo que a futuro funcione para la calidad de vida de las personas con discapacidad motora en Honduras mediante la implementación de la Interfaz Cerebro-Computadora para el control de iluminación en su hogar.

El documento contará con seis capítulos. En el capítulo II se abordarán los estudios previamente realizados sobre la interfaz cerebro-computadora y los proyectos desarrollados hasta la fecha, así mismo abordando las limitaciones en algunos. En el capítulo III se mostrarán los objetivos del proyecto. En el capítulo IV se describirá la metodología empleada para llevar a cabo el proyecto. En el capítulo V se presentarán los resultados que se obtuvieron del proyecto, mostrando los datos recolectados. En el último capítulo VI se presentarán las conclusiones obtenidas para futuras investigaciones.

## II. ESTADO DEL ARTE

### 2.1 ANTECEDENTES

El avance tecnológico en el ámbito de la actividad cerebral y la interfaz cerebro-computadora ha sido objeto de investigación a nivel global a lo largo de los años. En el próximo capítulo, se analiza cómo estos avances tecnológicos se han desarrollado en diversos países y su impacto en las personas que enfrentan la discapacidad motora, una condición asociada a enfermedades neuromusculares.

La Interfaz Cerebro-Computadora se enfoca en la decodificación de las señales cerebrales con el propósito de controlar dispositivos externos, como prótesis o sillas de ruedas, entre otros objetos. Este enfoque tiene como objetivo principal restaurar la independencia de las personas que sufren de algún tipo de discapacidad previniéndoles el movimiento completo de su cuerpo, ya que enfrentan limitaciones significativas en la realización de acciones por sí mismos.

Los investigadores Ruşanu et al., (2018) realizaron un proyecto denominado **«A brain-computer interface based on the integration of NI myRIO development device and NeuroSky Mindwave headset»** el cual tuvo como objetivo el desarrollo de un sistema de interfaz cerebro-computadora utilizado para controlar un robot móvil mediante la fuerza de los parpadeos. El proyecto estaba primordialmente enfocado en ayudar a personas con discapacidades neuromotoras que padecen de enfermedades graves como parálisis o pérdida del habla.

La solución a esta problemática había implicado la integración de la plataforma *NI myRIO* con un auricular electroencefalográfico *NeuroSky Mindwave* el cual tuvo como finalidad el proporcionar un canal de comunicación eficiente, preciso y robusto con el entorno exterior. La aplicación buscaba controlar y supervisar un robot móvil mediante diferentes direcciones de movimiento utilizando el número total de parpadeos para enviar comandos al dispositivo. Estos parpadeos servirían como comandos para el dispositivo de asistencia, tales como la detención con un parpadeo, el avance con dos, el retroceso con tres, la rotación a la izquierda con cuatro parpadeos y la rotación a la derecha con cinco parpadeos (Ruşanu et al., 2018).

Al finalizar el proyecto, se destacó la integración exitosa de la plataforma *NI myRIO* y el auricular electroencefalográfico *NeuroSky Mindwave*. Al utilizar los parpadeos voluntarios como entradas de control, los cuales fueron identificados como artefactos en la señal electroencefalográfica, se detalló el algoritmo utilizado para interpretar y contar estos parpadeos para ejecutar comandos deseados. La estrategia de control resultante demostró simplicidad y precisión, fomentando una interacción natural entre los pacientes y el robot móvil.

En el estudio titulado como «**EEG Based Brain Computer Interface for Controlling a Robot Arm Movement Through Thought**» se llevó a cabo la implementación de la comunicación directa entre el cerebro de un usuario y una máquina. El enfoque del proyecto se centró en la medición no invasiva de información cortical mediante la electroencefalografía. El trabajo incluía la participación de cuatro sujetos los cuales fueron una (1) mujer y tres (3) hombres (Bousseta et al., 2018).

Se empleaba el uso del *EMOTIV EPOC Headset* para registrar las actividades eléctricas neuronales en el cuero cabelludo de los sujetos, y estas actividades se enviaban a una computadora para su análisis. El objetivo consistía en desarrollar un sistema que permitiera a los usuarios controlar un brazo robótico utilizando sus pensamientos. En los resultados obtenidos, se concluyó que el *BCI* propuesto permitía el control del brazo robótico en las cuatro direcciones, logrando una precisión promedio del 88.45% en todas las personas partícipes del estudio. Los investigadores promovían el desarrollo de *BCI* para ampliar las tareas que pueden ser realizadas. Esto proporcionaría un medio útil de asistencia para personas con discapacidades motoras (Bousseta et al., 2018).

«**The Survival of Intellectual Disabled Subjects in Social Environment Using BCI**» fue un proyecto el cual se enfocó principalmente en la integración de la interfaz cerebro-computadora, con el fin de permitir a personas con discapacidades, interactuar con dispositivos electrónicos y electrodomésticos en su hogar mediante señales cerebrales (Ashok et al., 2018).

Este trabajo realizó la implementación de un sistema de control de un robot y electrodomésticos en el hogar basado en señales cerebrales registradas mediante la tecnología de *Neurosky*. El algoritmo *eSense* se empleaba para caracterizar los estados mentales, y el uso de la tecnología *ThinkGear* en el auricular permitió la extracción de las

señales cerebrales de los sujetos al eliminar los artefactos. Estas señales cerebrales extraídas se transmitieron al microcontrolador Arduino mediante un módulo Bluetooth HC-05. El proyecto logró desarrollar de una manera efectiva el sistema *BCI* para permitir a personas con discapacidades controlar sus electrodomésticos y dispositivos utilizando señales cerebrales. El uso de cada uno de los materiales utilizados fue de relevancia a la hora de realizar la extracción de las señales y el procesamiento de las mismas, brindando una conexión efectiva y logrando en sí que el proyecto tuviera éxito (Ashok et al., 2018).

El presente proyecto se enmarca en un contexto de investigación relevante a los aspectos abordados anteriormente. Conocido por nombre «**Comparison of different EEG signal analysis techniques for an offline lower limb motor imagery brain-computer interface**». Para este, se llevó a cabo una investigación previa en el ámbito de la rehabilitación de pacientes con discapacidades motoras, centrándose en el uso de dispositivos de asistencia para el movimiento. El objetivo del proyecto fue mejorar el proceso de rehabilitación de los pacientes a través del uso de interfaces cerebro-computador. Se investigó el potencial con las que contaban las Interfaces Cerebro-Máquina (*BCI*) controladas por señales cerebrales para promover la neuro-plasticidad y, como consecuencia, optimizar el proceso de rehabilitación de las extremidades inferiores. (Ortiz et al., 2018).

Fueron partícipes seis (6) personas sanas. Las señales EEG fueron adquiridas por la herramienta *StarstimR32* de *Neuroelectrics*. Las señales luego fueron analizadas mediante algoritmos desarrollados en *Matlab*. Así mismo, se implementó la Imaginación Motora (MI) utilizada para la representación mental de movimientos físicos, que es cuando una persona imagina realizar una acción sin ejecutarla físicamente. Después del preprocesamiento, se procedió al análisis de los segmentos de cada canal considerado mediante distintos métodos con el fin de extraer las características correspondientes a cada evento. Entre los enfoques empleados se incluyen la Transformada de Stockwell (ST), la Transformada Rápida de Fourier (FFT) y la Transformada de Hilbert-Huang (HHT) (Ortiz et al., 2018).

Se llevó a cabo el análisis de múltiples técnicas de procesamiento temporal de una Interfaz Cerebro-Máquina (*BCI*) destinada a la Imaginación Motora (MI), en una configuración de prueba offline. De todas las estrategias metodológicas sometidas a evaluación, se constató que la combinación de la Transformada de Stockwell (ST) y el algoritmo de Máquina de Soporte Vectorial (SVM) demostró un rendimiento sobresaliente en términos de precisión.

Los autores que realizaron el estudio denominado como «**Playing with Robots Using Your Brain**» se basaron en el uso de la encefalografía como un medio para que individuos con discapacidad motora tuvieran la oportunidad de adquirir habilidades para maniobrar dispositivos electrónicos tales como sillas de ruedas robóticas, exoesqueletos, brazos robóticos y computadoras. Esta aproximación se concebía como una vía para asistir a estas personas en la ejecución de tareas cotidianas y permitirles participar en actividades recreativas tanto por diversión como para entrenar el control mental de dispositivos electrónicos de una manera entretenida (Queiroz et al., 2018) .

El proyecto tuvo como objetivo el proponer un juego llamado “*Hot and Cold*” haciendo utilización de un robot *Turtlebot3 Waffle* y el *EEG EMOTIV Insight* de cinco canales, en el cual el jugador tenía que controlar el robot utilizando su cerebro para guiarlo. Los autores llevaron a cabo una revisión bibliográfica sobre el tema de control de robots a través señales cerebrales, con el fin de aportar nuevos conocimientos en esta área de investigación mediante la introducción de esta nueva práctica. Al concluir con ese estudio, se dieron cuenta que el trabajar con comandos EEG no es una tarea sencilla, lo que sugirió la importancia de desarrollar juegos que requieran pocos comandos, como el juego “*Hot and Cold*” propuesto en el proyecto (Queiroz et al., 2018). Este tipo de juegos abren una ventana a personas con discapacidades motoras ya que les permite comenzar a ser partícipes de estas implementaciones nuevas en el área de BCI.

*El estudio «Design of electric wheelchair controller based on brainwaves spectrum EEG sensor»*, se realizó en el año 2018 y tuvo como propósito la creación de una silla de ruedas eléctrica controlada mediante la actividad eléctrica del cerebro, con la ayuda de sensores EEG. El objetivo de esta investigación radicó en el diseño de una silla de ruedas eléctrica destinada a personas con discapacidad, particularmente aquellas que carecen de manos o pies, lo que dificulta el uso de métodos de control convencional (Utama & Saputra, 2018).

Los investigadores emplearon un dispositivo portátil con *LabVIEW* como centro de control para la programación, estableciendo una comunicación directa con Arduino e incorporándolo con un sensor ultrasónico de distancia “HCSR-04” para garantizar la seguridad de la silla de ruedas. Los movimientos habilitados en la silla incluyeron desplazamiento hacia

adelante, hacia atrás, a la derecha y a la izquierda. La tecnología seleccionada para este proyecto recayó en *NeuroSky* gracias a su comodidad en comparación con otros sistemas *EEG*.

Al concluir el proyecto, a pesar de los desafíos encontrados a lo largo del camino, los investigadores lograron el desarrollo de la silla de ruedas controlada por señales de *EEG*, brindando así un sistema eficaz y prometedor para aquellas personas que sufren de una discapacidad (Utama & Saputra, 2018).

Nguyen et al., (2018) desarrollaron un proyecto cuyo propósito era la creación de una interfaz cerebro-computador con el fin de crear un sistema de deletreo con el uso de señales electroencefalográficas generadas al abrir y cerrar los ojos, así mismo, al realizar doble parpadeo. A este estudio lo llamaron «**A High-Rate BCI Speller Based on Eye-Closed EEG Signal**». Los investigadores se apoyaron en un mecanismo asincrónico y constaba de un módulo de procesamiento de señales y una interfaz gráfica de usuario, el cual contaba con veintiséis caracteres en inglés y un símbolo especial.

Los que captaba el sistema eran las acciones al cerrar los ojos y parpadear. Estas señales se sometían a un proceso de procesamiento para luego ser convertidas en comandos. El acto de cerrar los ojos realizaba el comando de "seleccionar", mientras que el parpadeo doble se utilizaba como la función de "deshacer". De igual modo, se propuso un clasificador de máquina de soporte vectorial de tres clases las cuales involucraron el análisis de señales *EEG* de tres grupos, los cuales eran ojos abiertos en estado inactivo, ojos cerrados y parpadeo doble.

Los resultados de dicho proyecto indicaron que la implementación de *BCI* propuesto logró una precisión global del 93.8% en la clasificación multiclase. Posteriormente, se empleaba el "*speller*" en un experimento en línea para deletrear la palabra "*bcispeller*" utilizando una ventana de tiempo de un segundo, obteniendo una precisión promedio del 92.3% y una velocidad de deletreo promedio de cinco letras por minuto (Nguyen et al., 2018).

En el proyecto titulado «**EEG Signal Based Cognitive System for Controlling Home Appliances and Generating Speech Command**» los autores, Hassan et al., (2019) se propusieron la tarea de aprovechar las señales cerebrales generadas por el parpadeo con el objetivo de empoderar a personas con discapacidades físicas, permitiéndoles realizar tareas cotidianas de manera independiente. Su enfoque central era el desarrollo de un sistema que

aprovechara las señales captadas a través del parpadeo para controlar dispositivos eléctricos y llevar a cabo acciones diarias.

Hicieron utilización del dispositivo *MindWave Mobile* de *Neurosky* para recopilar señales de electroencefalograma (*EEG*) de un solo canal en el lóbulo frontal, relacionado con acciones voluntarias. El parpadeo generaba un cambio significativo en el *EEG*, que se empleaba como un potencial de acción. Como resultados, los autores lograron una precisión del 92% en la detección del parpadeo, lo que se consideraba lo suficientemente alto para poder controlar dispositivos eléctricos. Se realizaron cincuenta pruebas con personas, hombres y mujeres de diferentes edades. Las tasas de precisión no alcanzaron el 100% debido a posibles interrupciones causadas por ruido ambiental, estados mentales inestables o condiciones médicas inusuales (Hassan et al., 2019).

Ruşanu et al., (2019) Llevaron a cabo un estudio denominado como «**Experimental Model of a Robotic Hand Controlled by Using NeuroSky Mindwave Mobile Headset**» el cual fue un estudio relacionado con el desarrollo de un modelo de una mano robótica controlada utilizando el auricular *Neurosky Mindwave Mobile* de segunda generación. Con este dispositivo se captaron las señales EEG al momento de parpadeos voluntarios de una persona. Para lograr lo establecido, se creó una aplicación en *LabVIEW* para la adquisición de datos del auricular, para procesar las señales y también para seleccionar los comandos de la flexión o extensión de la mano, haciendo un enfoque en los cuatro dedos del diseño los cuales eran el meñique, anular, medio e índice.

Los investigadores propusieron una aplicación basada en *LabVIEW* para controlar una mano robótica por medio de parpadeos voluntarios. Al final, los resultados mostraron que el sistema fue capaz de detectar el parpadeo con un 92% de precisión. Al realizar un parpadeo se producía una señal que se traducía a comandos específicos para cada uno de los cuatro dedos, al parpadear dos veces se enviaba una señal a la placa de Arduino la cual con el microservo realizaba un movimiento de flexión o extensión en el dedo correspondiente. Este enfoque ha sido de aporte al área de la innovación *BCI* ya que permitía a los usuarios a adquirir la habilidad de poder controlar voluntariamente una mano robótica solo con parpadear (Ruşanu et al., 2019).

Otro estudio realizado con la misma temática de la interfaz cerebro-computador, nos muestra como los autores Patil et al., (2019) diseñaron y desarrollaron un prototipo de

aplicación en conjunto de BCI y señales cerebrales al cual nombraron «**Brain-Computer Interface: Text Reader for Paralyzed Patients**». Las señales fueron captadas gracias a la tecnología de electrodos secos, usando el auricular *Mindwave*, el cual se conecta de forma inalámbrica por medio de bluetooth y una computadora. El auricular, se utilizaba también con el fin de identificar ocho tipos de ondas cerebrales siendo estas Delta, Theta, Alpha baja, Alpha alta, Beta baja, Beta alta, Gamma baja y Gamma media y dos estados mentales los cuales eran la atención y meditación. Dos aspectos bastante importantes si se desea realizar estos tipos de estudios.

El programa que con el que trabajaron los autores para procesar las señales fue *Processing 1.5.1*, el cual es un programa de código abierto. La manera en la que este fue implementado para conectar el *Neurosky Mindwave* se creó una instancia para ser conectado con el *ThinkGear* y también para facilitar la comunicación con el *Bluetooth*. Para el procesamiento de las señales se tuvo que aplicar la Transformada de Fourier a las señales *EEG*. Luego se desarrolló un "Lector de Texto Interactivo Controlado por el Cerebro" para el control mediante la concentración y parpadeo doble. Al final del proyecto, se logró una precisión del 86% en la detección de parpadeos (Patil et al., 2019).

El grupo de pacientes a los cuales se les dificulta el movimiento muscular se les conoce como personas con discapacidad motora o neuromuscular, las cuales se les dificulta el poder llevar una vida normal, es por eso por lo que se desarrolló «**An EEG-Based Communication Support System Using Changes in Brain Activity with Closed Eyes**». Este proyecto tuvo como finalidad el crear un sistema que permitiera la comunicación en situaciones cuando las personas tuvieran sus ojos cerrados (Yamawaki, 2019).

Yamawaki, (2019) trabajó con la implementación de *Mental Imagery (MI)*. La detección de señales *EEG* se obtuvieron durante tareas de imaginación realizadas con los ojos cerrados, utilizando tonos auditivos para indicar la elección de SI o NO. Se realizaron pruebas con 3 sujetos sanos para evaluar el sistema, teniendo un 88% de precisión.

Dentro del proyecto «**An empirical evaluation of a hands-free computer interaction for users with motor disabilities**» el cual fue el desarrollo de la creación y evaluación de una solución para la interacción sin manos con computadoras, la cual se dirigió principalmente a personas con discapacidades motoras graves. El propósito de la realización de este sistema fue desarrollar una interfaz sin manos con el dispositivo *Emotiv EPOC+*, el cual permitió el

control de la computadora mediante expresiones faciales y sensores de movimiento (Šumak et al., 2019).

Dentro de este estudio diez (10) adultos sin discapacidad y ocho (8) adultos con discapacidades motoras severas fueron la población de prueba. Los participantes tuvieron que realizar seis tareas específicas utilizando el enfoque de computadora, así como el propuesto sin manos, con el propósito de evaluar el rendimiento de los participantes al aplicar la Interacción Humano-Computadora (HCI).

Las tareas se separaron de la siguiente manera:

- Tarea 1: Para esta tarea, los participantes debían abrir el navegador web y entrar a [www.gmail.com](http://www.gmail.com) y enviar un correo electrónico, lo que involucraba redactar un correo, adjuntar un archivo, eliminar un correo recibido y leerlo.
- Tarea 2: Encontrar una foto en la galería, para este tuvieron que entrar a una carpeta de fotos, abrir la foto y navegar entre las diversas fotos utilizando botones de control.
- Tarea 3: Esta actividad se enfocó en descargar un libro electrónico y leer un texto de este. Tuvieron que acceder a un sitio de libros electrónicos, buscarlo y descargarlo en formato PDF.
- Tarea 4: Realizar una llamada por medio de Skype, se tuvo que abrir la aplicación, buscar a un contacto y llamarlo.
- Tarea 5: Los participantes entraron a la página web YouTube donde buscaron un video y tenían que realizar actividades como ajuste del volumen, cambiar la posición del video, darle play o pararlo.
- Tarea 6: Para esta última tarea lo que hicieron fue entrar a una tienda en línea y realizar una compra. Tenían que seleccionar el producto, realizar cualquier ajuste de este y realizar el proceso de compra simulado.

La gran mayoría de los participantes con discapacidad motora presentaron una experiencia moderada en el uso de las computadoras y presentaban problemas para el manejo de estas con las manos. Un poco menos de la mitad de ellos no podían usar el mouse ni el teclado de la computadora (Šumak et al., 2019).

Wan et al., (2019) los investigadores llevaron a cabo un estudio al cual llamaron «**A Review on Electroencephalogram Based Brain Computer Interface for Elderly Disabled**».

Lo que los investigadores buscaron mejorar la comunicación para pacientes con enfermedades neurodegenerativas mediante una interfaz cerebro-computadora que fuera capaz de permitir que personas con estas discapacidades severas pudieran comunicar sus pensamientos sin la necesidad de realizar movimientos musculares.

El objetivo que tuvieron los investigadores al realizar este estudio fue el proporcionar una visión detallada de la medición del *EEG* y la colocación correcta de los electrodos, además de analizar investigaciones previas acerca de la creación de *BCIs* centrados en *EEG*.

Se destacó que el *EEG* es una herramienta bastante efectiva para mediar la actividad cerebral. De igual manera, se mencionaron algunos componentes necesarios para la adquisición de estas señales por medio de un *EEG* como la utilización de electrodos, gel conductor, bioamplificadores con filtros y una computadora con un programa capaz de procesar las señales (Wan et al., 2019).

**«Processing of Motor Imagery EEG Signals for Controlling the Opening and the Closing of Artificial Hand»** fue un proyecto en el cual los investigadores no solo se centraron el *BCI*, pero también implementaron el uso de *Motor Imagery (MI)*, para el control de abrir y cerrar una mano artificial. El propósito era utilizar señales electroencefalográficas para detectar tareas de imaginaria motora y al clasificar estas señales, traducirlas a comandos para controlar el movimiento de la mano artificial (Chowdhury & Saha, 2019).

Para poder llevar a cabo el proyecto, se contó con la participación de tres (3) sujetos saludables sin ninguna discapacidad. La grabación se realizó con la herramienta *EEG B-Alert X10* con el uso de diez electrodos, para esta adquisición de datos se realizaron tres tareas que constaban en reposo, movimiento de la mano derecha y movimiento de la mano izquierda. Después de la adquisición de datos, se procesaron las señales en *MATLAB*, donde se aplicaron filtros para eliminar los artefactos y el ruido de las señales. Igualmente, se utilizó la técnica cruzada (CC) para extraer características óptimas de las señales. Para clasificar las diferentes tareas de *MI* se usó el algoritmo de máquina de soporte vectorial (Chowdhury & Saha, 2019).

Otro estudio sobre *BCI* para personas con discapacidades motoras es **«Intelligent Control System of Wheelchair Based on Brain Wave and Voice»** creado por los investigadores Zhang et al., (2019). Se tuvo un enfoque en la mejora de calidad de vida de personas mayores y discapacitadas mediante el uso de tecnología para el control de una silla

de ruedas. El objetivo se basó en el desarrollo y diseño de un sistema que fuera capaz de controlar una silla de ruedas mediante señales cerebrales, además de funciones como la voz y evasión de obstáculos.

Se diseñaron dispositivos portátiles a los cuales llamaron "gorras de recolección de ondas cerebrales" las cuales capturaban las señales. Una vez que las señales eran capturadas, eran sometidas a un proceso de procesamiento para eliminar cualquier tipo de ruidos o artefactos no deseados.

El proyecto integró siete módulos claves que fueron Micro procesamiento, Adquisición de Ondas Cerebrales, Reconocimiento de Voz, Control de Motores, Evitación de Obstáculos, Detección de Condiciones en la Vía y Comunicación Móvil. Estos módulos habilitaron tres modalidades de control las cuales fueron control mediante ondas cerebrales, por reconocimiento de voz o control manual. En el modo de control basado en ondas cerebrales, se realizaron operaciones de procesamiento en las señales de radio originadas en el cerebro humano, las cuales se utilizaron para dirigir los motores de la silla de ruedas. Mientras tanto, el reconocimiento de voz permitió la emisión de comandos simples para orientar la silla de ruedas, y en el modo manual, la interacción directa a través de botones era necesaria. Además de eso, se implementó una comunicación móvil para que la silla fuese controlada por medio de una aplicación móvil. (Zhang et al., 2019).

En Nueva Zelanda dos investigadores realizaron **«Low-Cost Eye Gesture Communication System for People with Motor Disabilities»** en el cual se abordó la necesidad de que personas con discapacidades motoras fueran capaces de comunicarse e interactuar con dispositivos electrónicos a través de movimientos de los ojos. Su objetivo era proporcionar una solución accesible a personas con movilidad limitada. Su enfoque se basó en el desarrollo de un Sistema de Comunicación de Gestos Oculares de bajo costo (Chew & Penver, 2019).

Se tuvo un seguimiento de los movimientos utilizando una cámara web y un software de desarrollo como *Microsoft Visual Studio* y *OpenCV* y un algoritmo simple que fuese capaz de emplear técnicas de umbralización. El sistema diseñado pasó por diversas fases con el propósito de determinar la orientación de la mirada del usuario. Dentro de estas etapas se podía encontrar la identificación de la cara del usuario, la ubicación de los ojos y un proceso

de entrenamiento el cual fue diseñado con el fin de personalizar la adaptación del sistema a los usuarios.

El sistema fue probado por diez (10) individuos, para cada una de las etapas se realizaron cinco rondas de entrenamiento para poder registrar los resultados. Estos demostraron que el sistema fue capaz de identificar con una alta precisión las direcciones de la mirada, llegando a un promedio del 86% de exactitud (Chew & Penver, 2019).

**«Distinguishing mental attention states of humans via an EEG-based passive BCI using machine learning methods»** fue un proyecto que se realizó en Turquía y se enfocó en desarrollar una interfaz cerebro-computadora pasiva para el monitoreo de los estados de atención mental de las personas, específicamente, los estados de atención enfocada, desenfocada y somnolienta. La herramienta que se utilizó para la captura de la actividad eléctrica del cerebro fue el *Epoc EEG Headset* con los electrodos clásicos, así mismo se implementó el método de Máquinas de Vectores de soporte que luego fue comparado con otros métodos (Acı et al., 2019).

Cinco (5) fueron los partícipes de este proyecto los cuales debían realizar una tarea de control de baja intensidad durante veinticinco horas. En ese tiempo que fueron sometidos a realizar la tarea de control, se iban registrando las señales por medio del *Epoc*. Los participantes eran instruidos para poder examinar los estados mentales.

La precisión en la diferenciación de los estados de atención concentrada, desenfocada y somnolencia alcanzó el 96.70% y el 91.72% en este estudio. Estos resultados sugerían la posibilidad de aplicaciones en el ámbito de la seguridad del usuario. El análisis de los parámetros en los detectores de estados mentales construidos brindaba una valiosa perspectiva sobre la representación de estos estados en las señales de EEG (Acı et al., 2019).

**«Sensitive Brain-Computer Interface to help manoeuvre a Miniature Wheelchair using Electroencephalography»** se enfocó en el desarrollo de un sistema que permitiera el control de una silla de ruedas en miniatura por medio de señales electroencefalográficas. El fin de este proyecto era brindar una solución de movilidad a personas con discapacidades motoras como cuadriplejía, paraplejía, entre otras (Tiwari et al., 2020).

El estudio involucró seis (6) participantes los cuales fueron sometidos a tres experimentos, realizando cuatro pruebas para casa uno de los experimentos. Fueron diseñados tres algoritmos para comparar la sensibilidad y el rendimiento del sistema.

Los tres experimentos fueron:

- Experimento 1: Para este experimento se tomaron en cuenta los parámetros de atención y meditación para el control de la silla de ruedas. Para que la silla de ruedas se comenzara a mover el nivel de meditación en el participante debía alcanzar menos de 80 unidades. Para que pudiera girar a la izquierda debía alcanzar un nivel de atención que superara las sesenta unidades y para girar a la derecha debía ser menos de sesenta unidades. Para que la silla se dejara de mover las unidades debían ser mayores a ochenta.
- Experimento 2: El segundo experimento se enfocó en el parpadeo para el control de la silla de ruedas. La silla se movería si la fuerza de parpadeo era mayor que ciento veinte unidades. Giraría a la izquierda cuando el participante parpadeara dos veces seguidas y giraría a la derecha si parpadeaba tres veces seguidas. Se dejaría de mover si la fuerza de parpadeo superara las ciento veinte unidades.
- Experimento 3: Para el último experimento se consideraron tres parámetros, atención, meditación y parpadeo para el control de la silla. Para que se moviera la silla el nivel de meditación del participante debía ser menos de noventa (90) unidades. Para poder girar a la izquierda debía parpadear dos veces, siempre y cuando su nivel de atención superara las setenta unidades. Si quería girar a la derecha el participante debía parpadear dos veces, solo sí su nivel de atención era menor que setenta unidades. Para detener la silla de ruedas su nivel de meditación debía superar las noventa unidades.

En cuanto a las herramientas que se utilizaron está el *NeuroSky Headset* para capturar las señales *EEG*, un módulo Bluetooth HC-05, un Arduino Uno y un controlador de motores L298N. Todos los algoritmos de control fueron programados en Arduino.

Al finalizar el proyecto, los desarrolladores se dieron cuenta que la atención y meditación no eran parámetros fáciles de controlar lo que bajaba la precisión del sistema. El uso de la fuerza de parpadeo demostró un mejor rendimiento para el control de la silla de ruedas en miniatura (Tiwari et al., 2020).

El estudio realizado en India con nombre «**Brain Computer Interface based EEG for Emotion Recognition System: A Systematic Review**» se enfocó en investigar el campo de BCI con el objetivo de establecer un canal de interacción directa entre el cerebro de una persona y un sistema. El proyecto se centró en la técnica no invasiva de electroencefalografía para adquirir señales cerebrales y desarrollar un sistema de reconocimiento de emociones. Igualmente, se buscó hacer la clasificación de las bandas de frecuencia más significativas y las áreas cerebrales más relevantes para las actividades de reconocimiento de emociones basadas en *EEG* (Bhise et al., 2020).

Así mismo, se llevó a cabo diversas investigaciones sobre los tipos de *BCI*, técnicas de neuroimagen para la adquisición de la actividad cerebral y sus señales, el funcionamiento del cerebro y un análisis de sistemas *BCI* basados en *EEG* para el reconocimiento de emociones humanas (Tabla 1). Se destacó el uso de técnicas de clasificación, específicamente la preferencia por la clasificación mediante Máquinas de Soporte Vectorial para el análisis de emociones (Bhise et al., 2020).

**Tabla 1. Tipos de Sistemas BCI**

<b>Sistemas BCI</b>	
<b>Tipos de Sistemas BCI</b>	<b>¿Qué es?</b>
Sistema BCI Invasivo	En un BCI invasivo, se implantan microelectrodos dentro del cráneo del usuario. Esto implica una intervención quirúrgica para insertar los electrodos directamente en el cerebro o cerca de él.
Sistema BCI No-Invasivo	BCI no invasivo no requiere la inserción de electrodos en el cerebro. En cambio, se monitoriza la actividad eléctrica del cerebro colocando electrodos en el cuero cabelludo del usuario. El electroencefalograma (EEG) es un ejemplo típico de BCI no invasivo.
Sistema BCI Síncrono	En el sistema BCI síncrono, el usuario produce estados mentales particulares al realizar tareas mentales específicas en un período de tiempo predeterminado. Aquí, el control es iniciado por el sistema, y el usuario debe seguir pautas específicas.
Sistema BCI Asíncrono	En un sistema BCI asíncrono, el usuario es libre de iniciar cualquier tarea mental en particular, que se considera como la señal de control. En este caso, el control es iniciado por el usuario, y no se requiere una sincronización precisa con el sistema.

**Tabla 1.** (Continuación)

<b>Sistemas BCI</b>	
<b>Tipos de Sistemas BCI</b>	<b>¿Qué es?</b>
Sistema BCI Individual	En un sistema BCI individual, se recopilan datos de EEG de un usuario en particular, teniendo en cuenta que cada individuo es único. Por lo tanto, cada sistema BCI es personalizado y adaptado para el usuario específico.
Sistema BCI Universal	En los sistemas BCI universales, se recopilan datos de EEG de diversos usuarios para encontrar características y métodos de clasificación que sean adecuados para cualquier persona. Estos sistemas están diseñados para ser aplicables a una amplia gama de usuarios, en lugar de estar personalizados para un individuo en particular.
Sistema BCI En Línea	Los sistemas BCI en línea son sistemas que funcionan en tiempo real y proporcionan retroalimentación inmediata al usuario. Estos sistemas son utilizados para aplicaciones en las que se requiere una respuesta en tiempo real.
Sistema BCI Offline	En un sistema BCI offline, las señales de EEG se registran, se almacenan y se utilizan posteriormente para el desarrollo de sistemas BCI o investigaciones posteriores. No proporcionan retroalimentación en tiempo real al usuario.
Sistema BCI de Tareas Mentales	Los sistemas BCI de tarea mental se basan en tareas cognitivas o mentales que el usuario realiza, como tareas de conteo visual o rotación de figuras geométricas.
Sistema BCI de Imágenes	Los sistemas BCI de imágenes se basan en las imágenes o representaciones mentales creadas por el usuario, como la imaginación motora, en la que el usuario se imagina realizando una acción.
Sistema BCI Endógeno	Los sistemas BCI endógenos se basan en señales cerebrales generadas internamente por el usuario, sin depender de estímulos externos. Por ejemplo, la persona puede generar comandos mentales sin necesidad de estímulos visuales o auditivos.

Fuente: (Bhise et al., 2020)

Chandra Babu & Harsha Vardhini, (2020) presentaban un proyecto titulado **«Brain Computer Interface based Arduino Home Automation System for Physically Challenge»**

el cual se basó en el desarrollo un sistema de automatización en el hogar asentado en la tecnología del Internet de las cosas o también conocido como *IoT*. Los investigadores se propusieron en realizar un sistema que fuese capaz de controlar cualquier dispositivo electrónico conectado a una red de Internet. El sistema propuesto tenía la capacidad de adquirir señales cerebrales y traducirlas en acciones concretas.

Estas señales fueron adquiridas por medio de un auricular especializado el cual tiene por nombre "*Brain Sense Headset*", el cual estaba equipado con electrodos que se colocaban alrededor del cuero cabelludo para poder registrar las señales. Posteriormente, estas señales eran transformadas en formas de ondas sin procesar y se transmitían al controlador Arduino mediante Módulo Bluetooth. Después que el Arduino recibió las señales, se procesaron y se utilizaron para poder operar electrodomésticos mediante el uso de relés. Así mismo, se utilizó el *Software Neuro View* ya que con este se opera el auricular *brain sense*.

**«A Security System for Door Opened by Using Brain Signal»** se creó con el objetivo de diseñar un sistema orientado a la interfaz cerebro-computadora que permitiera a personas con discapacidades motoras abrir puertas mediante señales cerebrales. Para capturar estas ondas se utilizó el *Muse Headset* el cual consta de 4 electrodos. El dispositivo utilizado contaba con un giroscopio y un acelerómetro para poder calcular la orientación de la cabeza. Fueron partícipes 9 sujetos en este estudio, cuatro (4) hombres y (5) mujeres (Ali et al., 2020).

Al realizar las sesiones experimentales, los sujetos fueron presentados con estímulos visuales en una pantalla, donde se mostraba la palabra "*hello*" o "*bad*" y estas representaban contraseñas específicas. Cada estímulo tenía una duración de tres segundos, seguido de un intervalo de un segundo antes de que se continuara al siguiente estímulo. A los sujetos se les dio la instrucción de imaginar estas dos palabras como si fueran una contraseña. Por palabra se realizaron quince repeticiones.

Para poder clasificar las señales fueron utilizados tres algoritmos, el Análisis Discriminante Lineal (*LDA*), Máquina de Soporte Vectorial (*SVM*) y Vecinos más Cercanos (*KNN*). El sistema se construyó con éxito y se entrenó de manera offline, logrando un reconocimiento exitoso de las contraseñas. Además, al comparar los tres clasificadores, se observó que *SVM* superó a *LDA* y *KNN* con una precisión promedio del 84%, 83.37% y 80%, respectivamente, mostrando así un rendimiento superior para la implementación de este sistema (Ali et al., 2020).

En India se siguió investigando el área de las *BCI* para ayudar a personas discapacitadas, de donde surgió el proyecto «**A Single Electrode Blink for Text Interface (BCI)**» basándose en el uso de parpadeos para que estas personas pudiesen escribir en un teclado en pantalla el cual se encuentra disponible en computadoras *Windows*. El propósito era el poder brindar una solución a personas con discapacidades neuromotoras, permitiéndoles comunicarse y escribir en una computadora por medio de señales cerebrales (D et al., 2020).

Se utilizó el dispositivo *Neurosky Mindwave* para la adquisición de las señales. Estas se procesaron en el programa *OpenVibe*, el cual permitió enviar comandos al teclado. Este proceso se llevó a cabo en varias etapas las cuales fueron adquirir los datos de entrenamiento sin conexión, el preprocesamiento de las señales, extracción de características y el entrenamiento de un clasificador.

En la fase de entrenamiento se recopilaron las señales de EEG con parpadeos, estas se usaron para instruir al sistema en la identificación de parpadeos individuales. Al terminar esta fase, optaron por utilizar solo un parpadeo como señal de control para activar el teclado ya que era más fácil reconocerla. Para el procesamiento de las señales se aplicaron diversos filtros para eliminar cualquier tipo de ruidos o artefactos. La clasificación se realizó con el algoritmo Análisis Discriminante Lineal (*LDA*).

El sistema planteado por los investigadores resultó eficaz y ofreció una oportunidad a personas con discapacidades motoras para poder escribir en una computadora solo con parpadeos (D et al., 2020).

«**Brain computer interface-based applications for training and rehabilitation of students with neurodevelopmental disorders. A literature review**» es una investigación que se realizó para conocer el impacto que tienen los *BCI* en las habilidades de atención y memoria de estudiantes, así como en otras áreas como sociales, imaginativas y emocionales. Igualmente, se buscó entender como las *BCI* pueden adaptarse a las necesidades de cada estudiante en su desarrollo (Papanastasiou et al., 2020)

Los investigadores realizaron una revisión detallada sobre esta área de estudio. Encontraron *BCIs* implementadas en la memoria, atención, visoespacial, aprendizaje, colaboración, comunicación, habilidades sociales, emocionales y creativas. Gracias a las

investigaciones que fueron revisadas, se pudo evaluar como estas aplicaciones pueden regular las habilidades cognitivas de los estudiantes.

El estudio concluyó en que los *BCIs* cuentan con el potencial de mejorar las habilidades cognitivas de los estudiantes, en particular la atención y la memoria. Este tipo de tecnologías pueden ser beneficiosas para aquellos pacientes que presentan ansiedad, dislexia o TDAH (Papanastasiou et al., 2020).

En Taiwán también se llevó a cabo un proyecto el cual tenía que ver con BCI para personas con alguna discapacidad severa. «**Wireless Home Assistive System for Severely Disabled People**» se desarrolló como un sistema de asistencia de comunicación inalámbrico para personas con discapacidades severas como esclerosis, parálisis cerebral, lesiones en la médula espinal, etc. El objetivo era permitir que personas con estas discapacidades se pudieran comunicar de manera efectiva y sencilla con otras personas o con dispositivos tecnológicos (Wu et al., 2020).

Un sistema de Asistencia de Comunicación en el Hogar (*WHAS*) fue desarrollado. Así mismo, se implementó un traductor de código Morse para la comunicación asistida. Se desarrollaron interfaces para la interacción entre la persona y dispositivos externos, como una aplicación de comunicación aumentativa y alternativa la cual era basada en una computadora y una interfaz para la gestión de dispositivos domésticos. El traductor de Código Morse fue el responsable de convertir los códigos Morse que eran introducidos mediante los interruptores de entrada en caracteres legibles o comandos. También ayudó en la comunicación a través de Bluetooth.

Los resultados mostraron que el sistema *WHAS* era factible. Las pruebas realizadas mostraron el 92% de efectividad. Las personas con discapacidad mostraron satisfacción con las interfaces de comunicación y control de electrodomésticos en el hogar (Wu et al., 2020).

Otro estudio fue realizado con la misma temática de BCI en conjunto con parpadeo. Este es conocido como «**Eye Blink Control of Appliances for Paralytic and Elderly**» con el fin de crear un sistema de automatización que pudiera detectar y contar el número de parpadeos de una persona para poder activar diferentes electrodomésticos en el hogar. Este sistema se basó en el parpadeo a través de un procesamiento de imágenes, lo que lo diferenció

de investigaciones anteriores que han sido mayormente por medio de señales cerebrales (Prasanth et al., 2020).

El estudio se dividió en diversas etapas las cuales fueron:

- Detección de rostro y localización de ojos: Se usó el algoritmo de Viola-Jones para esta etapa.
- Estado del ojo: El estado del ojo fue determinado para poder detectar los parpadeos. Se hizo utilización de la transformada Hough para detectar la pupila.
- Conteo de parpadeos: Se contaron los parpadeos intencionales y esta cantidad se usó para el control de algunos electrodomésticos. El ojo no afectado fue el que se usó como punto de control.
- Control de electrodomésticos: Los participantes podían controlar la iluminación y ventiladores de su habitación mediante el parpadeo de un número específico de veces.

Para poder ser implementado se tuvo que utilizar una cámara web en una computadora para poder capturar las imágenes. También se utilizó *Matlab*. Al final del estudio, se pudo ver que si es posible el crear este sistema, el cual fue basado en procesamiento de imágenes (Prasanth et al., 2020).

Así como se han realizado proyectos dirigidos a personas de edad avanzada y a aquellas con discapacidades severas, también se han desarrollado proyectos enfocados en niños. Un ejemplo de ello es el proyecto denominado «**Brain-Computer Interface for children: state-of-the-art and challenges**». Su propósito se basó en explorar como las *BCIs* podían ser implementadas para el control de juegos para entretenimiento y rehabilitación de niños. (Beraldo et al., 2020)

Los investigadores realizaron una encuesta que involucró a niños y adolescentes, se pudieron identificar treinta y cuatro estudios de los cuales se caracterizaban por estar relacionados con lo que era la rehabilitación, juegos de *BCI* para entrenamiento y control. La mayoría de los estudios incluían niños de edad preescolar de tres a cinco años, niños de seis a doce años y adolescentes de trece a dieciséis años.

Al finalizar el estudio, los investigadores se dieron cuenta que se necesita más investigación de como los niños se pueden llegar a adaptar a esta nueva tecnología *BCI*. Se

puede observar un desafío importante en hacer que esta tecnología sea implementada para el área de pediatría (Beraldo et al., 2020).

Así mismo, se encontraron estudios que se han llevado a cabo no solo para el control de electrodomésticos o cualquier otro dispositivo externo en el hogar. Dentro del libro llamado *Unmanned Aerial Vehicles for Internet of Things (IoT): Concepts, Techniques, and Applications*, uno de sus capítulos abordó un proyecto al cual se le denominó «**Mind-Controlled Unmanned Aerial Vehicle (UAV) Using Brain-Computer Interface (BCI)**». En este, se llevó a cabo una integración de la tecnología *BCI* con drones. El objetivo de este proyecto era poder controlar un dron por medio de la Interfaz-Cerebro Computador. Hicieron utilización del *NeuroSky Mind Wave Headset* para captar las ondas cerebrales, Microcontrolador Arduino, Computadora y el Dron que se iba a estar controlando (Prasath et al., 2021).

El desarrollo de la tecnología para el control de drones mediante ondas cerebrales es un campo que está siendo explorado un poco más y da la oportunidad de abrir nuevas posibilidades en el control de drones con menor necesidad de habilidades. La funcionalidad de los drones puede adaptarse o reprogramarse según las necesidades de la aplicación, y el alcance de las áreas de aplicación puede expandirse (Prasath et al., 2021).

En Latinoamérica, la tecnología de Interfaz Cerebro-Computador ha despertado interés y ha sido objeto de estudio en varios países de la región. Aunque se trata de un campo en desarrollo y no ha alcanzado una adopción tan generalizada como en otras partes del mundo, se han llevado a cabo investigaciones y proyectos destinados a explorar las posibilidades de la implementación de *BCI* en diversas aplicaciones.

Se puede ver que en Colombia se desarrolló el proyecto denominado «**Non-invasive Control of a Intelligent Room Using EEG Signals**» su entorno giraba en implementar la *BCI* en un prototipo de habitación inteligente a través de señales cerebrales, en especial el parpadeo, levantamiento de cejas y falta de movimiento para el control de diversas aplicaciones. Este control contenía lo que era el control de luces, inclinación de la cama y la solicitud de asistencia a través de un timbre (Sanchez Bolaños et al., 2021).

Los participantes no tenían ninguna discapacidad motora, pero participaron voluntariamente para poder probar por primera vez la fase inicial del proyecto. Para la

adquisición y procesamiento de señales se realizó lo siguiente: Las señales de *EEG* se adquirieron usando *Ultracortex Mark IV* de *OpenBCI*, se creó un software de detección de señales *EEG* y *EMG* para adquirir las señales, basándose en la biblioteca de *PyOpenBCI*. Cada participante realizó diez sesiones en las cuales se les instruyó realizar cuatro gestos.

Varios modelos de inteligencia artificial fueron considerados para la clasificación de gestos entre ellos estaba el Bosques Aleatorios, Máquina de Soporte Vectorial, K-Vecinos Más Cercanos, Redes Neuronales Convolucionales y Regresión Logística. El modelo de inteligencia artificial que se utilizó fue el *CNN*. El sistema creado logró controlar varias aplicaciones en la habitación, alcanzando una precisión de clasificación del 86% (Sanchez Bolaños et al., 2021).

Otro estudio realizado en Latinoamérica fue el proyecto titulado «***BCI System using a Novel Processing Technique Based on Electrodes Selection for Hand Prosthesis Control***» se propuso un modelo de extremo a extremo, extrayendo características, realizando una clasificación y haciendo uso de una Red Neuronal Artificial. El modelo propuesto incluyó el diseño y la implementación de una mano protésica, un *Field Programmable Gate Array* para traducir las señales cerebrales (Constantine et al., 2021).

El estudio fue dividido en seis etapas para ser implementado, el primero fue el diseño de la mano impresa en 3D, adquisición de datos, preprocesamiento de las señales, extracción de características, clasificación y control de la mano 3D. La mano protésica contaba con seis grados de libertad (*DOF*), era controlada por servo motores y un procesador NIOS II. Los datos se adquirieron de *PhysioNet* los participantes fueron sometidos a realizar movimientos imaginarios durante unos segundos, se les pedía que se imaginaran abriendo y cerrando ambos puños y también la flexión y extensión.

El modelo de clasificación propuesto permitió la interpretación de los movimientos imaginarios realizados por los participantes, logrando así una precisión del 93.7%. Los resultados fueron traducidos posteriormente en el control de la mano protésica anteriormente impresa (Constantine et al., 2021).

«***Finger-Gesture Controlled Wheelchair with Enabling IoT***» es un trabajo realizado con el fin de crear una silla de ruedas inteligente controlada por gestos y dedos y así también que tuviera la capacidad de detectar caídas implementando *IoT*. Para la detección de gestos,

los creadores se enfocaron en el uso de un modelo de *Convolutional Neural Network* y ciertos algoritmos de visión por computadora (Sadi et al., 2022).

Para poder realizar esta silla, el proyecto fue dividido en dos etapas. La primera etapa se enfocó en el diseño para el reconocimiento de gestos haciendo uso de la visión por computadora. Para el procesamiento, los sistemas que se manejaron fueron la *Raspberry Pi 4* para el procesamiento y reconocimiento de gestos y un Arduino Uno usado para la interfaz de los controladores y la *Raspberry Pi 4* (Sadi et al., 2022).

El procesamiento de reconocimiento de gestos fue llevado a cabo en diversas etapas. El sistema empleado podía reconocer los gestos de detener, conducir y claxon. Logrando una precisión del 97.14%. Se podían detectar cualquier tipo de estorbo y enviar alertas en caso de una caída.

Un estudio realizado en Malasia titulado «***Mental Task Design Based on EEG Signal for Brain Computer Interface System***» fue un sistema de Interfaz Cerebro-Computadora (BCI) que permitió el control de dispositivos externos mediante la captura e interpretación de las ondas cerebrales, convirtiéndolas posteriormente en instrucciones para máquinas. El objetivo del proyecto se basó en el diseño de tareas mentales para la interfaz cerebro-computadora. Las mediciones fueron captadas por medio de un *EEG*. Como parte del experimento, se requirió que los participantes realizaran acciones como parpadear con los ojos izquierdo y derecho para facilitar los movimientos hacia adelante y hacia atrás de una silla de ruedas prototipo (Tan et al., 2023).

Las mediciones experimentales se recopilaron utilizando una placa *Cyton* y los datos se transmitieron mediante Bluetooth. Posteriormente, estos datos se procesaron y tradujeron para controlar las acciones de la silla de ruedas, lo que le permitió realizar diversas actividades. El proyecto logró con éxito el control en tiempo real de un dispositivo de asistencia mediante la utilización de señales generadas por el cerebro (Tan et al., 2023).

## **2.2 PROBLEMÁTICA**

La discapacidad motora es una condición que afecta a personas y su capacidad de controlar sus movimientos musculares, su habilidad para moverse y realizar actividades físicas de una manera efectiva (Schurenkamper, 2021). Esta afección se manifiesta a través de síntomas que incluyen debilidad muscular, falta de coordinación, espasmos musculares, e

incluso puede culminar en una parálisis total o parcial. Esta condición conlleva consecuencias significativas para quienes la experimentan, ya que dificulta su capacidad para realizar tareas cotidianas, como caminar, mover las extremidades, mantener el equilibrio, e incluso actividades básicas de la vida diaria, como bañarse, comer o vestirse (Sarto & Vedia, 2013).

El estudio y el avance de la tecnología ha sido un gran apoyo a este problema y su evolución a lo largo del tiempo hasta la actualidad ha permitido ver como la interfaz cerebro-computadora o también conocido como BCI ha contribuido para abordarlo de manera significativa, mejorando la calidad de vida de personas que sufren de esta condición (Gutiérrez-Martínez et al., 2013). Estos sistemas permiten la comunicación entre el cerebro y un dispositivo mediante la lectura de señales cerebrales, traduciéndolas en comandos para que la persona pueda ser capaces de controlar algún dispositivo externo.

La interfaz cerebro-computadora se ha convertido en uno de los avances biomédicos más significativos debido a su increíble potencial en cuanto a la promesa de cambiar positivamente la vida de las personas (Rușanu et al., 2018).

Después de las consideraciones anteriores, la carencia de herramientas y tecnologías, en especial la interfaz cerebro-computadora, en Honduras, subraya la imperiosa necesidad de efectuar investigaciones orientadas al desarrollo de soluciones eficaces y accesibles que se ajusten a las necesidades de las personas con discapacidades motoras.

En el año 2022, se llevó a cabo un estudio que evaluó el nivel de preparación de los países para la adopción y desarrollo de tecnologías avanzadas. Estas tecnologías de vanguardia englobaban la Inteligencia Artificial, el Internet de las Cosas, Tecnología de Blockchain, nanotecnología, edición de genética, entre otros. En este contexto, el más alto fue Brasil con un 0.71% seguido de Chile con un 0.65%, Costa Rica con un 0.61. Honduras se destacó en un 0.3% como uno de los países menos preparados para la implementación de estas tecnologías de vanguardia, siendo Haití uno de los más bajos con 0.15% (Statista, 2022).

Este déficit conduce a una situación en la que estas personas con discapacidades motoras se ven privadas de la oportunidad de recuperar al menos cierto grado de autonomía al poder controlar dispositivos electrónicos en su entorno doméstico, en especial en Honduras.

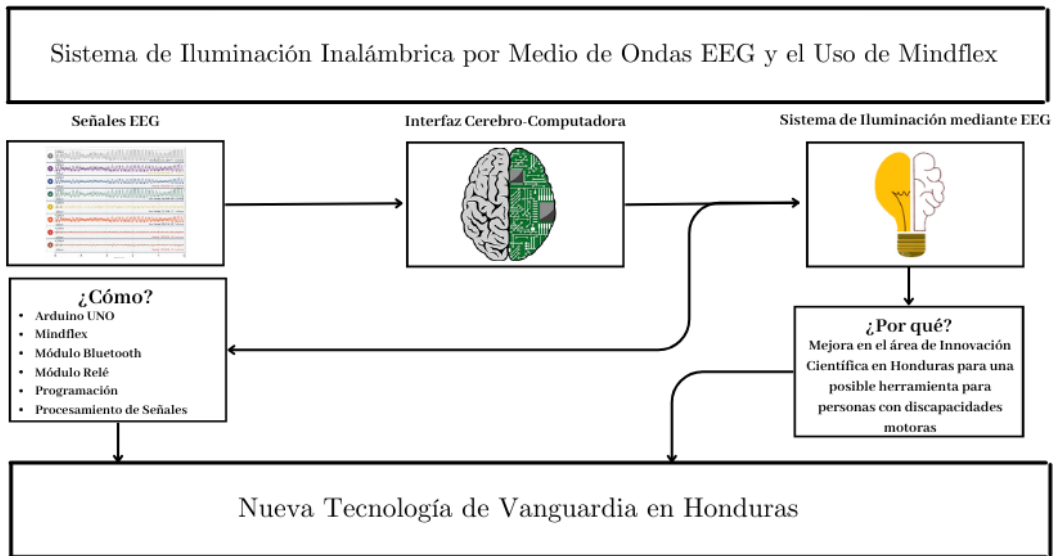
### 2.3 IMAGEN INTEGRADORA

En los últimos años, en América Latina, se ha sido evidenciado la falta de acceso a tecnologías y herramientas de vanguardia para abordar problemáticas en el área de la salud. A través de la investigación, se observó que, en Honduras, no se ha llevado a cabo el desarrollo de herramientas tecnológicas de avanzada índole, tales como las Interfaces Cerebro-Computadoras, la Inteligencia Artificial u otros sistemas análogos.

Esto ha surgido a través de investigaciones que han puesto de manifiesto la ausencia de avances significativos en la implementación y creación de dichas tecnologías en el país.

Como se observa posteriormente (Ilustración 1), en estudios previos se pudo observar la tecnología actual implementada en proyectos *BCI*. Dispositivos *EEG* como *Emotiv EPOC*, *Neurosky Mindwave*, *OpenBCI*, *BrainBit* y otros fueron empleados, facilitando la realización de estos proyectos junto con software como Matlab y Arduino IDE. Esta tecnología se integró en dispositivos externos como sillas de ruedas, drones, juguetes pequeños como carritos, manos robóticas y diversas aplicaciones.

Se proyectó la implementación de la tecnología utilizando el dispositivo de entretenimiento *Mindflex* de tecnología NeuroSky, por medio de ondas cerebrales. También se planeó desarrollar un prototipo de sistema de iluminación residencial utilizando un bombillo. Esta aplicación se vislumbró como un avance tecnológico en Honduras, dado que las estadísticas indicaron la carencia de tecnologías de vanguardia en el país. Se apuntó a aplicar la Innovación Científica para potencialmente crear una herramienta futura para personas con discapacidades motoras con el fin de crear una nueva tecnología de vanguardia en Honduras.



**Ilustración 1. Implementación de Tecnología de Vanguardia**

Fuente: Elaboración Propia

## 2.4 LIMITACIONES

En los artículos revisados, se identificaron diversas limitaciones, las cuales se detallan a continuación (Tabla 2).

**Tabla 2. Limitantes de Estudios Pasados**

Autores	País del estudio	Enfoque de estudio	Tipo de limitación	Detalle de limitación
Ortiz et al., 2018	Estados Unidos de Norteamérica	Mejora de rehabilitación en pacientes con el empleo de BCI	Precisión de los algoritmos de control	Se identificó que existía una limitada precisión en los algoritmos y control utilizados en la rehabilitación de extremidades inferiores. Para abordar esta limitante. Se realizaron pruebas utilizando diferentes técnicas de procesamiento de señales EEG. Al realizarlas se dieron cuenta que la Transformada de Stockwell es la que mejor precisión brindaba.
			Falta de estudio en el área	
Queiroz et al., 2018	Brasil	Crear un juego haciendo uso de un robot para el control de dispositivos electrónicos.		Al realizar el estudio, los investigadores se dieron cuenta que no existía mucha información sobre el control de robots con EEG y menos sobre juegos que involucraran BCI. Así mismo, se dieron cuenta que el control de un robot con señales EEG no fue nada sencillo.

**Tabla 2.** (Continuación)

<b>Autores</b>	<b>País del estudio</b>	<b>Enfoque de estudio</b>	<b>Tipo de limitación</b>	<b>Detalle de limitación</b>
Utama & Saputra, 2018	Indonesia	Diseño de una silla de ruedas eléctrica para pacientes con discapacidades motoras	Inestabilidad en la detección de las señales	Los autores encontraron una limitante a la hora de realizar la detección de las señales, ya que algunas de estas no eran estables. También se tuvo que establecer una limitación en la capacidad de peso en la silla de ruedas porque eso afectaba al estudio.
Šumak et al., 2019	Eslovenia	Mejorar la accesibilidad a la tecnología para usuarios con discapacidades motoras empleando BCI	Ejecución de tareas experimentales	Esta limitante se dio ya que no se dieron las tareas aleatoriamente, sino que en un orden ya definido pudiendo causar un cambio en los resultados ya que el participante ya estaba familiarizado con lo que se haría en todas las repeticiones.
Chowdhury & Saha, 2019	Bangladesh	Implementar un sistema BCI para el control de una mano artificial.	Participantes	Una limitante sobre este proyecto fue que no se utilizaron participantes con alguna discapacidad motora, todos eran personas saludables.
Chew & Penver, 2019	Nueva Zelanda	Desarrollar un sistema de comunicación por medio de gestos oculares.	Identificación en las direcciones	Se identificó una limitante a la hora de identificar la dirección de los ojos hacia abajo, requiriendo mejoras a futuro.

**Tabla 2.** (Continuación)

<b>Autores</b>	<b>País del estudio</b>	<b>Enfoque de estudio</b>	<b>Tipo de limitación</b>	<b>Detalle de limitación</b>
Tiwari et al., 2020	India	Control de una mini silla de ruedas haciendo uso del Neurosky Mindwave Mobile Headset	Neurosky Mindwave Mobile	El uso de NeuroSky Mindwave Mobile de un sólo electrodo es ineficiente para la captura de las señales cerebrales.

### III. OBJETIVOS

#### 3.1 OBJETIVO GENERAL

Desarrollar un prototipo de control inalámbrico basado en Arduino UNO para el control de iluminación por medio de la obtención de ondas cerebrales con un módulo de chip NeuroSky como posible herramienta para personas con discapacidad motora.

#### 3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Investigar la situación actual sobre la implementación de la Interfaz Cerebro-Computadora para el control de dispositivos externos mediante el uso de las señales cerebrales.
- Diseñar una metodología para el desarrollo de una programación y conexión en Arduino para recibir y enviar señales desde el dispositivo *Mindflex* al prototipo de iluminación.
- Realizar una serie de pruebas del sistema en quince (15) estudiantes del campus de UNITEC, San Pedro Sula con el fin de evaluar la utilidad del prototipo en tiempo real.

## IV. MÉTODOS

### 4.1 OBJETIVO DEL MÉTODO

La configuración metodológica en términos de alcance fue establecida como cuantitativa por el tipo de datos que se desean medir y estudiar a nivel numérico. El estudio fue definido como experimental y transversal, primero por ser un trabajo con una intervención directa del investigador en las variables independientes. A pesar de que, el estudio fue establecido como de tipo experimental, no se espera analizar a nivel correlacional-causal ni explicativo cada una de sus variables; es, por tanto, que se consideró más dentro de los parámetros de alcance descriptivo en el proceso de desarrollo y compatible con la tipología transversal del mismo.

La muestra que se definió fue la no probabilística por su compatibilidad funcional para los propósitos de la investigación también con las limitantes de obtención de sujetos de prueba disponibles y el tiempo establecido para el desarrollo del estudio. La muestra discrecional permitió un acceso relativamente rápido a los participantes, pertinentes para el desarrollo y evaluación del sistema, minimizando la complejidad logística y maximizando la eficacia en la recopilación de datos (Tabla 3).

**Tabla 3. Objetivo del Método**

<b>Metodología de la investigación</b>	
Enfoque	Cuantitativo
Tipos de estudio	Transversal
Tipos de diseño	Experimental
Alcance	Descriptivo prospectivo
Tipo de muestras	No probabilístico (Muestreo discrecional)
Técnicas e instrumentos	Hardware / Técnicas de procesamiento de señales con software / Análisis estadístico no paramétrico

Fuente: Elaboración Propia

Consecuentemente, el trabajo investigativo en desarrollo fue configurado con diferentes técnicas y métodos destinados a la obtención de un prototipo funcional, en términos de la obtención de las señales de EEG depuradas, filtradas e interpretadas para el envío y accionamiento del sistema de iluminación. Este tipo de esquema orientado a la

creación de prototipos de forma experimental involucra la incorporación dinámica e integrativa de métodos combinados de estudio con hardware y software (Tabla 4).

Se establecieron cinco diferentes métodos cuya aplicación ocurre de forma iterativa entre desarrollo y pruebas. Posteriormente, se desarrollarán métodos de validación con sus respectivas métricas parametrizadas (Sección 4.6). Estos métodos fueron definidos considerando los fundamentos de la metodología clásica de investigación, combinados con una delimitación sencilla en términos de ejecución técnica.

**Tabla 4. Objetivo del Método**

<b>Método</b>	<b>Objetivo</b>	<b>Técnica o Instrumento</b>
Adquisición de Señales Cerebrales	Adquirir señales cerebrales representa un paso fundamental en la investigación, ya que pretende obtener estas señales para posteriormente ser traducidas y convertidas en un comando.	Chip Neurosky parte del Dispositivo de Entretenimiento <i>Mindflex</i>
Procesamiento de Señales	Someter las señales a un proceso de análisis con el propósito de extraer información relevante para la investigación, tal como la identificación de patrones, eliminación de artefactos presentes en las mismas y la determinación de la actividad cerebral.	Software Processing
Conexión con Arduino	Establecer una conexión con Arduino para que trabaje como el componente central para recibir, procesar y ejecutar los comandos obtenidos por las señales cerebrales después de ser procesadas. Permitiría la comunicación entre el dispositivo <i>Mindflex</i> con el sistema de iluminación.	Arduino IDE

**Tabla 4.** (Continuación)

<b>Método</b>	<b>Objetivo</b>	<b>Técnica o Instrumento</b>
Análisis Estadístico	Realizar un análisis estadístico para validar el funcionamiento operativo del dispositivo <i>Mindflex</i> en comparación con el dispositivo <i>OpenBCI</i>	Software Minitab
Envío de señales al sistema de iluminación	Enviar las señales del Arduino Secundario al sistema de iluminación para que sea encendido y apagado.	Prototipo del Sistema de Iluminación

Fuente: Elaboración Propia

## **4.2 VARIABLES DE INVESTIGACIÓN**

Para la ejecución del proyecto de investigación, se definieron las variables dependientes e independiente (Ilustración 2).

### **4.2.1 VARIABLE INDEPENDIENTE**

El proyecto de investigación se compone de una única variable independiente. Dicha variable, se estableció como, prototipo de sistema inalámbrico para activación de iluminación con ondas EEG.

### **4.2.2 VARIABLES DEPENDIENTES**

Las variables dependientes fueron preestablecidas tomando en consideración los puntos específicos previamente abordados en la realización del prototipo, alineándose con los objetivos del proyecto. En este sentido, se tomaron en consideración las siguientes variables para este:

- Tiempo de respuesta del prototipo: Hace referencia al tiempo transcurrido desde la emisión de las señales cerebrales hasta la ejecución del comando para el control de iluminación del prototipo.
- Eficacia de detección de las señales cerebrales: Correspondiente a la cantidad de veces en las que el dispositivo EEG detecta, registra y acciona el dispositivo meta por medio de las ondas cerebrales.
- Cantidad de participantes en el estudio: Correspondiente a la cantidad de los participantes a los cuales se les incluyó dentro del estudio en cuestión.
- Edad de los participantes en el estudio: Correspondiente a la edad de los participantes a los cuales se les incluyó dentro del estudio en cuestión.
- Magnitudes de registro de las ondas de frecuencia EEG: Hace referencia a los rangos de las ondas cerebrales que fueron registradas en el estudio.
- Capacidad de adaptación del sistema: Implica examinar el desempeño del sistema frente a diversos cambios en la actividad cerebral del sujeto.



**Ilustración 2. Variable Independiente y Variables Dependientes**

Fuente: Elaboración Propia

### 4.3 OPERACIONALIZACIÓN DE LAS VARIABLES

En consiguiente, se presenta la operacionalización de variables (Tabla 5) en la cual se detalla cómo se definieron y relacionaron las variables de estudio con los objetivos de la investigación, respaldada por la aplicación de dimensiones e indicadores establecidos para reforzar los resultados que se obtendrán.

**Tabla 5. Operacionalización de Variables**

<b>Objetivo General</b>	<b>Variable Independiente</b>	<b>Definición Conceptual</b>	<b>Dimensiones</b>	<b>Indicadores</b>
Desarrollar un sistema de control inalámbrico de iluminación residencial basado en la captura y empleo de ondas cerebrales, orientado para una persona con discapacidad motora como una herramienta de apoyo para mejorar su calidad de vida.	Prototipo de sistema inalámbrico para activación de iluminación con ondas EEG	Manera en la que se integra el <i>BCI</i> en personas con discapacidades motoras para mejorarles la calidad de vida.	Desarrollo Tecnológico, Implementación, Calidad de vida y Funcionalidad.	Control de iluminación, tiempo de respuesta.
<b>Objetivo Específico</b>	<b>Variable Dependiente</b>	<b>Definición Conceptual</b>	<b>Dimensiones</b>	<b>Indicadores</b>
Investigar la situación actual sobre la implementación de la Interfaz Cerebro-Computadora para el control de dispositivos externos mediante el uso de las señales cerebrales.	Tiempo de respuesta del sistema  Magnitudes de registro de las ondas de frecuencia EEG	Proyectos pasados que se han realizado y pueden ser de ayuda para la implementación de <i>BCI</i> .	Áreas de Aplicación, Desarrollo del Sistema, Nivel de Implementación de <i>BCI</i> .	Adopción de <i>BCI</i> , Casos de Uso Actuales, Desafíos y Barreras y Perspectivas Futuras.

**Tabla 5.** (Continuación)

<b>Objetivo Específico</b>	<b>Variable Dependiente</b>	<b>Definición Conceptual</b>	<b>Dimensiones</b>	<b>Indicadores</b>
Definir una metodología para el desarrollo de una programación y conexión en Arduino para recibir y enviar señales desde el dispositivo <i>Mindflex</i> al sistema de iluminación.	Cantidad de participantes en el estudio Edad de los participantes en el estudio	Capacidad del uso de Arduino para la adquisición correcta de las señales cerebrales que serán traducidas en comandos.	Facilidad de Programación, Tiempo de Latencia y Compatibilidad entre los Dispositivos.	Adquisición de Señales, Capacidad de Comunicación y Facilidad de uso.
Realizar una serie de pruebas del sistema en estudiantes del campus de UNITE, San Pedro Sula con el fin de evaluar su utilidad.	Capacidad de adaptación del sistema Eficacia de detección de las señales cerebrales	Percepción de los usuarios en los cuales se estará probando el sistema para verificar su utilidad.	Percepción de Autonomía, Tiempo de Adaptación, Facilidad de Uso.	Adaptabilidad, Experiencia del Usuario, Nivel de Satisfacción y Eficacia del Control de Iluminación.

Fuente: Elaboración Propia

## 4.4 RESUMEN DEL PROCEDIMIENTO

En esta sección se describe todo el procedimiento que se empleó para llevar a cabo la investigación, incluyendo los materiales que se utilizaron, la población de muestra y las técnicas e instrumentos. En esta investigación se pretendió desarrollar un prototipo de sistema de iluminación residencial para crear una herramienta a futuro para la ayuda a personas con discapacidades motoras. Para ello, se llevaron a cabo una serie de etapas con el fin de implementar un sistema eficiente para este grupo de individuos.

La metodología aplicada constó de diversas etapas con el propósito de diseñar un prototipo eficiente. Se adoptó un enfoque cuantitativo, ya que el enfoque de la investigación se centró en la adquisición y cuantificación de señales cerebrales mientras los usuarios interactuaban con el sistema de iluminación en desarrollo. Además, se llevó a cabo un análisis de identificación de patrones en las señales *EEG* correspondientes a distintos estados mentales, como la concentración, la atención y la meditación.

En cuanto al alcance, se presenta una investigación tipo experimental. El proyecto se enfocó en la creación de un sistema que permitiera la captura de señales cerebrales a través del dispositivo de entretenimiento denominado *Mindflex* y su utilización para el control de dispositivos residenciales mediante un módulo Bluetooth. Se desarrollaron algoritmos de procesamiento de señales con el propósito de traducir las señales *EEG* en comandos interpretables por los dispositivos de control. Además, se buscó la adquisición de señales cerebrales de estudiantes de UNITEC, que posteriormente se tradujeron y convirtieron en comandos utilizables.

### 4.4.1 MATERIALES

Dentro de este apartado se describen los materiales que fueron definidos para el desarrollo del alcance del proyecto de investigación.

- *Mindflex*

*Mindflex* de *NeuroSky* es un dispositivo de entretenimiento que utiliza sensores de ondas cerebrales para medir la actividad eléctrica del cerebro de las personas y convertirlas en señales que pueden utilizarse para interactuar con dispositivos electrónicos. Usualmente se utiliza en aplicaciones de *biofeedback* o control mental, eso permite que el usuario pueda

controlar ciertas funciones o dispositivos con su mente. El dispositivo incluye un sensor *EEG* que se coloca en la frente del usuario, mide la actividad eléctrica del cerebro y las transmite a una unidad receptora para que sean procesadas previamente.

- Arduino Uno R3 ATMEGA328

La tarjeta de desarrollo Arduino Uno R3 utiliza un microcontrolador llamado ATMEGA328. Ofrece catorce entradas y salidas digitales, de las cuales seis son compatibles con la Modulación de Ancho de Pulso, y seis entradas analógicas. Adicionalmente, cuenta con conectividad USB, un conector de alimentación, un conector ICSP y un botón de Reset. La corriente máxima con la que este trabaja por salida y entrada es de 40 mA, el voltaje de operación es de 5V y el voltaje de alimentación varía entre 6 – 20 V, lo más recomendado es de 7-12 V.

- Módulo Bluetooth HC-05

El Módulo Bluetooth HC-05 es un dispositivo que habilita la interconexión inalámbrica de sistemas basados en Arduino con dispositivos móviles y computadoras a través del protocolo *Bluetooth*. Opera como un puerto serial, se integra directamente con los pines seriales del microcontrolador y se configura mediante comandos AT, permitiendo así la adaptación de parámetros a las necesidades específicas. Cuenta con un regulador de voltaje de 3.3V el cual proporciona un soporte de 3.6V a 6V.

- Módulo Bluetooth HC-06

El Módulo Bluetooth HC-06 facilita la conexión inalámbrica entre Arduino y un dispositivo electrónico como *Smartphones* o PCs. Cuenta con una alimentación de 3.3V, su configuración es mediante comandos AT. La comunicación Bluetooth se establece mediante un maestro y un esclavo. Este módulo cumple con las especificaciones del Bluetooth 2.0 el cual en su mayoría es compatible con celulares Android.

- Módulo Relé 5V/10A/1 Canal

El Módulo Relé cuenta con un *relay* de alta calidad el cual puede controlar cargas de hasta 250/10A y dispone de indicadores, uno para la alimentación y el otro para activación. A diferencia de los Módulos Relé de múltiples canales, este carece de optoacopladores,

utilizando transistores para accionar el *relay*. Su diseño está creado para integrarse fácilmente con sistemas como Arduino, *Raspberry Pi*, *ESP8266 (NodeMCU y Wemos)*, *Teensy* y *Pic*.

- Bombillo

El Bombillo LED Tulip tiene es un foco de iluminación que utiliza tecnología LED para producir luz. Tiene una potencia de 12W, lo que indica la cantidad de energía que consume para producir la luz. Su rango de voltaje y frecuencia para que el bombillo funcione están dentro de los 100-240V y 50/60Hz. Así mismo, produce un total de 1080 lúmenes de luz.

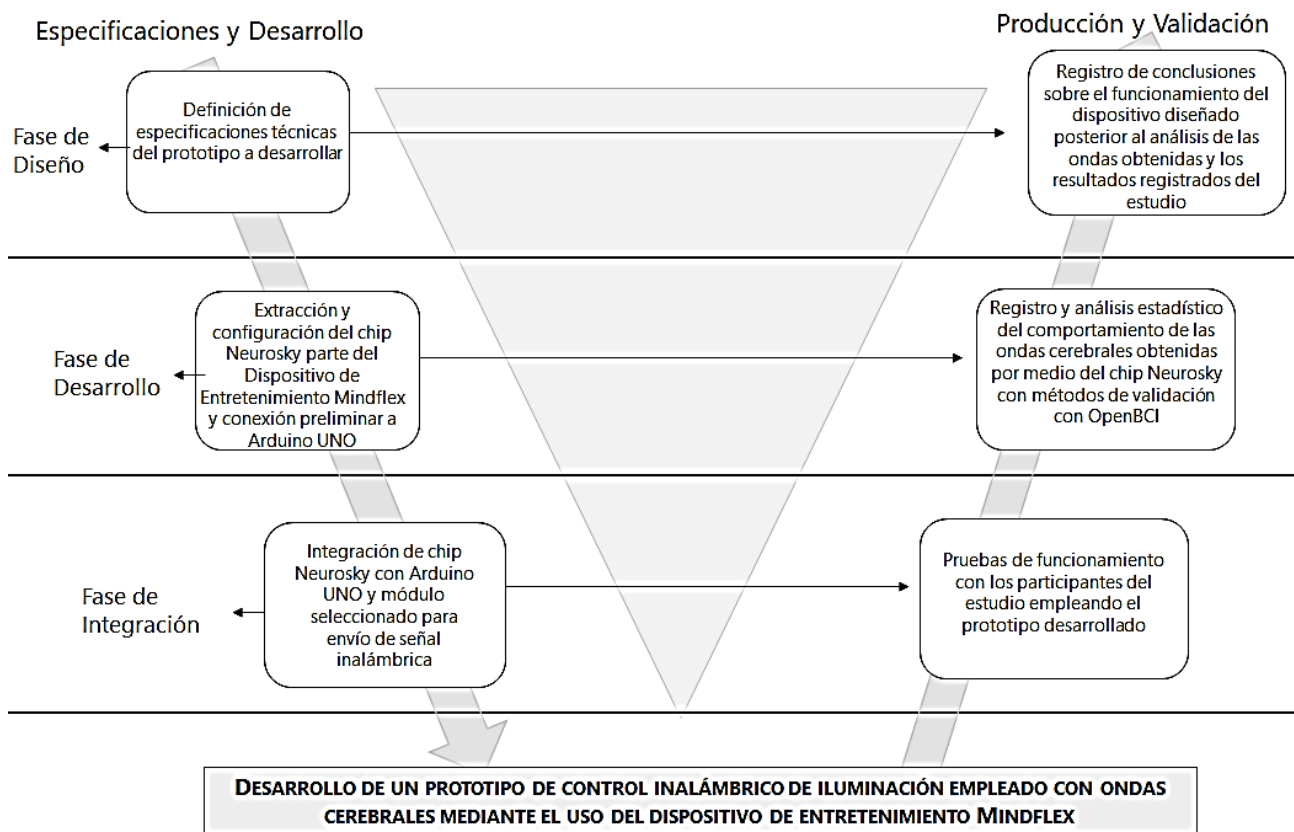
#### 4.4.2 POBLACIÓN

La Universidad Tecnológica Centroamericana de San Pedro Sula cuenta con una gran cantidad de estudiantes dentro de su campus. Para el proyecto en cuestión, se ha seleccionado como población de estudio a un grupo compuesto por quince (15) estudiantes de UNITEC. La elección de esta población se fundamenta en el muestreo no probabilístico (muestreo discrecional), el cual se caracteriza por su accesibilidad y conveniencia para los propósitos de la investigación.

Con la finalidad de analizar el sistema, se seleccionó un grupo de ocho (8) estudiantes femeninos y siete (7) estudiantes masculinos, para posteriormente hacer un análisis de las diferentes ondas cerebrales de estos participantes para comprender la respuesta al sistema. Esta investigación permitirá a los estudiantes conocer sus niveles de concentración, lo que hará posible determinar el tipo de sistemas que podrían activarse en función a estos patrones cerebrales identificados.

#### 4.4.3 METODOLOGÍA DE ESTUDIO

La metodología de estudio aplicada para el proyecto de investigación fue el Modelo en V (Ilustración 3). Esta herramienta metodológica se destaca ya que proporciona una estructura clara y sistemática para el desarrollo de un proyecto. Se adoptó la perspectiva mostrada en VDI 2206 – Una nueva guía para el diseño de sistemas mecatrónicos (Gausemeier & Moehring, 2002). Se sugirió llevar a cabo el procedimiento en tres niveles distintos, sometiendo cada uno a un proceso de validación, con el propósito de lograr el desarrollo de un sistema de iluminación residencial.



**Ilustración 3. Metodología en V**

Fuente: Elaboración Propia

#### 4.4.3.1 Fase de Diseño

Establecer los materiales y componentes utilizados en la fase de diseño fue fundamental para la investigación. La selección adecuada de materiales es importante para garantizar la eficacia del prototipo, no solo determinan la capacidad de adquisición y funcionamiento, sino también la compatibilidad y precisión del mismo. La idoneidad de estos materiales asegura la integración precisa, facilitando la captura de las señales requeridas para su procesamiento y control, y así, la efectividad y utilidad del prototipo del sistema final para mejorar la calidad de vida de la población objetivo.

#### 4.4.3.2 Fase de Desarrollo

La configuración del chip NeuroSky parte del Dispositivo de Entrenimiento *Mindflex* fue una etapa fundamental debido a su papel central en la captura de las señales cerebrales mediante el dispositivo. Esta configuración permitió establecer la comunicación serial entre el dispositivo de entrenamiento *Mindflex* y el microcontrolador Arduino Uno, facilitando la adquisición de señales cerebrales relevantes.

Esta comunicación permitió de manera óptima la captura precisa de las señales, este paso técnico resultó ser la base fundamental para el desarrollo exitoso del sistema de iluminación diseñado, ya que las señales que fueron capturadas por el chip NeuroSky eran la base para la interacción del prototipo con los usuarios.

#### *4.4.3.3 Fase de Integración*

La programación en el Software Arduino IDE desempeña un papel de gran relevancia en el desarrollo de la interconexión y funcionamiento sinérgico de los componentes del prototipo del sistema de iluminación. Dicha programación permitió establecer una comunicación efectiva con el chip NeuroSky descrito en la sección anterior, junto con el Módulo Bluetooth y el Módulo Relé, posibilitando así la interpretación de las señales adquiridas, traduciéndolas en comandos inteligibles para el control del sistema de iluminación residencial.

De igual forma, la realización de la programación en el Software Processing fue esencial para el análisis detallado de las ondas cerebrales que fueron adquiridas en la primera etapa. Se identificaron patrones específicos asociados con los estados mentales de las personas, principalmente con el estado de concentración. La información captada resultó de suma importancia para calibrar y perfeccionar la exactitud del sistema en la identificación de estados, posibilitando así, una interacción más certera entre las señales y el sistema.

#### *4.4.3.4 Validación de Diseño*

Dentro esta etapa se realizó la verificación del diseño planteado para el sistema considerando los materiales y componentes a utilizar. Para la verificación de estos, se realizó un registro de conclusiones sobre el funcionamiento del dispositivo diseñado posterior al análisis de las ondas obtenidas y los resultados registrados del estudio. Permitiendo así, contextualizar y respaldar por medio de la literatura científica los materiales y componentes escogidos. De igual modo, se verificó la factibilidad operativa de estos elementos para garantizar su funcionamiento idóneo.

#### *4.4.3.5 Validación de Desarrollo*

Se llevó a cabo una etapa de análisis de las señales cerebrales que iban siendo obtenidas por el chip NeuroSky. El propósito recaía en la identificación y caracterización de las

ondas cerebrales pertinentes para el desarrollo del sistema destinado a ser controlado por dichas señales. Para asegurar su validez, se llevó a cabo un análisis estadístico del comportamiento de las ondas cerebrales obtenidas por medio del chip NeuroSky con métodos de validación con *OpenBCI*. Esto, con el fin de realizar una comparativa entre dos tipos de sistemas *BCI*.

#### 4.4.3.6 Validación de Integración

En la etapa final del proyecto, se procedió a validar la programación desarrollada tanto en Arduino IDE como en Processing mediante la realización de pruebas del sistema. Estas pruebas implicaron la implementación del sistema en quince (15) estudiantes de UNITEC, San Pedro Sula, con el objetivo de evaluar en profundidad su rendimiento y utilidad en un entorno real. Este enfoque de pruebas proporcionó una perspectiva ampliada sobre de la funcionabilidad del sistema completamente implementado junto a su programación como los materiales previamente seleccionados (Sección 4.4.1). Esa validación proporcionó una visión más amplia y concreta del funcionamiento integral en condiciones prácticas, fundamentando su aplicabilidad.

#### 4.4.4 PROCESO

En esta sección, se detalla el proceso metodológico que se estableció para el cumplimiento del proyecto de investigación.

En primer lugar, se llevó a cabo una configuración en el dispositivo *Mindflex* para permitir su conexión con el microcontrolador Arduino UNO a través de un código desarrollado en el entorno de programación Arduino IDE. Fue necesario desmontar una sección del dispositivo *Mindflex* para acceder a la placa que albergaba el circuito y las baterías, situadas en la parte inferior del auricular. Dentro de esta placa, se identificaron los pines *T* y *R*, que desempeñaron un papel crucial al posibilitar la comunicación en serie con el microcontrolador y la transmisión de los datos cerebrales.

Se procedió a soldar un jumper con el pin *T* de la placa. El mismo proceso se repitió, pero en esta ocasión se soldó un jumper a el pin de *Ground*. En cuanto a la conexión con Arduino, el jumper conectado al pin *T* se enlazó con *RX* del Arduino, mientras que el cable *Ground* se enlazó con el pin de *Ground* del Arduino. Posterior a eso, se descargaron las librerías que se estarían utilizando y se realizó una prueba de conexión con una de ellas.

Luego, se llevó a cabo una etapa de prueba en la adquisición de las señales cerebrales utilizando el dispositivo de entretenimiento *Mindflex* de *NeuroSky*, que en este caso funcionará como un electroencefalograma (*EEG*). Estas señales cerebrales fueron captadas por el Arduino UNO previamente conectado al dispositivo en la etapa anterior. Posteriormente, se procedió a la etapa de procesamiento de señales, en la cual, las señales adquiridas fueron sometidas a un procesamiento en el software Processing con el objetivo de analizarlas y obtener todas las características necesarias, teniendo en cuenta factores como la frecuencia y amplitud, en relación con las habilidades cognitivas y estados mentales del sujeto.

Tras una investigación, se determinó que la onda cerebral predominante asociada con el estado de concentración es la onda cerebral "*Low Beta*". Basándose en esta conclusión, se llevó a cabo una prueba detallada utilizando el Software de Processing, con el objetivo de analizar con mayor precisión la frecuencia específica correspondiente a *Low Beta*, con miras a establecer un rango definido. Este enfoque permitió la elaboración precisa de la programación requerida, ajustada a los parámetros identificados.

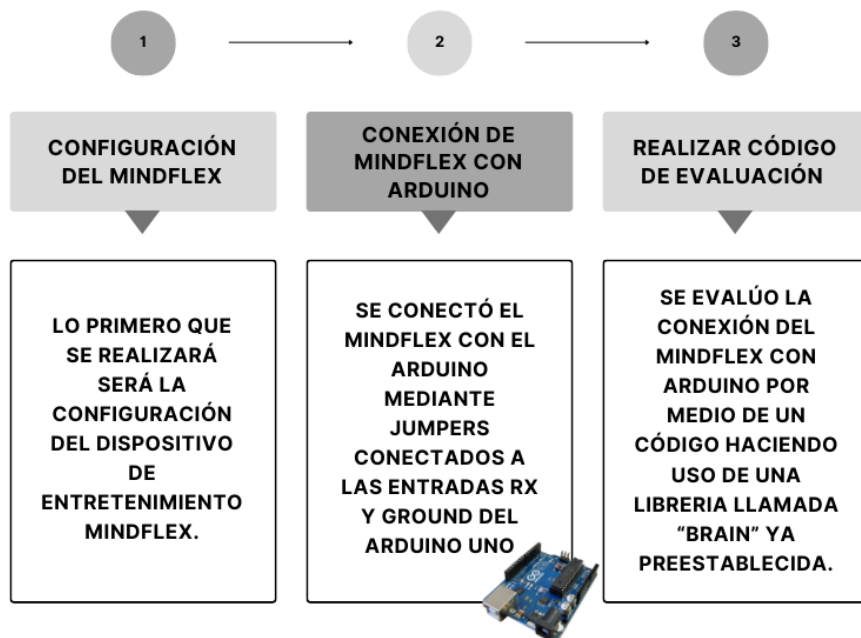
Seguido a eso, dentro del proceso de programación, tras una investigación, se determinó que la onda cerebral predominante asociada con el estado de concentración es la onda cerebral "*Low Beta*". Basándose en esta conclusión, se llevó a cabo una prueba detallada utilizando el Software de Processing, junto con el *Mindflex* con el objetivo de analizar con mayor precisión la frecuencia específica correspondiente a *Low Beta*, con miras a establecer un rango definido. De esta manera, el sistema pudo detectar una frecuencia similar en ocasiones posteriores y activarse en consecuencia. Luego, se procedió a programar el dispositivo Arduino para establecer una conexión con el módulo *Bluetooth*. Esto permitió que el Arduino UNO transmita la señal al Arduino UNO secundario, que controló el encendido y apagado del foco a través de un módulo Relé.

Una vez que el sistema funcionara de una manera óptima y la programación correspondiente funcionara de manera eficiente, se llevaron a cabo pruebas en estudiantes del campus de la Universidad Tecnológica Centroamericana (UNITEC). El propósito de estas pruebas fue medir el desempeño y la utilidad del sistema en el grupo de participantes.

## 4.5 IMAGEN DEL PROCESO

La siguiente sección detalla en profundidad el proceso metodológico definido para el proyecto de investigación.

Con lo anteriormente mencionado, en la primera etapa del proyecto de investigación, ilustrada detalladamente (Ilustración 4), se abordó la configuración inicial del dispositivo de entretenimiento *Mindflex* en conjunto con el microcontrolador Arduino UNO primario. El objetivo primordial de esta fase consistió en habilitar la captación de señales cerebrales a través del dispositivo *Mindflex* para su posterior procesamiento y utilización en el sistema.

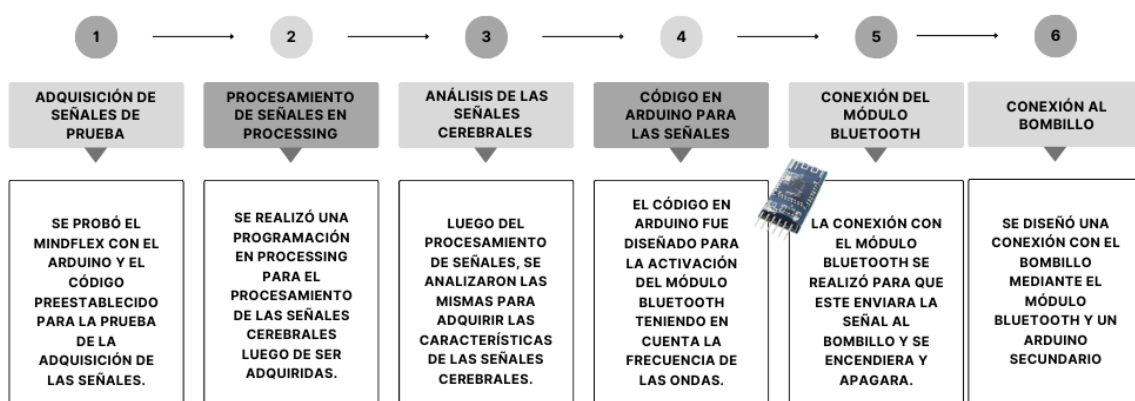


**Ilustración 4. Etapa 1 - Configuración de Mindflex**

Fuente: Elaboración Propia

Luego se planificó la segunda etapa del proceso (Ilustración 5), se diseñó y ejecutó la adquisición de señales cerebrales, marcando un punto crucial en el desarrollo del proyecto. Simultáneamente, se estableció una programación en *Processing* destinada al procesamiento de estas señales. Durante esta etapa, las señales cerebrales experimentaron un riguroso proceso de análisis con el fin de extraer características relevantes, tales como la frecuencia y la amplitud que indican el nivel de concentración alcanzado por el individuo.

Con los resultados de este análisis, se procedió a desarrollar un código específico en el entorno de programación Arduino IDE. Este código tenía como finalidad activar el módulo *Bluetooth* en el Arduino UNO secundario en el momento en que las señales cerebrales alcanzaran la frecuencia predefinida como señal de concentración óptima. Posteriormente, se efectuó la programación necesaria para establecer la conexión entre el Arduino UNO secundario y el prototipo del sistema de iluminación, representado en este caso por un bombillo, con el objetivo de controlar su encendido y apagado de manera precisa y automatizada.

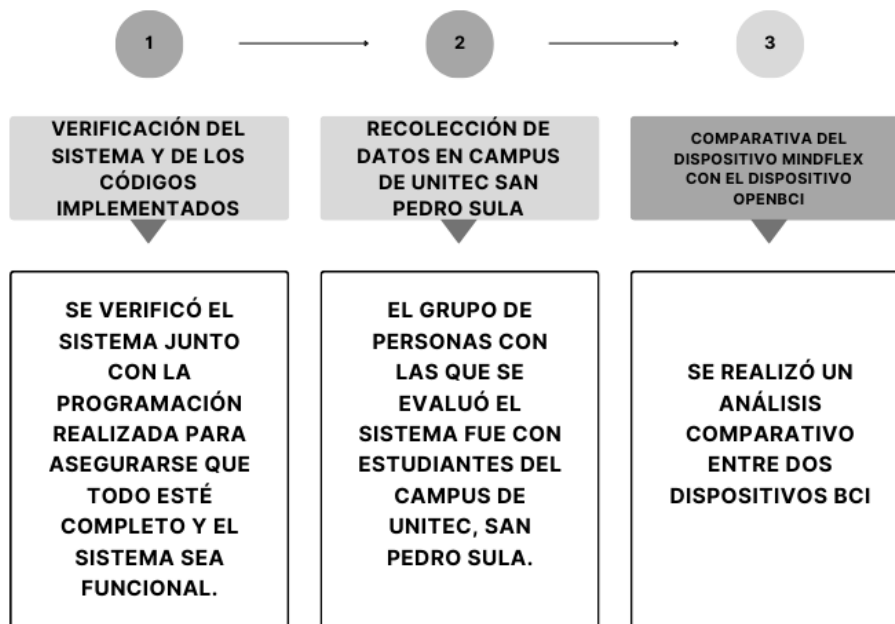


### Ilustración 5. Etapa 2 - Programación en Software de Processing y Arduino IDE

Fuente: Elaboración Propia

Como resultado del trabajo previamente descrito, se procedió a definir la tercera y última etapa del proyecto (Ilustración 6). Esta fase se centró en la obtención de datos necesarios para llevar a cabo una evaluación exhaustiva del sistema, siguiendo el diseño experimental y el grupo de participantes previamente establecido. El cual incluía estudiantes del campus de UNITEC. La recopilación de datos se llevó a cabo de manera cuidadosa y siguiendo un protocolo establecido, con el propósito de garantizar la consistencia y fiabilidad de los resultados.

Posteriormente, se procedió a realizar un análisis comparativo entre los resultados obtenidos con el dispositivo *OpenBCI*. Esto permitió evaluar el desempeño del dispositivo *Mindflex*, aportando información valiosa sobre su eficacia y utilidad.



**Ilustración 6. Etapa 3 - Recolección de datos**

Fuente: Elaboración Propia

#### **4.6 MÉTRICAS DE EVALUACIÓN / VALIDACIÓN**

Para el diseño de un sistema de iluminación controlado por señales cerebrales, es imperativo garantizar una precisión y funcionalidad óptimas del dispositivo. Las métricas de evaluación se derivaron de fuentes reconocidas y confiables que respaldan la viabilidad y eficacia del sistema.

##### **4.6.1 RANGO DE FRECUENCIA**

La evaluación de los rangos de frecuencia en el proyecto fue definida como métrica de evaluación se definió como el análisis de los rangos de frecuencia, siendo crucial para comprender las variaciones de frecuencia presentes en el sistema experimental. Esto permitió la identificación y análisis de puntos críticos o diferencias que pudieran afectar su desempeño. Con el objetivo de validar estos rangos, se hizo uso del software Processing, reconocido por su capacidad para el procesamiento de señales y datos visuales en tiempo real.

Se ejecutó una evaluación de los patrones presentes con el fin de discernir la frecuencia correspondiente al estado mental de concentración. Este enfoque proporcionó una base sólida y confiable para la interpretación de los datos recopilados. El análisis de los patrones de frecuencia permitió una comprensión más profunda de las variaciones en el estado mental, lo

que a su vez contribuyó a una mejor interpretación y utilización de la información obtenida durante el experimento.

La utilización del software Processing fue de relevancia para el procesamiento eficiente de las señales, permitiendo una representación visual precisa de las variaciones de frecuencia. Esta herramienta facilitó la identificación de los patrones, brindando una perspectiva visual que complementó el análisis cuantitativo de los datos. La combinación de análisis cuantitativos y visuales resultó ser un enfoque integral para evaluar los rangos de frecuencia y comprender el comportamiento del sistema en relación con los estados mentales estudiados.

#### 4.6.2 TIEMPO DE RESPUESTA

El tiempo de respuesta del sistema se definió para comprender la capacidad de respuesta del sistema ante estímulos específicos. Este tiempo se refería al lapso transcurrido desde la emisión de las señales cerebrales hasta la ejecución efectiva del comando para controlar la iluminación del sistema. Para validar esta métrica, se llevaron a cabo múltiples pruebas con participantes, abarcando desde el momento en que se iniciaba la captación de las señales cerebrales hasta la activación del bombillo.

Estas pruebas fueron esenciales para evaluar el desempeño del prototipo, ofreciendo una visión más amplia sobre su optimización, funcionalidad y áreas susceptibles de mejora. El análisis del tiempo de respuesta proporcionó una comprensión detallada sobre la eficiencia del sistema en términos de su capacidad para interpretar y actuar en respuesta a las señales cerebrales. Esta métrica resultó ser de suma relevancia para identificar posibles mejoras en el sistema, destacando áreas específicas que podrían ser refinadas para garantizar una respuesta más rápida y precisa a los estímulos cerebrales, lo cual contribuiría significativamente a la eficiencia global del prototipo.

#### 4.6.3 EJECUCIÓN DE COMANDOS

La relevancia de la ejecución de comandos destacó como métrica por la manera en la que se puede determinar la exactitud del sistema controlado por las señales cerebrales. Con el fin de validar esta métrica, se empleó el entorno de desarrollo Arduino IDE. Se realizó una programación específica para interpretar los datos provenientes del dispositivo de captura de señales cerebrales y traducir estas señales en comandos destinados a activar el prototipo de sistema de iluminación.

Este enfoque permitió una conexión directa entre la información recopilada por el dispositivo *Mindflex* y las acciones realizadas por el sistema Arduino, estableciendo así una relación entre las señales cerebrales captadas y las respuestas ejecutadas por el prototipo. La verificación de la congruencia entre las señales cerebrales detectadas y los comandos emitidos para el accionamiento de este fue importante para asegurar la precisión y efectividad del sistema en su capacidad para interpretar las señales cerebrales y traducirlas en acciones concretas.

Este análisis permitió ajustes o mejoras necesarias en el proceso de interpretación de datos, asegurando una ejecución más precisa y coherente de los comandos en relación con las señales cerebrales detectadas.

## V. RESULTADOS

En este capítulo se presentan los resultados obtenidos a partir de una recolección de datos. La investigación se centró en el desarrollo de un prototipo de un sistema de iluminación por medio de ondas cerebrales. A lo largo de este apartado, se detallan los hallazgos relevantes, respaldados por las señales cerebrales recopiladas durante el proceso de estudio.

### 5.1 DEFINICIÓN DE ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DEL PROTOTIPO

#### 5.1.1 SELECCIÓN DE MATERIALES

Los materiales que fueron seleccionados para el desarrollo del diseño del prototipo se fundamentaron en proyectos relacionados con *BCI* realizados anteriormente, analizando en detalle los parámetros que mejor se adaptaban al prototipo de un sistema inalámbrico de iluminación planteado. El objetivo principal de esta sección fue identificar los materiales que contaban con mejor compatibilidad con el diseño del prototipo propuesto, con el fin de lograrlo hacer inalámbrico y con un conjunto de componentes que no afectaran a las personas.

De igual sentido, la búsqueda y elección de los materiales estuvieron intrínsecamente ligados a la consecución del objetivo primordial el cual era implementar el sistema de iluminación de manera inalámbrica con el uso de componentes que no interfirieran con la comodidad de la persona.

##### 5.1.1.1 *Arduino UNO*

El Arduino UNO resaltó por su accesibilidad, flexibilidad y capacidad para integrarse con cualquier tipo de sistemas (Tabla 5). Esta placa ofrecía una versatilidad excepcional en su entorno de desarrollo, permitiendo la implementación de interfaces personalizadas para la adquisición y análisis de datos cerebrales. La disponibilidad de bibliotecas de código abierto complementaba estas características, facilitando aún más la creación de soluciones personalizadas para el estudio y procesamiento de señales cerebrales.

Un análisis de la literatura especializada en la implementación de sistemas de interfaz cerebro-computadora reveló que una gran parte de estas aplicaciones utilizaba el módulo Arduino como plataforma principal. Este hallazgo evidenció el amplio reconocimiento y la adopción extendida de Arduino en el campo de las interfaces cerebrales, donde se apreció su

papel crucial en la configuración y operación efectiva de sistemas *BCI*. La notable presencia de Arduino en el ámbito científico demostró su fiabilidad y adaptabilidad para desarrollar sistemas de adquisición y procesamiento de señales cerebrales.

**Tabla 5. Especificaciones Técnicas Arduino UNO**

<b>Especificaciones Técnicas de Arduino UNO</b>	
<b>Microcontrolador</b>	ATmega328P
<b>Chip USB</b>	ATmega16U2
<b>Voltaje de Operación</b>	5V
<b>Voltaje de Alimentación</b>	6-20V
<b>Pines Digitales</b>	14 con 6 salidas PWM
<b>Entradas Analógicas</b>	6
<b>Corriente Máxima de Entrada/Salida</b>	40mA
<b>Memoria Flash</b>	32K
<b>Memoria SRAM</b>	2K
<b>Memoria EEPROM</b>	1K
<b>Velocidad de Reloj</b>	16Mhz

Fuente: Elaboración Propia

#### 5.1.1.2 Módulo Bluetooth HC-05/HC-06

El Módulo Bluetooth HC-05 demostró su eficiencia al establecer conexiones inalámbricas confiables, permitiendo la transmisión de datos desde dispositivos como los electroencefalogramas (*EEG*) conectados a un Arduino hacia dispositivos externos (Tabla 6). Esta capacidad inalámbrica facilitó la transferencia segura de información entre el sistema *BCI* y otros dispositivos periféricos.

La integración exitosa con el microcontrolador de Arduino habilitó una comunicación bidireccional fluida entre el dispositivo *BCI* y las aplicaciones encargadas del procesamiento y análisis de datos cerebrales. Este enlace bidireccional permitió la transmisión eficiente de información desde el sistema de captura de señales cerebrales hacia los programas encargados de interpretar y procesar dichos datos, facilitando así el desarrollo de aplicaciones para análisis y aplicaciones basadas en las señales cerebrales capturadas.

**Tabla 6. Especificaciones Técnicas de HC-05**

<b>Especificaciones Técnicas HC-05</b>	
<b>Bluetooth</b>	V2.0+EDR
<b>Consumo de Corriente</b>	50mA
<b>Voltaje de Operación</b>	3.6-6V DC
<b>Frecuencia</b>	Banda ISM 2.4 GHz
<b>Modulación</b>	GFSK

**Tabla 6.** (Continuación)

<b>Especificaciones Técnicas HC-05</b>	
<b>Potencia de Transmisión</b>	4dBm
<b>Alcance</b>	10m
<b>Velocidad de Transmisión</b>	1200bps hasta 1.3Mbps
<b>Comunicación Interface</b>	Serial TTL
<b>Sensibilidad</b>	-84dBm a 0.1 BER

Fuente: Elaboración Propia

Por otro lado, la implementación del Módulo Bluetooth HC-06 como esclavo del HC-05 resultó fundamental para establecer una conexión efectiva entre ambos módulos, facilitando así la comunicación con el sistema en su conjunto (Tabla 7). Esta interacción se empleó de manera específica para transmitir señales desde el módulo HC-05 hacia un Arduino secundario. Posteriormente, estas señales se dirigían hacia el Módulo Relé, permitiendo así el control preciso del sistema de iluminación residencial. Esta configuración posibilitó la transmisión confiable de datos entre los módulos Bluetooth, contribuyendo significativamente a la operatividad y el control del sistema en su totalidad.

**Tabla 7. Especificaciones Técnicas de HC-06**

<b>Especificaciones Técnicas de HC-06</b>	
<b>Bluetooth</b>	V2.0+EDR
<b>Corriente de Operación</b>	<40mA
<b>Corriente Modo Sleep</b>	<1mA
<b>Voltaje de Operación</b>	3.3-5V DC
<b>Frecuencia</b>	Banda ISM 2.4 GHz
<b>Chip</b>	BC417143
<b>Modulación</b>	GFSK
<b>Potencia de Emisión</b>	4dBm
<b>Alcance</b>	10m
<b>Velocidad de Transmisión</b>	1200bps hasta 1.3Mbps
<b>Velocidad Asíncrona</b>	2.1Mbps / 160 kbps
<b>Velocidad Síncrona</b>	1Mbps
<b>Comunicación Interface</b>	Serial UART TTL
<b>Sensibilidad</b>	-84dBm a 0.1 BER

Fuente: Elaboración Propia

### 5.1.1.3 Módulo Relé

El Módulo Relé fue de utilidad en este prototipo inalámbrico de iluminación al actuar como un interruptor que respondía a señales eléctricas de bajo voltaje, permitiendo la conexión y desconexión del bombillo. Su capacidad para manejar y regular señales eléctricas

facilitó el control preciso del suministro de energía al dispositivo de iluminación, ajustándolo de acuerdo con las señales de control recibidas (Tabla 8).

Una característica esencial del relé fue su capacidad de aislamiento eléctrico, que garantizó la protección tanto del equipo como del usuario al separar la señal de control de la carga principal. Este aislamiento eléctrico aseguró que las señales de baja intensidad utilizadas para activar o desactivar el relé no interfirieran ni dañaran la carga principal, promoviendo un entorno seguro y eficiente para la gestión del prototipo de un sistema de iluminación inalámbrico.

**Tabla 8. Especificaciones Técnicas de Módulo Relé**

<b>Especificaciones Técnicas de Arduino UNO</b>	
<b>Microcontrolador</b>	ATmega328P
<b>Chip USB</b>	ATmega16U2
<b>Voltaje de Operación</b>	5V
<b>Voltaje de Alimentación</b>	6-20V
<b>Pines Digitales</b>	14 con 6 salidas PWM
<b>Entradas Analógicas</b>	6
<b>Corriente Máxima de Entrada/Salida</b>	40mA
<b>Memoria Flash</b>	32K
<b>Memoria SRAM</b>	2K
<b>Memoria EEPROM</b>	1K

Fuente: Elaboración Propia

#### 5.1.1.4 *Bombillo*

El uso del bombillo fue significativo en el proyecto, dado que constituyó el componente central del sistema de iluminación residencial (Tabla 9). Esta inclusión del bombillo no solo ofreció una base tangible y operativa para demostrar la funcionalidad del sistema BCI implementado, sino que también sirvió como elemento clave en la validación y verificación de la interacción entre la interfaz cerebro-computadora y el control de los dispositivos periféricos.

La aplicación del bombillo posibilitó una integración efectiva con los módulos de comunicación, tales como el HC-06 y el HC-05. Esto permitió comprobar y garantizar la correcta interacción entre la interfaz cerebro-computadora y los mecanismos de control de dispositivos externos. Así, el uso del bombillo no solo cumplió una función lumínica en el sistema, sino que también proporcionó un elemento observable y funcional para la validación de la operatividad del sistema BCI en conjunción con los componentes de control.

**Tabla 9. Especificaciones Técnicas de Bombillo**

<b>Especificaciones Técnicas de Arduino UNO</b>	
<b>Potencia</b>	12 W
<b>Voltaje</b>	110-130V
<b>Color</b>	Blanco

Fuente: Elaboración Propia

#### 5.1.1.5 *Mindflex*

El dispositivo de entretenimiento *Mindflex*, destacó en el prototipo debido a su capacidad para registrar señales cerebrales, lo cual proporcionó una interfaz de entrada no invasiva y accesible para captar las señales cerebrales (Tabla 10). El *Mindflex* utilizó sensores de ondas cerebrales que permitieron la detección y medición de la actividad cerebral, convirtiendo estas señales en datos interpretables para su uso en el sistema *BCI*. Esta funcionalidad posibilitó la interacción entre la actividad cerebral del usuario y control del prototipo de iluminación residencial. Su diseño ergonómico y su facilidad de uso contribuyó a la integración precisa del proyecto.

**Tabla 10. Especificaciones Técnicas de Mindflex**

<b>Especificaciones Técnicas de Mindflex</b>	
<b>Tipo de Dispositivo</b>	BCI
<b>Tecnología</b>	EEG
<b>Modos de Operación</b>	Entretenimiento
<b>Interfaz Inalámbrica</b>	Bluetooth
<b>Indicadores Visuales</b>	Luces LED
<b>Frecuencia de Muestreo</b>	128-512 Hz

Fuente: Elaboración Propia

Una vez seleccionados los materiales y componentes a implementar en el sistema se procedió con la fase del diseño del sistema (Sección 5.1.2). Esta etapa comprendió la concreción de todos los elementos previamente identificados. Combinando la selección de materiales con la configuración física del sistema, conforme se detalló anteriormente.

#### 5.1.1.6 *Resultados de Costos*

Los costos asociados en moneda local (Lempiras hondureños) para diseño del sistema de iluminación residencial, se detallan a continuación (Tabla 11).

**Tabla 11. Costos de Materiales**

<b>Ítem</b>	<b>Materia Prima</b>	<b>Costo Unitario</b>	<b>Costo Total</b>
2	Arduino UNO	520	1040
1	Módulo Bluetooth HC-05	360	360
2	Módulo Bluetooth HC-06	340	680
1	Módulo Relé de 1 canal	117	117
1	Bombillo LED	40	40
1	Roseta	20	20
1	Mindflex	500	500
	<b>Total</b>		<b>2757</b>

Fuente: Elaboración Propia

### 5.1.2 DISEÑO DEL PROTOTIPO

El prototipo se diseñó tomando en consideración los materiales descritos anteriormente (Sección 5.1.1). Tras la identificación y evaluación de los materiales adecuados, se inició la fase de diseño. Durante esta etapa, se generaron múltiples alternativas de diseño, considerando la integración efectiva de los elementos previamente seleccionados. Durante este proceso, se efectuó un análisis que abarcó la evaluación de criterios técnicos, funcionales y ergonómicos para garantizar la selección y disposición óptima de la manera en la que el sistema fue diseñado.

En consecuencia a esto, se procedió con el diseño esquemático y físico del prototipo del sistema. El diseño esquemático se llevó a cabo con el fin de visualizar la representación y análisis del comportamiento del sistema en entornos reales, antes de su elaboración física. Este proceso se llevó a cabo con el propósito de validar y perfeccionar el diseño, con la consiguiente minimización de costos y tiempos asociados al desarrollo.

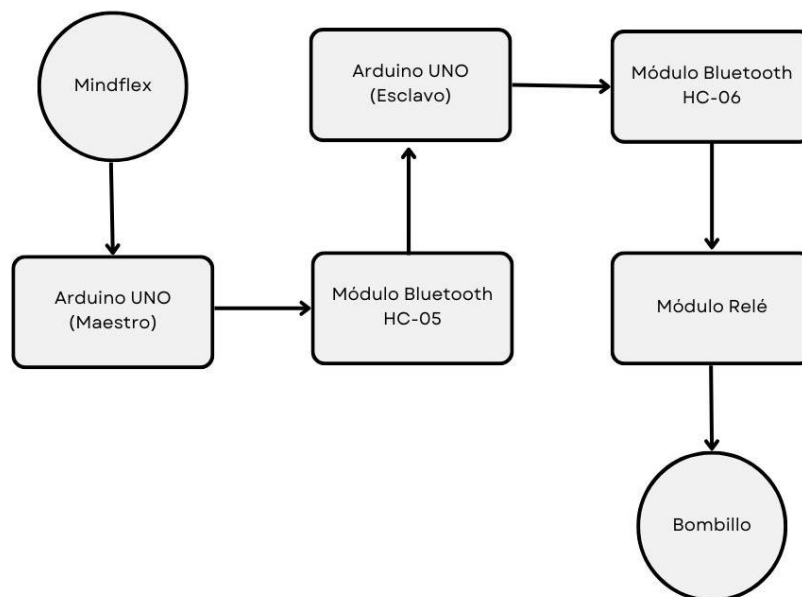
Una vez que el diseño esquemático fue validado, se avanzó hacia la etapa de diseño físico, donde se concretó la conceptualización del sistema con la realidad. Se emplearon técnicas y el uso de los materiales seleccionados para construir el sistema conforme a las especificaciones establecidas.

#### 5.1.2.1 *Diseño Esquemático del Prototipo*

Con lo descrito anteriormente (Sección 5.1.2), se realizó un diseño esquemático, tomando en cuenta un enfoque adecuado para asegurar la funcionalidad integral del

sistema. Esto involucró la simulación detallada de la interacción y comunicación entre los distintos componentes, enfocándose en la manera en que se interrelacionaron y transmitieron datos entre sí.

Este proceso de diseño permitió evaluar de manera precisa cómo los componentes se comunicaron en conjunto dentro del sistema, ofreciendo una representación visual que ilustró las interacciones entre los elementos de manera detallada y esquemática.



**Ilustración 7. Diseño Esquemático del Prototipo**

Fuente: Elaboración Propia

Dentro del esquema desarrollado, se llevó a cabo la observación detallada de la interconexión entre cada uno de los componentes, lo que permitió obtener una perspectiva más clara sobre la función específica de cada elemento y su contribución al funcionamiento global del sistema de iluminación.

La idea fue diseñar el prototipo en forma esquemática para visualizar la manera en la que todo iba a trabajar, desde el dispositivo BCI hasta llegar al bombillo (Ilustración 7). En su esquema, el dispositivo *Mindflex* se empleó para capturar señales cerebrales, las cuales se transmitían al Arduino principal. Este último, mediante un Módulo Bluetooth maestro, recibía y almacenaba estas señales para su posterior envío al Arduino Secundario, conectado a un Módulo Bluetooth Esclavo.

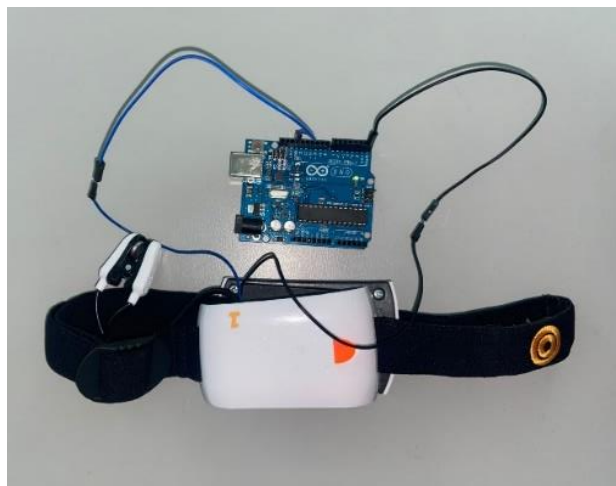
Este último dispositivo era responsable de recibir los datos del Arduino principal. Una vez recibidos, estos datos eran procesados por un código específico diseñado para identificar y capturar el rango de la onda *Low Beta*. La activación del módulo Relé se ejecutaba en respuesta a la identificación de este rango, actuando como un interruptor que gestionaba el encendido o apagado de un bombillo, culminando así el flujo de señales desde el dispositivo *Mindflex* hasta la acción concreta de encendido o apagado del bombillo.

Este análisis reveló de manera precisa cómo se establecieron las relaciones entre los distintos componentes, brindando una comprensión más profunda de su papel individual y su impacto colectivo en el desempeño integral del prototipo de un sistema de iluminación.

#### 5.1.2.2 *Diseño Físico del Prototipo*

Luego, se procedió a la realización del prototipo físico del prototipo, asegurando la implementación exitosa de un diseño completo y funcional. Este prototipo involucró la interconexión y ensamblaje de todos los componentes, con el fin de garantizar una comunicación exitosa entre el dispositivo *Mindflex* con el resto de los componentes, hasta llegar al bombillo que es en sí lo que hace el sistema de iluminación.

Lo primero que se realizó fue la conexión entre el Arduino y el dispositivo de entretenimiento *Mindflex* (Ilustración 8). Esto permitió la comunicación entre ambos dispositivos, permitiendo así obtener la recolección de señales cerebrales.



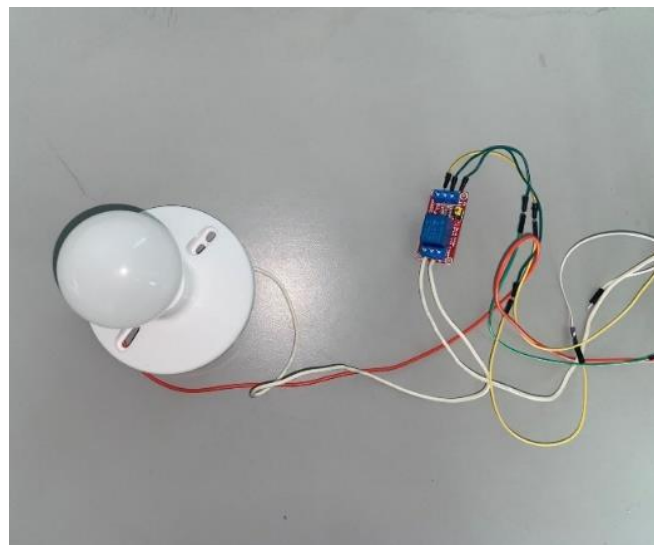
**Ilustración 8. Conexión de Mindflex con Arduino**

Fuente: Elaboración Propia

Se llevó a cabo la configuración del módulo Bluetooth HC-05 como maestro y HC-06 como esclavo, siguiendo los procedimientos recomendados por el fabricante para establecer la comunicación inalámbrica entre ambos dispositivos y asegurar la transmisión estable de datos. Los parámetros de conexión, incluyendo el nombre del dispositivo, el baud rate y otras configuraciones pertinentes, se definieron para garantizar la compatibilidad y flujo de información entre los módulos Bluetooth y el Arduino Uno.

Una vez completada la configuración individual de cada componente, se procedió a la integración en un sistema único. Se redactó un código en Arduino para gestionar la recepción de datos del chip NeuroSky y su transmisión a través del módulo Bluetooth HC-05 configurado como maestro. El módulo HC-06, configurado como esclavo, recibió estos datos inalámbricamente para su procesamiento o visualización en un dispositivo remoto.

En consiguiente, se observa la conexión realizada entre el Módulo Relé con el Bombillo (Ilustración 9). Este Módulo, como fue descrito anteriormente (Sección 5.1.1.3) funcionó como un interruptor para así poder encender y apagar el bombillo en el sistema de iluminación.

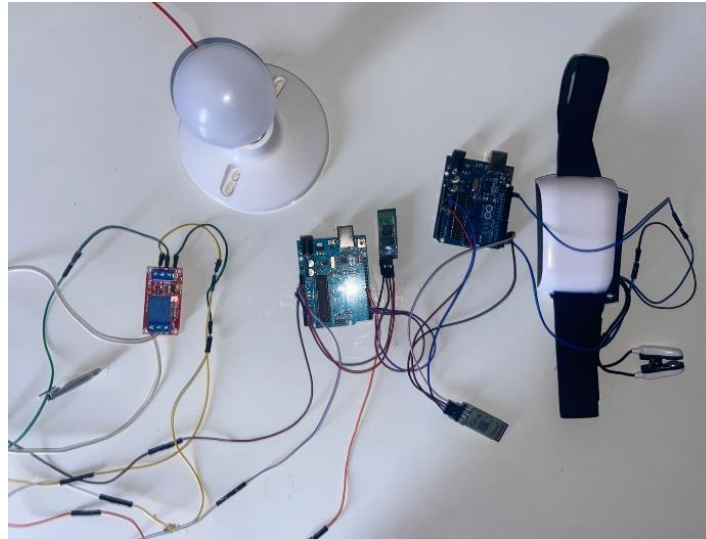


**Ilustración 9. Conexión de Módulo Relé con Bombillo**

Fuente: Elaboración Propia

Al finalizar las conexiones entre los componentes, el enfoque primordial fue asegurar una comunicación eficaz y sin contratiempos entre el dispositivo *Mindflex* y los restantes elementos integrantes del sistema. Este propósito se extendió hasta llegar al componente principal: el bombillo, elemento esencial que desempeña un papel central en el prototipo del

sistema de iluminación (Ilustración 10). La prioridad residía en establecer y optimizar las conexiones para garantizar una transmisión óptima de señales y datos desde el dispositivo controlador hasta el componente final, asegurando así un funcionamiento coherente y eficiente del prototipo en su conjunto.



**Ilustración 10. Diseño Final de Prototipo**

Fuente: Elaboración Propia

## **5.2 EXTRACCIÓN Y CONFIGURACIÓN DEL CHIP NEUROSKY Y CONEXIÓN PRELIMINAR A ARDUINO UNO**

### **5.2.1 CONFIGURACIÓN DE DISPOSITIVO MINDFLEX**

Al dar inicio al proceso de la configuración del dispositivo de entretenimiento *Mindflex*, se optó por seguir una serie de pasos técnicos que involucraron la manipulación precisa de componentes electrónicos internos en el dispositivo para la modificación del hardware con el fin de interceptar y decodificar la actividad cerebral capturada por el chip del dispositivo NeuroSky encontrado dentro del auricular.

En primera instancia, se identificó la placa NeuroSky Board, la cual se vio ubicada en la parte izquierda del auricular. Dentro de esta se observaron los componentes los cuales permitieron la funcionalidad correcta del dispositivo (Ilustración 11). Se identificaron los pines T y R, los cuales son utilizados por la placa EEG para comunicarse de forma serial con el microcontrolador en la placa principal (Ilustración 12). De igual manera, se identificó el pin de

conexión a tierra con el fin de que el dispositivo pudiese interactuar directamente con el Arduino UNO.



**Ilustración 11. Apertura de Mindflex**

Fuente: Elaboración Propia

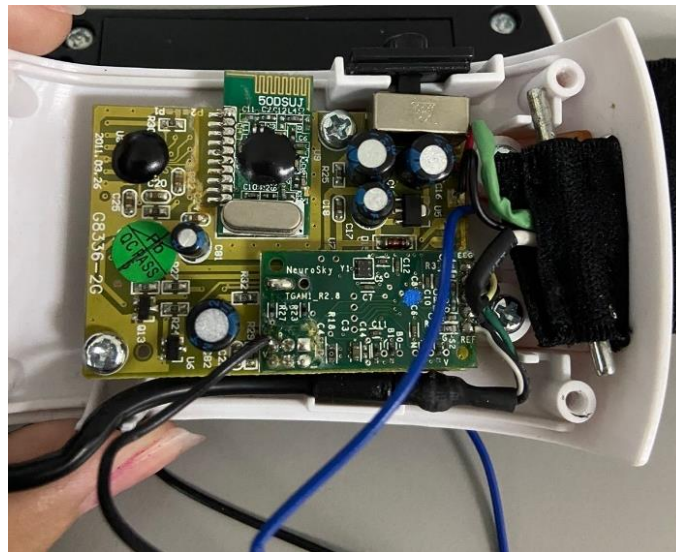


**Ilustración 12. Placa de Mindflex**

Fuente: Elaboración Propia

Una vez que se identificaron los pines correspondientes, se siguió con el proceso de soldado, en donde, con la ayuda de jumpers, se soldó el pin T y el pin de tierra (Ilustración 13). El fin de esto, fue permitir la conexión con Arduino. En este proceso, el pin T se conectó al pin RX del Arduino, este pin fue el responsable de obtener las ondas cerebrales y enviarlas al Arduino. Por otro lado, el pin de tierra se enlazó con el correspondiente pin tierra en el Arduino. Estos pasos conllevaron modificaciones en la estructura física del hardware del prototipo,

permitiendo así la adecuada integración y sincronización entre los componentes electrónicos y el dispositivo controlador.



**Ilustración 13. Conexión a Pin T y Ground**

Fuente: Elaboración Propia

Con el fin de validar la efectividad de la conexión entre los dispositivos, se optó por la descarga e implementación de la librería "*Brain*" en el entorno de desarrollo Arduino IDE. La selección de esta librería se fundamentó en su compatibilidad probada con el chip NeuroSky integrado en el dispositivo *Mindflex*. Dentro de esta librería, se procedió a cargar y ejecutar el código denominado "*BrainSerialOut*". Este código desempeñó la facilidad de la configuración de la interfaz de comunicación entre el dispositivo *Mindflex* y el Arduino (Ilustración 14). A través de esta interfaz, se logró la adquisición precisa de los datos cerebrales necesarios para llevar a cabo el análisis detallado y sistemático durante la fase experimental. La implementación exitosa de esta librería y el código específico proporcionaron la base técnica esencial para el posterior procesamiento y análisis de los datos provenientes del dispositivo *Mindflex*.

El código funciona como una prueba en la lectura y procesamiento de los datos que el *Mindflex* recibe, recopilando la información cerebral. Realiza una conversión de los datos binarios sin procesar procedentes del chip NeuroSky a una cadena de caracteres ASCII, estructurada con valores delimitados por comas. Dicho esto, los valores mostraban diversas métricas asociadas con la actividad cerebral, abarcando mediciones de frecuencias cerebrales específicas, así como niveles de atención, meditación, concentración, entre otros parámetros.

```

3  #include <Brain.h>
4
5  // Set up the brain parser, pass it the hardware serial object you want to listen on.
6  Brain brain(Serial);
7
8  void setup() {
9      // Start the hardware serial.
10     Serial.begin(9600);
11 }
12
13 void loop() {
14     // Expect packets about once per second.
15     // The .readCSV() function returns a string (well, char*) listing the most recent brain data, in the following format:
16     // "signal strength, attention, meditation, delta, theta, low alpha, high alpha, low beta, high beta, low gamma, high gamma"
17     if (brain.update()) {
18         Serial.println(brain.readErrors());
19         Serial.println(brain.readCSV());
20     }
21 }

```

### Ilustración 14. Programación de BrainSerialOut

Fuente: Elaboración Propia

La función principal de este código es configurar y establecer la comunicación entre el dispositivo *Mindflex*, equipado con el chip NeuroSky, y la placa Arduino a través de la librería mencionada. En la sección de configuración «setup», se inicia la comunicación serial a una velocidad de 9600 baudios utilizando la función «Serial.begin(9600)». Esto establece la comunicación serial para permitir la transmisión y recepción de datos entre el Arduino y el dispositivo externo.

La parte principal del código se encuentra en la función «loop», donde se espera recibir paquetes de datos aproximadamente cada segundo. La función «brain.update()» se utiliza para verificar si hay datos nuevos disponibles. Si se detecta la disponibilidad de datos nuevos, se ejecuta la función «brain.readCSV()» que devuelve una cadena de caracteres en formato CSV (valores separados por comas) que contiene la información más reciente proveniente del dispositivo *Mindflex*.

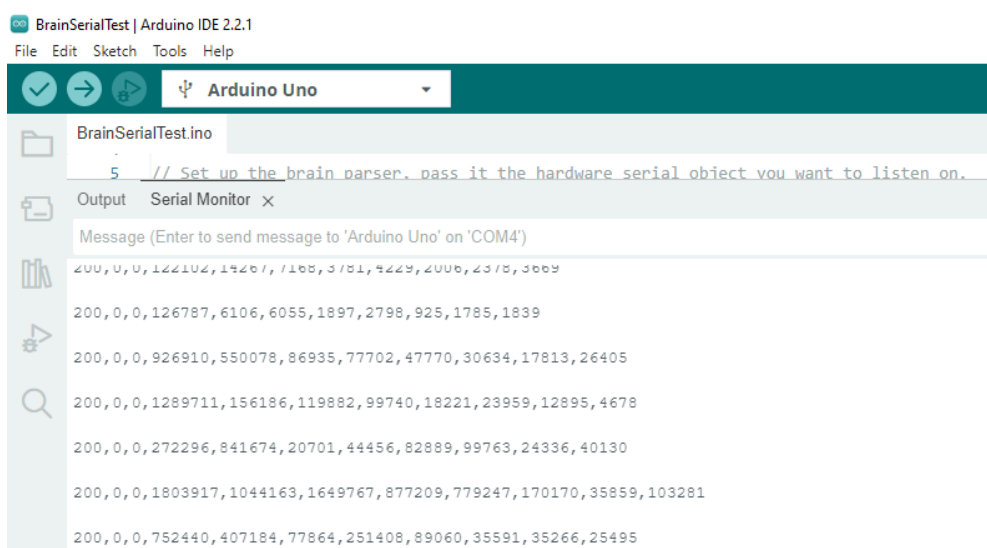
Esta información incluye la fuerza de la señal, los niveles de atención, meditación y las mediciones de ondas cerebrales (delta, theta, baja y alta alfa, baja y alta beta, baja y alta gamma). Estos datos se envían a través del puerto serial y se imprimen en la consola serial del Arduino utilizando la función «Serial.println()». Este proceso se repite continuamente en un bucle para permitir la adquisición y lectura continua de los datos cerebrales proporcionados por el dispositivo *Mindflex*.

Al ejecutar el código, este proporcionaba un total de 11 datos numéricos, cada uno de estos datos representaban las diferentes actividades cerebrales (Tabla 12).

**Tabla 12. Posición de las Ondas Cerebrales conforme a la Programación**

Posición	Onda
1	Intensidad de la Señal
2	Atención
3	Meditación
4	Delta
5	Theta
6	Alfa Bajo
7	Alfa Alto
8	Beta Bajo
9	Beta Alto
10	Gamma Bajo
11	Gamma Alto

Fuente: Elaboración Propia



**Ilustración 15. Rangos de Ondas Cerebrales**

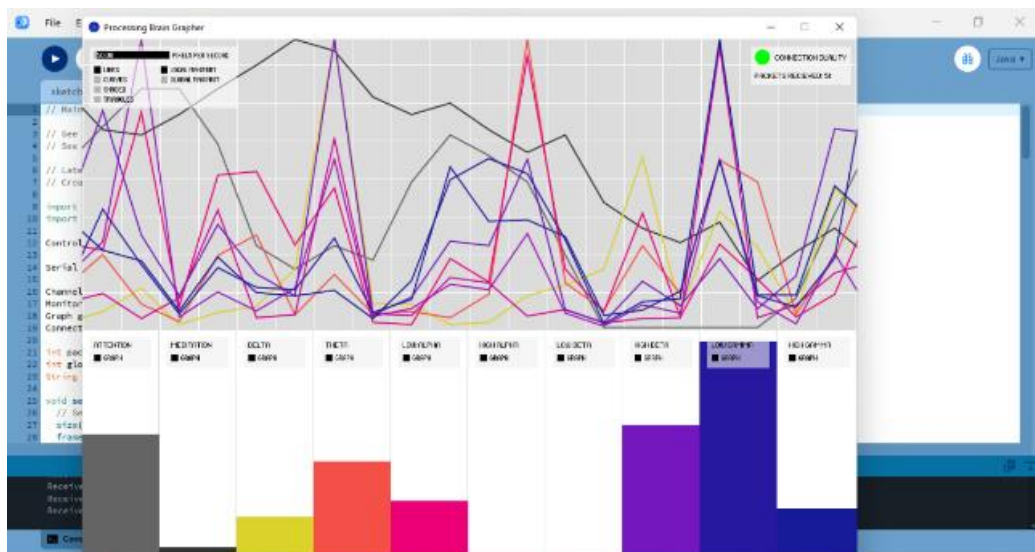
Fuente: Elaboración Propia

Tras adquirir los datos de los rangos de ondas cerebrales (Ilustración 15), se procedió a realizar un análisis para comprender el comportamiento y las características de estas ondas. El objetivo de este análisis era determinar los rangos específicos correspondientes a la onda de concentración, particularmente la categoría de *Low Beta*. Esta selección se basó en investigaciones previas que habían indicado que la onda de concentración se encontraba predominantemente en el rango de *Low Beta*. El proceso de comprensión y asignación de estos rangos adecuados resultó fundamental para establecer parámetros precisos que

permitieran identificar y clasificar con precisión la actividad cerebral relacionada con la concentración.

### 5.2.2 ANÁLISIS DE PRUEBA DE ONDAS

Para el análisis de prueba de las ondas, se procedió a instalar el software Processing, se tomó en cuenta por el estudio realizado por Cruz & Sánchez, (2021) en el que muestra como este software es compatible con Arduino y con el dispositivo de entretenimiento *Mindflex*. Este software funcionó como una herramienta para observar y analizar de manera gráfica la actividad cerebral que fue capturada, en este caso, por el *Mindflex*. Haciendo uso del código que se encontraba en el archivo «brain\_grapher.pde» se creó un programa visualizador en Processing para representar gráficamente las ondas cerebrales del individuo. Este visualizador fue diseñado para funcionar con los datos obtenidos mediante el código "BrainSerialOut" en Arduino.



**Ilustración 16. Señales Cerebrales de Prueba**

Fuente: Elaboración Propia

El código utilizado fue un archivo principal de control/modelo destinado al programa Processing Brain Grapher. Esta aplicación se encarga de visualizar datos provenientes del dispositivo *Mindflex*, el cual integra un chip NeuroSky (Ilustración 16). El archivo de código es el controlador principal del sistema y está diseñado para establecer la conexión con el dispositivo *Mindflex* a través de un enlace serial con Arduino.

La funcionalidad principal de este código reside en configurar la interfaz de comunicación entre el Arduino y el dispositivo *Mindflex*. Utiliza la librería "Brain" para inicializar la comunicación serial y adquirir datos cerebrales del *Mindflex*. Asimismo, emplea la librería "ControlP5" para controlar y manipular elementos gráficos, como gráficos de monitoreo y canales de visualización. Este archivo controla la adquisición de datos cerebrales y organiza su presentación gráfica a través de monitores y gráficos en una interfaz de usuario. Además, implementa una lógica para procesar y registrar los datos obtenidos, permitiendo su visualización en tiempo real en forma de gráficos y monitores dinámicos, representando distintos aspectos de la actividad cerebral proporcionados por el dispositivo *Mindflex*.

En este sentido, en el transcurso de las pruebas de ondas llevadas a cabo, se lograron obtener los rangos de las ondas cerebrales asociados con las diversas actividades cerebrales. A través del software Processing, se pudo visualizar de manera gráfica las variaciones de las ondas cerebrales, dando una visión clara de cómo estas cambian de manera simultánea en relación con el estado mental experimentado por el individuo. Este programa facilitó la comprensión de las fluctuaciones en las ondas, mostrando su dinámica en tiempo real en función del estado de la persona.

### **5.3 INTEGRACIÓN DE CHIP NEUROSKY CON ARDUINO UNO E INCORPORACIÓN DE MÓDULO BLUETOOTH**

Durante el proceso de integración del chip NeuroSky con Arduino UNO, se llevó a cabo una serie de etapas para establecer la conexión efectiva de los módulos Bluetooth HC-05 y HC-06. Para comenzar, se procedió con la configuración de estos módulos utilizando comandos AT, lo cual permitió establecer la comunicación entre los dispositivos. Se implementó una configuración específica, donde el módulo HC-05 se designó como maestro y el HC-06 como esclavo. El módulo maestro recibía las señales del Arduino primario, mientras que el módulo esclavo las transmitía al Arduino secundario, encargado de controlar el relé para el encendido del foco.

La integración de los módulos Bluetooth con Arduino se realizó tanto a nivel físico como mediante programación. En el aspecto físico, se llevó a cabo la interconexión de los módulos con los respectivos puertos de comunicación de los Arduinos involucrados, estableciendo una conexión directa y segura. Esta interconexión se realizó siguiendo

especificaciones técnicas y protocolos de conexión adecuados para garantizar un flujo efectivo de datos entre los dispositivos.

Se empleó el entorno de desarrollo Arduino IDE para la programación de los dispositivos. Se diseñó y desarrolló un código específico que permitía el manejo de la información recibida por el chip NeuroSky a través de los módulos Bluetooth, facilitando así la transmisión de señales desde el dispositivo primario hacia el secundario. Esta programación fue esencial para lograr una comunicación coherente y efectiva entre los componentes, permitiendo el control y activación del relé para encender el foco en función de las señales cerebrales captadas por el chip NeuroSky.

## 5.4 PRUEBAS Y EVALUACIÓN DEL SISTEMA

### 5.4.1 DESCRIPCIÓN DE LOS PARTICIPANTES

La investigación se realizó con la participación de quince (15) estudiantes del campus de UNITEC, San Pedro Sula. Para la selección de los estudiantes se usó la muestra no probabilística por muestro discrecional, se tomó de referencia esta cantidad ya que en el estudio «**An empirical evaluation of a hands-free computer interaction for users with motor disabilities**» Šumak et al., (2019) fueron partícipes 10 personas. En el proyecto de «**Distinguishing mental attention states of humans via an EEG-based passive BCI using machine learning methods**» participaron cinco personas (Acı et al., 2019).

Dado esto se buscó tener más participantes para evaluar el funcionamiento correcto del sistema de iluminación. Se presenta un resumen de las variables obtenidas de los participantes en el estudio (Tabla 13) se puede observar el género, la edad y carrera universitaria del participante.

**Tabla 13. Datos de los participantes**

Sujeto	Género	Edad	Carrera Universitaria
1	Femenino	21	Ingeniería en Biomédica
2	Femenino	20	Ingeniería en Biomédica
3	Femenino	21	Ingeniería en Biomédica
4	Femenino	21	Ingeniería en Biomédica
5	Femenino	20	Ingeniería en Biomédica
6	Masculino	22	Ingeniería en Mecatrónica
7	Femenino	20	Licenciatura en Derecho
8	Masculino	21	Ingeniería en Biomédica

**Tabla 13.** (Continuación)

<b>Sujeto</b>	<b>Género</b>	<b>Edad</b>	<b>Carrera Universitaria</b>
9	Masculino	19	Administración Industrial y Operaciones
10	Masculino	23	Ingeniería en Mecatrónica
11	Masculino	20	Ingeniería en Sistemas
12	Masculino	18	Ingeniería en Sistemas
13	Femenino	18	Ingeniería en Sistemas
14	Masculino	20	Ingeniería en Sistemas
15	Femenino	19	Administración Industrial y Emprendimiento

Elaboración Propia

Al recopilar la información de los participantes en el estudio, se procedió a la obtención de las variables cuantitativas asociadas a los participantes (Tabla 14). Este proceso consistió en la recopilación y registro de datos numéricos significativos y medibles relacionados con los participantes, abarcando diversas métricas y parámetros relevantes para el análisis.

**Tabla 14. Variables Cuantitativas de Participantes**

<b>Variable</b>	<b>Edad</b>
Media	20.2
Mediana	20
Moda	20
Desviación Estándar	1.37
Mínimo	18
Máximo	23

Elaboración Propia

#### 5.4.2 RECOLECCIÓN DE DATOS

Durante la fase de recolección de datos en el estudio, se procedió a la captura de las señales cerebrales de los estudiantes durante un intervalo de un minuto. Para llevar a cabo este proceso, se empleó el dispositivo *Mindflex*, el cual se configuró y utilizó como herramienta principal para la adquisición de las ondas cerebrales de los participantes. Este dispositivo se integró con el sistema de recolección de datos, siendo controlado mediante la programación establecida en el software de desarrollo Arduino IDE.

Esta programación fue diseñada para operar y coordinar el sistema de iluminación en respuesta a las señales cerebrales detectadas por el *Mindflex*, permitiendo así la correlación entre la actividad cerebral de los estudiantes y la activación del sistema de iluminación según los patrones detectados.

El dispositivo *Mindflex* fue colocado la cabeza de los participantes mediante el uso de una diadema ajustable especialmente diseñada para sostener el dispositivo en su lugar. Esta diadema se adaptaba para brindar comodidad y ajuste a diferentes tamaños de cabeza. La sección frontal del dispositivo, que alberga los sensores, fue situada en la frente del participante, mientras que el resto del dispositivo se ajustaba en la parte posterior de la cabeza.

La correcta colocación del dispositivo *Mindflex* requería que estuviera en contacto directo con la piel del usuario para asegurar la obtención de lecturas precisas de la actividad cerebral (Ilustración 17). Por lo tanto, se recomendaba ajustar la diadema de manera que los sensores del dispositivo mantuvieran un contacto adecuado con la frente, asegurando así una lectura óptima de las señales cerebrales.



**Ilustración 17. Colocación del Dispositivo Mindflex**

Fuente: Elaboración Propia

Luego, se procedió a la captura de las señales con la integración de los módulos Bluetooth junto con el módulo Relé, operando en el entorno de desarrollo Arduino IDE. Esta integración permitió la transferencia inalámbrica de datos desde dispositivos como el *Mindflex*, capaz de registrar la actividad cerebral, hacia el Arduino. La comunicación Bluetooth facilitó la transmisión de información entre estos dispositivos, lo que posibilitó el procesamiento y análisis de las señales neuronales en tiempo real.

#### 5.4.3 PROGRAMACIÓN EN ARDUINO

La programación en Arduino IDE comprendió una serie de líneas de código para asegurar la funcionalidad correcta del prototipo del sistema de iluminación. Este integró lo

que fue la tecnología del chip NeuroSky para obtener las señales como componentes como Módulos Bluetooth y Relé. Cada uno comprendió una tarea en específico para el funcionamiento del sistema. Esta integración tecnológica facilitó la recepción, procesamiento y control de las señales obtenidas desde el NeuroSky, ampliando las capacidades de manipulación y análisis de datos cerebrales en tiempo real.

#### 5.4.3.1 Arduino UNO Maestro

Para la programación del Arduino UNO primario, se basó en lo siguiente (Ilustración 18). El código utilizó las librerías «Brain.h» y «SoftwareSerial.h» para facilitar la comunicación y el manejo de datos. Estas librerías proporcionaron funciones específicas para la interacción con el dispositivo *BCI*, así mismo, para establecer comunicación serial a través de pines digitales ya programados. La declaración «Brain brain (Serial)» era utilizado para el puerto serial principal del Arduino, para recibir los datos del BCI. Por otro lado, «SoftwareSerial BTSerial (2, 3)» fue destinado a realizar la comunicación con el Bluetooth maestro mediante los pines digitales 2 y 3 del Arduino.

```
1  #include <Brain.h>
2  #include <SoftwareSerial.h>
3
4  Brain brain(Serial);
5  SoftwareSerial BTSerial(2, 3);
6
7  void setup() {
8      Serial.begin(9600);
9      BTSerial.begin(9600); // Iniciar comunicación Bluetooth
10 }
```

**Ilustración 18. Código Arduino Primario**

Fuente: Elaboración Propia

En la segunda parte del código (Ilustración 18) se comienza la función «loop ()» en el cual se ejecutaba un ciclo continuo para el manejo y procesamiento de datos provenientes del *Mindflex*. En primer lugar, el código verificaba si había actualizaciones disponibles desde el *Mindflex* mediante la función «brain.update ()». Luego de realizar esa verificación, se imprimían posibles errores obtenidos del *Mindflex*, esto permitía identificar problemas potenciales en la comunicación. Seguido a esto, se leía un conjunto de datos en formato CSV del BCI utilizando «brainData = brain.readCSV()» y se imprimía en la consola serie a través de

«Serial.println(brainData)», lo que posiblemente proporcionaba información relevante sobre la actividad cerebral registrada.

La función «getValue ()» se utilizó para extraer el valor correspondiente de Low Beta de la cadena de datos obtenida del *Mindflex*, en este caso se utilizó el número 8 ya que en el serial monitor, ese es el rango de Low Beta. Este valor se almacenaba en la variable «lowBetaValue». Finalmente, se enviaba este valor por Bluetooth utilizando «BTSerial.println (lowBetaValue)», lo que permitía la transmisión de datos a otro dispositivo conectado a través de Bluetooth, facilitando el monitoreo de los datos de Low Beta obtenidos del BCI. Esto se repetía continuamente en un bucle para mantener la recepción, procesamiento y transmisión de datos en tiempo real mientras se detectaban actualizaciones desde el dispositivo BCI (Ilustración 19).

```
12 void loop() {
13     if (brain.update()) {
14         Serial.println(brain.readErrors());
15         String brainData = brain.readCSV();
16         Serial.println(brainData);
17
18         // Obtener el valor de low beta
19         int lowBetaValue = getValue(brainData, 8); // Obtener el valor del índice 8 (low beta)
20
21         // Enviar el valor de low beta por Bluetooth
22         BTSerial.println(lowBetaValue);
23     }
24 }
```

### Ilustración 19. Continuación de Código Arduino Primario

Fuente: Elaboración Propia

En la última parte del código (Ilustración 20), se definió «getValue ()», para extraer el valor previamente definido de *LowBeta* del serial monitor. Esta función tomaba dos argumentos: una cadena de texto «data» que representaba los datos en formato CSV y un índice «index» que indicaba la posición del valor a extraer en esa cadena. Para dar continuidad, se siguió con la inicialización de variables esenciales para el desarrollo del proceso. «found» cumplía la función de contar las ocurrencias del separador de coma (',') o detectar el final de la cadena. Por otro lado, «strIndex» consistía en un arreglo de dos elementos utilizado para registrar los índices correspondientes a los valores ubicados entre las comas en la cadena. Finalmente, «maxIndex» se encargaba de almacenar la longitud máxima de la cadena de datos menos uno.

Dentro del bucle «for» recorría la cadena de datos anteriormente establecida, verificaba si se encontraba una coma o si se alcanzaba el final de la cadena. En caso de encontrar una o llegar al final de esta, se incrementaba el contador «found» y se actualizaban los índices.

Finalmente, la función retornaba el valor correspondiente al índice proporcionado. Para esto, se hacía un análisis si el índice deseado, se encontraba en la función «(found > index)». Si la condición se cumplía, se utilizaba «data.substring(strIndex[0], strIndex[1]).toInt()» para extraer la subcadena que contenía el valor deseado entre las posiciones determinadas por «strIndex» y lo convertía a un entero utilizando «.toInt()». En caso contrario, si el índice buscado no se encontraba, la función devolvía 0 como valor predeterminado.

```
27  int getValue(String data, int index) {
28      int found = 0;
29      int strIndex[] = {0, -1};
30      int maxIndex = data.length() - 1;
31
32      for (int i = 0; i <= maxIndex && found <= index; i++) {
33          if (data.charAt(i) == ',' || i == maxIndex) {
34              found++;
35              strIndex[0] = strIndex[1] + 1;
36              strIndex[1] = (i == maxIndex) ? i + 1 : i;
37          }
38      }
39      return found > index ? data.substring(strIndex[0], strIndex[1]).toInt() : 0;
40  }
```

### **Ilustración 20. Parte Final de Código de Arduino Primario**

Fuente: Elaboración Propia

#### *5.4.3.2 Arduino UNO Esclavo*

El sistema hacía uso de un Arduino UNO Esclavo, que actuaba como receptor de las señales a través de Bluetooth y controlaba un pin de salida para regular un dispositivo externo. Iniciaba con una comunicación serial Bluetooth utilizando la librería «SoftwareSerial.h», permitiendo así, la comunicación a través de pines digitales. Además, se definía el pin digital 8 como «outputPin», destinado a controlar un dispositivo externo conectado a él, en este caso, el bombillo (Ilustración 21).

```

1  #include <SoftwareSerial.h>
2
3  SoftwareSerial BTSerial(2, 3);
4  int outputPin = 8; // Pin de salida para encender/apagar
5
6  void setup() {
7      BTSerial.begin(9600); // Iniciar comunicación Bluetooth
8      pinMode(outputPin, OUTPUT);
9  }

```

### Ilustración 21. Código Arduino Secundario

Fuente: Elaboración Propia

En la segunda parte del código (Ilustración 22), la función «loop ()» funcionaba en un ciclo continuo verificando la disponibilidad de datos desde el Bluetooth mediante la función «BTSerial.available ()». Cuando se recibían los datos del Bluetooth maestro, se leía el valor entero proveniente del Bluetooth con el «BTSerial.parseInt ()» y se almacenaba en «receivedValue». Si el valor era mayor a 50, se encendía «digitalWrite (outputPin, HIGH)» o apagaba «digitalWrite(outputPin, LOW)» el dispositivo conectado al outputPin. Esto se repetía simultáneamente, permitiendo el control de dispositivos externos en función a los comandos Bluetooth establecidos.

```

11 void loop() {
12     if (BTSerial.available()) {
13         int receivedValue = BTSerial.parseInt(); // Leer el valor recibido por Bluetooth
14
15         // Encender el pin de salida si el valor es mayor que 50
16         if (receivedValue > 50) {
17             digitalWrite(outputPin, HIGH);
18         } else {
19             digitalWrite(outputPin, LOW);
20         }
21     }
22 }

```

### Ilustración 22. Continuación de Código Arduino Secundario

Fuente: Elaboración Propia

#### 5.4.4 ANÁLISIS DE LAS SEÑALES OBTENIDAS

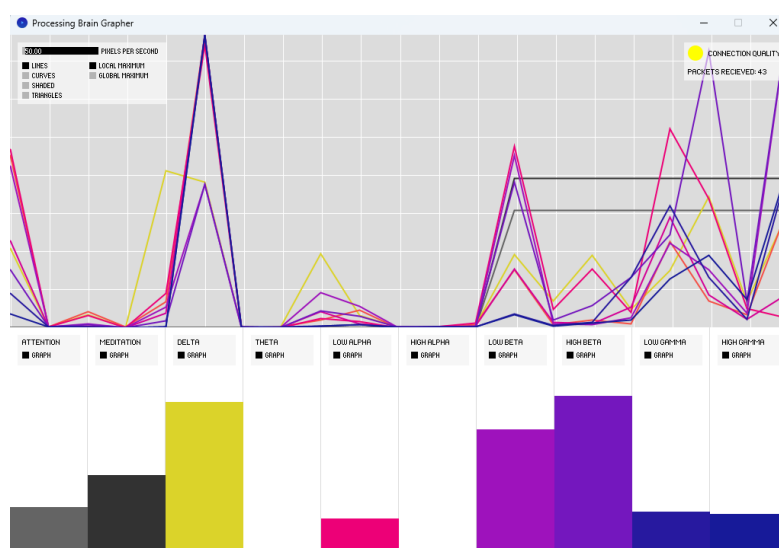
El procesamiento de señales cerebrales en entornos de programación como Processing constituye una herramienta valiosa en la investigación neurocientífica. Estas señales, obtenidas a través de dispositivos como electroencefalogramas (*EEG*), representan la actividad eléctrica

del cerebro y ofrecen una ventana única para comprender los procesos cognitivos y emocionales.

El análisis detallado de estas señales es esencial para desentrañar los patrones neuronales subyacentes a diferentes estados mentales. Las ondas cerebrales de distintas frecuencias (delta, theta, alfa, beta, gamma) están asociadas con estados específicos: por ejemplo, la onda delta se relaciona con el sueño profundo, la theta con la relajación o meditación, la alfa con la relajación mental, la beta con la concentración y la gamma con procesos cognitivos complejos.

Comprender estas señales proporciona una visión profunda de la actividad cerebral en diversas condiciones, como la concentración, la relajación o incluso la detección de alteraciones neurológicas. Además, el análisis de estas señales tiene aplicaciones prácticas en el desarrollo de tecnologías como interfaces cerebro-computadora, terapias basadas en neurofeedback y el estudio de la plasticidad neuronal, contribuyendo significativamente al avance de la neurociencia y la medicina aplicada.

Las señales registradas en Arduino experimentaron un proceso de filtrado a través del Software Processing, previamente mencionado anteriormente (Sección 5.2.2), el cual es compatible con Arduino IDE y el dispositivo *Mindflex* utilizado para entretenimiento. El propósito de este filtrado fue extraer las señales cerebrales relacionadas con la actividad cognitiva durante estados específicos de concentración.



**Ilustración 23. Señales en Processing del Sujeto 7**

Fuente: Elaboración Propia

En el análisis realizado en Processing, se presentaron las señales filtradas junto con gráficos de barras correspondientes a diez canales específicos (Ilustración 23). Estos canales reflejaban datos relacionados con la atención y la meditación. Se identificaron las ondas Delta, Low Beta y High Beta como predominantes durante la sesión analizada.

Tras el análisis se observó que las ondas se presentaban en un estado de concentración, enfoque y atención focalizada por parte del sujeto evaluado. Además, se observó una secuencia cambiante de estas ondas, indicando variaciones en el nivel de concentración a lo largo de la sesión de análisis. Este patrón dinámico de ondas cerebrales reflejó las fluctuaciones en el estado cognitivo del sujeto, evidenciando la capacidad de las señales cerebrales para reflejar cambios en la atención y el enfoque durante el periodo de evaluación.

Se registró una captura de señales por cada uno de los 15 sujetos participantes en el estudio (Anexo 1) para visualizar las diferentes señales y comportamiento de cada uno.

## **5.5 COMPARATIVA CON OPENBCI**

El *OpenBCI* es un dispositivo de electroencefalografía (*EEG*) que consiste en un casco utilizado para medir la actividad eléctrica del cerebro. Este casco está diseñado con una disposición de electrodos que se colocan en la superficie del cuero cabelludo para registrar y recopilar las señales cerebrales. Está destinado a ser utilizado en investigaciones científicas, aplicaciones médicas y proyectos de desarrollo de interfaces cerebro-computadora (*BCI*). Proporciona una solución modular y accesible para la adquisición de señales cerebrales, permitiendo a los investigadores y usuarios experimentar con la captura de datos *EEG* de forma relativamente económica y adaptable a diferentes configuraciones experimentales.

En un estudio realizado por los investigadores Aldridge et al., (2019) se evaluó el *OpenBCI Ultracortex Mark IV* en relación con su asequibilidad, accesibilidad y precisión en comparación con otros sistemas *EEG* comerciales y médicos. Nueve participantes utilizaron este dispositivo para llevar a cabo una tarea específica de clasificación del *P300 Speller*, en la que se evaluaron varios aspectos relacionados con su rendimiento, tales como la precisión en la clasificación, la facilidad y el tiempo requerido para la configuración del *Mark IV*, la comodidad para los participantes y su percepción sobre la sencillez en la instalación.

### 5.5.1 CONFIGURACIÓN DE OPENBCI

En el proceso de configuración del *OpenBCI*, se llevó a cabo una serie de pasos secuenciales para garantizar la adquisición correcta de las ondas cerebrales. Inicialmente, se procedió a la configuración de cada uno de los electrodos con las placas *Cyton* y *Daisy* del *OpenBCI*. Esta configuración comprendió la configuración de los electrodos a las placas, asegurando una correcta comunicación entre cada uno de los electrodos y su respectiva entrada en las placas de adquisición de datos. Este proceso se realizó siguiendo las pautas del fabricante para asegurar una configuración precisa del sistema.

En consiguiente a esto, se realizó la colocación del *OpenBCI* en el participante. Esto implicó verificar la colocación correcta de los electrodos en el cuero cabelludo. Se llevó a cabo la verificación para garantizar que cada electrodo estuviera posicionado adecuadamente en áreas específicas del cuero cabelludo correspondientes a los puntos de medición de las señales cerebrales.

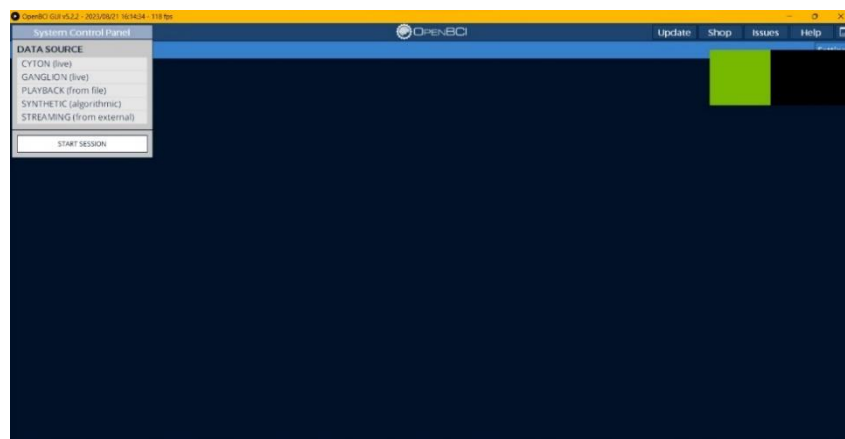
De igual forma, durante esta fase, se validó la fijación segura de los electrodos para evitar cualquier movimiento o desplazamiento que pudiera interferir con la calidad de las señales cerebrales registradas. Además, se realizaron ajustes según las necesidades individuales del participante para asegurar la comodidad y la estabilidad del dispositivo durante el período de registro de datos (Ilustración 24).



**Ilustración 24. Colocación de OpenBCI**

Fuente: Elaboración Propia

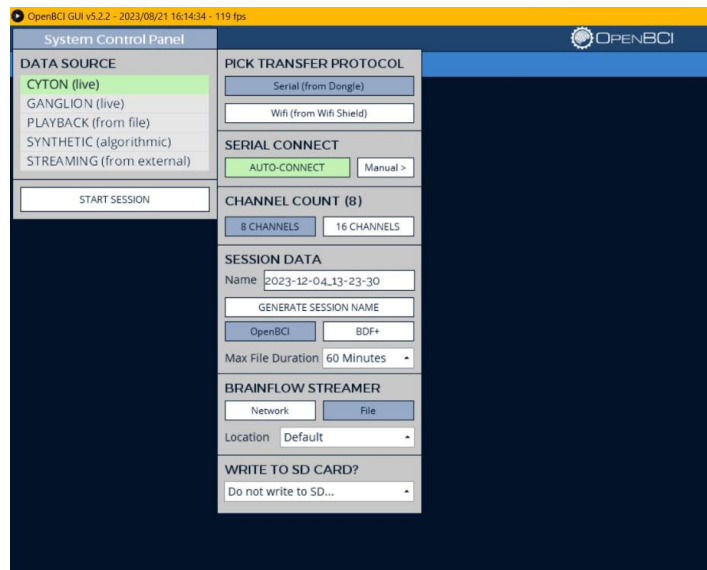
Luego de esto, se configuró el Software de *OpenBCI GUI*, el cual fue utilizado para la adquisición y visualización y procesamiento inicial de las señales cerebrales (Ilustración 25). Esta interfaz permitió la interacción con el dispositivo *OpenBCI*, facilitando así el monitoreo y la captura en tiempo real de las señales cerebrales registradas por los electrodos haciendo contacto con el cuero cabelludo. A través de esta aplicación, se configuraron los parámetros de adquisición de datos, incluyendo la selección de los canales a capturar y frecuencia de muestreo lo que posibilitó la personalización de la recopilación de información neuronal según los requerimientos.



**Ilustración 25. Software de OpenBCI**

Fuente: Elaboración Propia

La configuración del software para iniciar el proceso de adquisición y visualización de señales se utilizó el *data source* de *Cyton Live*, seguido a esto se configuró para que el sistema pudiese operar en un modo de 8 canales. Durante este proceso, se asignó un nombre específico a la sesión para poder identificarlo en el conjunto de datos recolectados y almacenados, a este se le llamó "*Pruebas OpenBCI*" (Ilustración 26).



**Ilustración 26. Configuración del Software**

Fuente: Elaboración Propia

Dentro del sistema se seleccionaron tres perspectivas visuales diferentes para visualizar la actividad cerebral del participante por medio de las señales cerebrales (Ilustración 26). Se decidió utilizar lo que es la representación de serie temporal, ya que esta ilustra la amplitud de las señales en microvoltios a lo largo de un intervalo temporal. Luego, se optó por visualizar las ondas por banda de frecuencia que se refiere a la potencia de las señales en diferentes bandas, como delta, theta, alfa, beta y gamma.

El análisis de la potencia por banda de frecuencia ofrece detalles sobre la repartición energética en cada rango de frecuencia cerebral, permitiendo la exploración de patrones típicos de actividad cerebral vinculados a diversos estados mentales o procesos cognitivos. Por ejemplo, la intensidad registrada en rangos de frecuencia más bajos, como delta y theta, suele asociarse a estados de relajación o fases de sueño, mientras que la intensidad en las bandas de beta y gamma se vincula a la concentración y a la ejecución de procesos cognitivos activos. Por último, la elección del acelerómetro es un sensor utilizado para medir la aceleración lineal entre tres ejes espaciales (Ilustración 27).

Las señales de todos los sujetos fueron obtenidas y analizadas, para entender el comportamiento de cada uno de los sujetos (Anexo 2).



**Ilustración 27. Visualización de Señales EEG - Sujeto 7**

Fuente: Elaboración Propia

## 5.5.2 ANÁLISIS COMPARATIVO

Los datos recopilados por los dispositivos *OpenBCI* y *Mindflex* se sometieron a un análisis comparativo en esta fase del estudio. Esta etapa se centró en contrastar y examinar las características y resultados obtenidos por cada dispositivo de interfaz cerebro-computadora (BCI). Con el propósito de alcanzar dicho objetivo, se llevaron a cabo una serie de procedimientos que incluyeron la implementación de la Transformada de Fourier y la segmentación de las señales cerebrales. Estos procesos fueron ejecutados mediante el software de Matlab, permitiendo el análisis y la manipulación de los datos recopilados durante las etapas experimentales.

### 5.5.2.1 Transformada de Fourier en Matlab

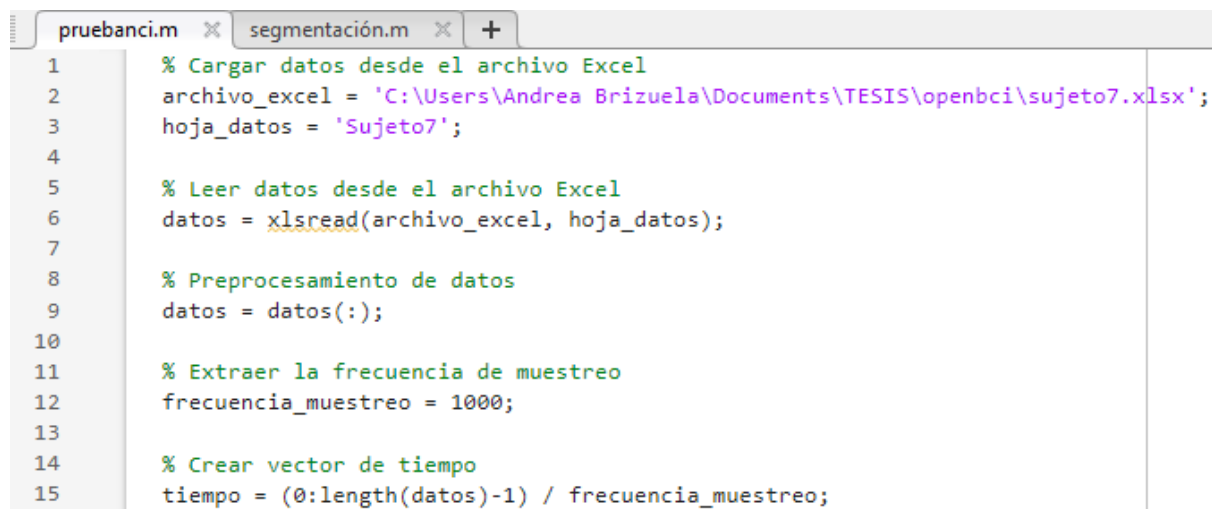
La Transformada Rápida de Fourier (FFT) fue un algoritmo utilizado para transformar datos desde el dominio del tiempo al dominio de la frecuencia. Esta técnica encontraba aplicaciones en la conversión de magnitudes de señales eléctricas medidas en microvoltios a su equivalente en Hertz (Hz), permitiendo analizar la distribución espectral de una señal eléctrica.

Luego de obtener los datos adquiridos por los dispositivos *Mindflex* y *OpenBCI*, se procedió a transformar las mediciones de microvoltios a sus frecuencias en Hz. Este proceso fue llevado a cabo mediante el uso del software MATLAB, lo que posibilitó la conversión de los datos brutos a sus respectivas bandas de frecuencia asociadas con las ondas cerebrales.

Esta conversión permitió la descomposición de los datos adquiridos, facilitando así un análisis comparativo entre los registros obtenidos por ambos dispositivos.

En MATLAB, la función utilizada para calcular la Transformada Rápida de Fourier es «fft()». Esta función permitía realizar dicha transformación en una señal de entrada, proporcionando una representación en el dominio de la frecuencia de la señal original, lo que resultaba fundamental para comprender las diferentes componentes espectrales de la señal eléctrica en cuestión.

En la primera parte del código implementado (Ilustración 28), se inició especificando la ubicación del archivo de Excel mediante una variable designada, además de detallar el nombre de la hoja de la cual se requería la extracción de datos. En consiguiente a esto, el proceso de preprocesamiento dio inicio, asegurándose de convertir los datos en un formato de vector columna mediante el uso de la notación (:). Acto seguido, se procedió a eliminar el conjunto de datos, eliminando los valores no numéricos (NaN) y los infinitos (inf) utilizando funciones específicas, como «isnan()» y «isinf()», junto con la negación lógica (~). Este procedimiento se llevó a cabo con el fin de que los datos fuesen precisos.



```
pruebanci.m x segmentación.m x +
1 % Cargar datos desde el archivo Excel
2 archivo_excel = 'C:\Users\Andrea Brizuela\Documents\TESIS\openbci\sujeto7.xlsx';
3 hoja_datos = 'Sujeto7';
4
5 % Leer datos desde el archivo Excel
6 datos = xlsread(archivo_excel, hoja_datos);
7
8 % Preprocesamiento de datos
9 datos = datos(:);
10
11 % Extraer la frecuencia de muestreo
12 frecuencia_muestreo = 1000;
13
14 % Crear vector de tiempo
15 tiempo = (0:length(datos)-1) / frecuencia_muestreo;
```

**Ilustración 28. FFT en Matlab**

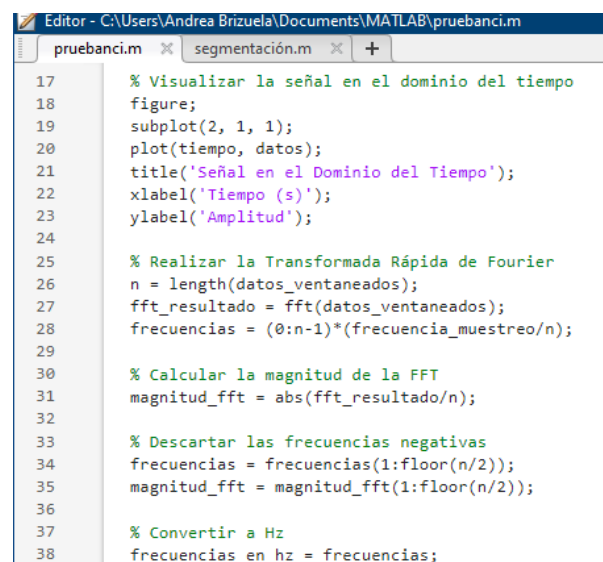
Fuente: Elaboración Propia

Dentro de la segunda parte del código (Ilustración 29), se realizó el análisis de datos previamente procesados Enel dominio del tiempo y de la frecuencia. se fijó una frecuencia de muestreo de 1000 Hz para la interpretación adecuada de estos datos, aunque dicha cantidad se podía ajustar según la frecuencia real de muestreo de los datos subyacentes. El vector de

tiempo se generó a partir de la subdivisión del intervalo de tiempo, desde 0 hasta la longitud total de los datos menos uno, dividido por la frecuencia de muestreo. Este vector temporal fue esencial para la representación gráfica de la señal en el dominio temporal.

En el siguiente paso, se llevó a cabo la Transformada Rápida de Fourier (FFT) de los datos previamente sometidos a ventaneo. Mediante la función «fft()», se calculó la FFT, generando el resultado «fft\_resultado» y obteniendo las frecuencias asociadas a cada componente de esta transformada, que se almacenaron en el vector de frecuencias.

Para obtener la magnitud relativa de cada frecuencia en la señal, se calculó la magnitud de la FFT dividiendo la magnitud de «fft\_resultado» por la longitud de los datos. Posteriormente, se simplificó el espectro de frecuencia manteniendo únicamente las frecuencias positivas hasta la mitad del espectro (hasta la frecuencia de Nyquist). Esta simplificación se realizó para centrarse en la información relevante y reducir redundancias.

The image shows a screenshot of the MATLAB Editor window. The title bar indicates the file path: 'Editor - C:\Users\Andrea Brizuela\Documents\MATLAB\pruebancim'. There are two tabs open: 'pruebancim.m' and 'segmentación.m'. The code in the editor is as follows:

```
17 % Visualizar la señal en el dominio del tiempo
18 figure;
19 subplot(2, 1, 1);
20 plot(tiempo, datos);
21 title('Señal en el Dominio del Tiempo');
22 xlabel('Tiempo (s)');
23 ylabel('Amplitud');
24
25 % Realizar la Transformada Rápida de Fourier
26 n = length(datos_ventaneados);
27 fft_resultado = fft(datos_ventaneados);
28 frecuencias = (0:n-1)*(frecuencia_muestreo/n);
29
30 % Calcular la magnitud de la FFT
31 magnitud_fft = abs(fft_resultado/n);
32
33 % Descartar las frecuencias negativas
34 frecuencias = frecuencias(1:floor(n/2));
35 magnitud_fft = magnitud_fft(1:floor(n/2));
36
37 % Convertir a Hz
38 frecuencias_en_hz = frecuencias;
```

**Ilustración 29. Continuación de Código de FFT**

Fuente: Elaboración Propia

### 5.5.2.2 Segmentación de las Señales en Matlab

Se llevó a cabo un proceso de segmentación en las señales obtenidas por el *OpenBCI* ya que este mostraba información limitada sobre las ondas cerebrales, mientras que el dispositivo *Mindflex* brindaba lo que eran las señales Beta, Gamma y Alfa ya con su respectiva segmentación. Se optó por emplear un código en MATLAB para esta tarea específica (Ilustración 30). En este proceso, se utilizó la variable «f», la cual contenía el espectro de

frecuencias, para identificar y obtener los índices relacionados con distintas bandas de frecuencia.

Cada banda de frecuencia se definió con rangos específicos: delta (1-3 Hz), theta (4-7 Hz), bajo alfa (8-9 Hz), alto alfa (10-12 Hz), bajo beta (13-17 Hz), alto beta (18-30 Hz), bajo gamma (31-40 Hz) y alto gamma (41-50 Hz). Esto se logró mediante la función «find()», que permitió determinar los índices correspondientes a cada banda.

```
40 % Encuentra los índices para cada banda de frecuencia
41 indices_delta = find(f >= 1 & f <= 3);
42 indices_theta = find(f >= 4 & f <= 7);
43 indices_low_alpha = find(f >= 8 & f <= 9);
44 indices_high_alpha = find(f >= 10 & f <= 12);
45 indices_low_beta = find(f >= 13 & f <= 17);
46 indices_high_beta = find(f >= 18 & f <= 30);
47 indices_low_gamma = find(f >= 31 & f <= 40);
48 indices_high_gamma = find(f >= 41 & f <= 50);
```

**Ilustración 30. Código Segmentación en Matlab**

Fuente: Elaboración Propia

Luego, se procedió a calcular las amplitudes de estas bandas de frecuencia (Ilustración 31). Se realizaron sumas de los valores de potencia presentes en estas bandas utilizando la matriz de potencia «P1». Como resultado, se obtuvo un vector de amplitudes denominado «amplitudes\_bandas».

Adicionalmente, se llevó a cabo un ajuste en el diseño de la figura, aunque la acción posterior a la última línea mostrada «figure;» no se encuentra descrita en el fragmento de código proporcionado. Este proceso de segmentación permitió obtener información más detallada sobre las ondas cerebrales a partir de los datos recopilados por los dispositivos mencionados.

```
50 % Calcula las amplitudes para cada banda de frecuencia
51 amplitudes_bandas = [sum(P1(indices_delta, :), 1); sum(P1(indices_theta, :), 1); ...
52 sum(P1(indices_low_alpha, :), 1); sum(P1(indices_high_alpha, :), 1); ...
53 sum(P1(indices_low_beta, :), 1); sum(P1(indices_high_beta, :), 1); ...
54 sum(P1(indices_low_gamma, :), 1); sum(P1(indices_high_gamma, :), 1)];
55
56 % Ajusta el diseño de la figura
57 figure;
```

**Ilustración 31. Continuación de Código de Segmentación**

Fuente: Elaboración Propia

### 5.5.2.3 Estadística de OpenBCI y Mindflex

Al obtener los rangos de frecuencia de ambos dispositivos, tanto el *Mindflex* como del OpenBCI, se procedió a realizar un análisis estadístico con el propósito de validar los rangos del *Mindflex* mediante la comparación con un dispositivo EEG de mayor capacidad. Esta fase de análisis se llevó a cabo utilizando el software Minitab, el cual permitió la creación de tablas y gráficos estadísticos para facilitar la comparación entre ambos dispositivos.

El método principal que se utilizó en cada uno de los participantes evaluados fue "Estadística Descriptiva" la cual funciona como un analizador de datos para describir las características de un conjunto de datos, como calcular la media, mediana, desviación estándar, entre otros datos relevantes. Así mismo, se utilizó la "t de 2 Muestras" que se utiliza para comparar las medias de dos grupos de datos diferentes y determinar en sí, si existen diferencias significativas entre ellos. Esta se utiliza la mayoría de las veces cuando se quiere comparar dos grupos de datos, en este caso, el rango de frecuencia del dispositivo *Mindflex* y el rango de frecuencia del *OpenBCI*.

Para la realización de la comparativa entre ambos dispositivos, se optó por utilizar las herramientas de Estimación de la diferencia y la estadística significativa. Este enfoque permitió examinar las variaciones entre los resultados obtenidos por el *Mindflex* y el *OpenBCI*, dispositivos empleados para la adquisición de datos, de cada uno de los participantes en el estudio. La estimación de la diferencia y la identificación de la estadística significativa son importantes para validar la consistencia y fiabilidad de los resultados.

Las estadísticas derivadas en cuanto a la estimación de diferencia (Tabla 15) de la muestra del sujeto 1 indicaron que la estimación de la diferencia fue de -4.75. Esto señaló que la media obtenida del dispositivo *Mindflex* era aproximadamente 4.75 veces menor que la media del dispositivo *OpenBCI*. El intervalo de confianza, calculado al nivel del 95% para la diferencia entre las medias, estableció que con una confianza del 95%, la divergencia entre las medias de ambos dispositivos oscilaba en un rango de -13.26 y 3.76.

**Tabla 15. Estimación de la Diferencia - Sujeto 1**

	<b>IC de 95% para Diferencia la diferencia</b>
-4,75	<u>(-13,26; 3,76)</u>

Fuente: Elaboración Propia

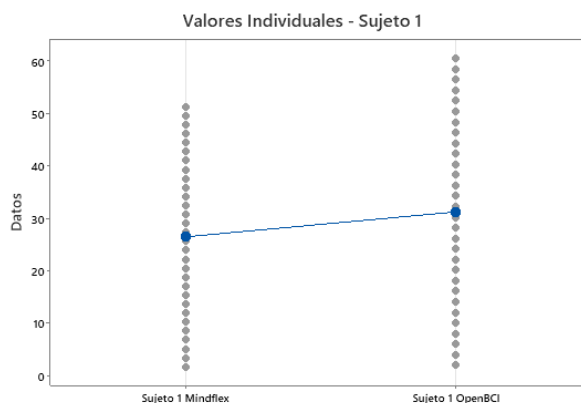
El valor p de este sujeto específico fue de 0.026 (Tabla 16). Dado que este valor fue inferior al nivel de significancia establecido de 0.05, se rechazó la hipótesis nula. Esto indicó que existía una diferencia estadísticamente significativa entre las medias de las dos poblaciones analizadas.

**Tabla 16. Resultados de Pruebas en Aplicación de T de 2 Muestras - Sujeto 1**

Hipótesis nula	$H_0: \mu_1 - \mu_2 = 0$	
Hipótesis alterna	$H_1: \mu_1 - \mu_2 \neq 0$	
<b>Valor T</b>	<b>GL</b>	<b>Valor p</b>
1,12	56	0,026

Fuente: Elaboración Propia

Así mismo, en el análisis gráfico de los valores individuales (Ilustración 32), se presentó la distribución de los datos obtenidos de los dos dispositivos, el *Mindflex* y el *OpenBCI*, durante cada uno de los 60 segundos de la prueba. En general, se observó una tendencia donde los valores registrados por el sujeto utilizando el dispositivo *OpenBCI* mostraron una inclinación a ser superiores en comparación con aquellos registrados por el sujeto empleando el *Mindflex*. Estos resultados sugerían la posibilidad de que el sistema de iluminación controlado por el *Mindflex* pudiera tener una mejora en los niveles de concentración del participante.



**Ilustración 32. Gráfico de Valores Individuales - Sujeto 1**

Fuente: Elaboración Propia

Para el sujeto 2, los datos obtenidos de la muestra revelaron que este sujeto al utilizar el *Mindflex* presentó niveles significativamente inferiores en comparación con las muestras registradas por el *OpenBCI* (Tabla 17). La estimación de la diferencia entre las medias fue de -18,28, con un intervalo de confianza del 95% entre -28,27 y -8,29, lo cual proporcionó una amplia gama de valores posibles para dicha discrepancia y sus límites.

**Tabla 17. Estimación de la Diferencia - Sujeto 2**

Diferencia	IC de 95% para la diferencia
	-18,28

Fuente: Elaboración Propia

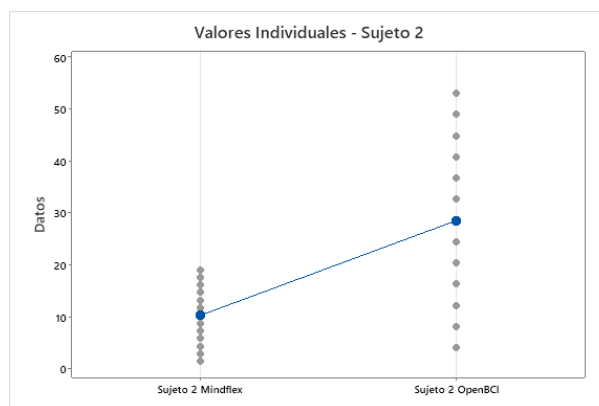
El valor obtenido para el estadístico de prueba (valor p) fue de 0,001. En estos resultados, dado que este valor p es menor que 0,05, se rechazó la hipótesis nula, lo que indicó que existe una diferencia estadísticamente significativa entre las medias de los dos dispositivos utilizados (Tabla 18).

**Tabla 18. Resultados de Pruebas en Aplicación de T de 2 Muestras - Sujeto 2**

Hipótesis nula	$H_0: \mu_1 - \mu_2 = 0$	
Hipótesis alterna	$H_1: \mu_1 - \mu_2 \neq 0$	
Valor T	GL	Valor p
-3,90	15	0,001

Fuente: Elaboración Propia

El gráfico mostró los valores individuales registrados por dos dispositivos, el *Mindflex* y el *OpenBCI* (Ilustración 33). En términos generales, los valores obtenidos del sujeto usando el *Mindflex* mostraron una tendencia a ser inferiores en comparación con los registrados por el *OpenBCI*. Estos sugieren la posibilidad de que el sistema vinculado al *Mindflex* pueda influir en la disminución del nivel de concentración del sujeto. Los resultados gráficos obtenidos coinciden con los datos presentados en la tabla, ambos evidenciaron una diferencia estadísticamente significativa entre las medias de los dos grupos estudiados.



**Ilustración 33. Gráfico de Valores Individuales - Sujeto 2**

Fuente: Elaboración Propia

Los datos que fueron analizados estadísticamente para el sujeto 3 demostraron una diferencia clara en los niveles capturados por ambos dispositivos. Al utilizar el *Mindflex*, se observaron niveles significativamente más bajos en comparación con los obtenidos por el *OpenBCI*. Este contraste resaltó la importancia de examinar en detalle la magnitud de la diferencia entre las medias de ambos dispositivos.

La estimación de la diferencia media (Tabla 19) reveló un valor estimado de -9.39, lo que sugiere que, en promedio, el *Mindflex* registraba niveles inferiores en -9.39 unidades con respecto al *OpenBCI*. Para evaluar con mayor precisión esta disparidad, se construyó un intervalo de confianza del 95%. Los límites de este intervalo se ubicaron entre -16.77 y -2.01, lo cual indicó un rango amplio de valores plausibles para esta diferencia.

**Tabla 19. Estimación de la Diferencia - Sujeto 3**

<b>Diferencia</b>	<b>IC de 95% para la diferencia</b>
-9,39	(-16,77; -2,01)

Fuente: Elaboración Propia

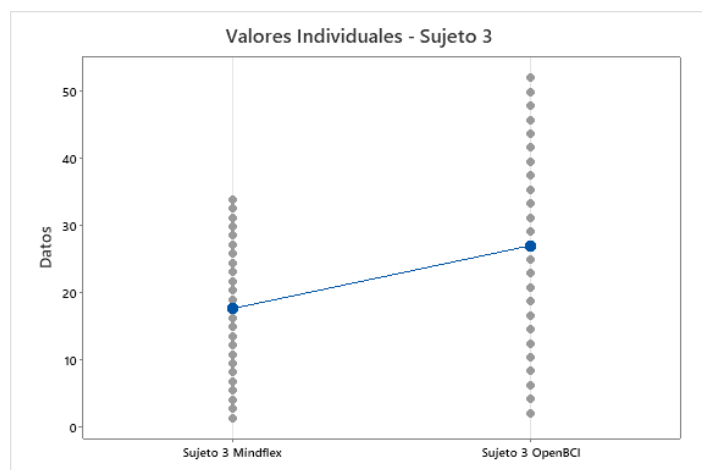
En la segunda tabla (Tabla 20), se presentan las hipótesis nula y alternativa para la prueba de diferencia entre los dos grupos. Los resultados de la prueba mostraron un valor T de -2.57 y un valor p de 0.014. Un valor de p bajo, como el observado en este caso, indicó una evidencia significativa para rechazar la hipótesis nula, lo cual respaldó así la hipótesis alternativa, queriendo decir, que existió diferencia estadísticamente significativa entre los dos grupos de datos de los dispositivos evaluados para este sujeto.

**Tabla 20. Resultados de Pruebas en Aplicación de T de 2 Muestras - Sujeto 3**

Hipótesis nula	$H_0: \mu_1 - \mu_2 = 0$	
Hipótesis alterna	$H_1: \mu_1 - \mu_2 \neq 0$	
<b>Valor T</b>	<b>GL</b>	<b>Valor p</b>
-2,57	41	0,014

Fuente: Elaboración Propia

El gráfico de valores individuales del sujeto 3 mostró en esencia la diferencia estadística visual de ambos dispositivos (Ilustración 34). El dispositivo *Mindflex* es inferior al *OpenBCI*. De igual manera, se observó que los datos oscilan entre el 20 y 50. Estos datos determinaron que el sujeto 3 tuvo una capacidad buena de concentración, dejando como evidencia su habilidad para mantener la atención de manera consistente durante periodos prolongados.



**Ilustración 34. Gráfico de Valores Individuales - Sujeto 3**

Fuente: Elaboración Propia

Para el sujeto 4, en la muestra de datos analizada se realizó una comparación entre los registros obtenidos mediante dos dispositivos *BCI*. Estos análisis evidenciaron diferencias en los niveles de medias captados por ambos dispositivos. Al utilizar el *Mindflex*, se detectaron niveles ligeramente menores en contraste con los obtenidos por el *OpenBCI*.

La estimación de la diferencia media sugirió un valor estimado de 0.01, lo que indicó que, en promedio, el *Mindflex* presentaba niveles levemente inferiores en 0.01 unidades en relación con el *OpenBCI*. Para una evaluación más precisa, se estableció un intervalo de confianza del 95%. Los límites de este intervalo se posicionaron entre -10.38 y 10.39, evidenciando así un rango amplio de posibles valores para esta diferencia (Tabla 21).

**Tabla 21. Estimación de la Diferencia - Sujeto 4**

IC de 95% para la Diferencia	
Diferencia	diferencia
0,01	(-10,38; 10,39)

Fuente: Elaboración Propia

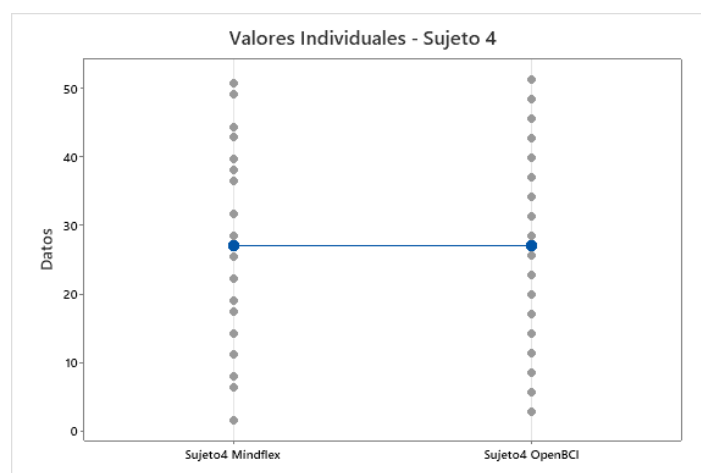
En relación con los resultados de la prueba de hipótesis (Tabla 22), donde la hipótesis nula planteaba igualdad entre las medias de ambos grupos y la hipótesis alternativa sugería una diferencia, el valor p calculado fue de 0,999. Este valor superaba el nivel de significancia usual de 0,05. En consecuencia, no se disponía de evidencia suficiente para rechazar la hipótesis nula a un nivel de confianza del 95%. La diferencia no era estadísticamente significativa, por lo tanto, no se pronunciaron cambios entre los dos tipos de dispositivos para

este sujeto. Los valores individuales del sujeto 4 (Ilustración 35) mostraron de manera visual como los datos tenían una diferencia mínima entre los dos dispositivos.

**Tabla 22. Resultados de Pruebas en Aplicación de T de 2 Muestras - Sujeto 4**

Hipótesis nula	$H_0: \mu_1 - \mu_2 = 0$	
Hipótesis alterna	$H_1: \mu_1 - \mu_2 \neq 0$	
<b>Valor T</b>	<b>GL</b>	<b>Valor p</b>
0,00	33	0,999

Fuente: Elaboración Propia



**Ilustración 35. Gráfico de Valores Individuales - Sujeto 4**

Fuente: Elaboración Propia

Las estadísticas del dispositivo *Mindflex* y el *OpenBCI* dentro de la muestra del sujeto 5, revelaron diferencias significativas en los niveles obtenidos por cada dispositivo. Específicamente, se observaron niveles considerablemente más bajos al utilizar el *Mindflex* en comparación con los registros obtenidos a través del *OpenBCI*.

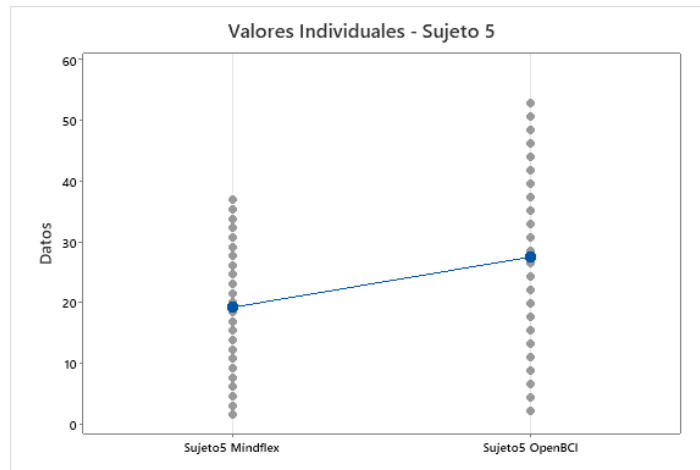
La estimación de la diferencia media reveló un valor estimado de -8.30, lo que indicó que, en promedio, el *Mindflex* presentaba niveles inferiores en -8.30 unidades en comparación con el *OpenBCI*. Para evaluar la precisión de esta estimación, se realizó un análisis del intervalo de confianza del 95%. Los límites de este intervalo se determinaron en -16.13 y -0.47. Esta amplia gama de valores posibles para la disparidad subraya la importancia de considerar la incertidumbre al interpretar los resultados, ya que proporciona una visión más completa de la variabilidad presente en las mediciones entre ambos dispositivos (Tabla 23).

**Tabla 23. Estimación de la Diferencia - Sujeto 5**

IC de 95% para la Diferencia	
Diferencia	diferencia
-8,30	(-16,13; -0,47)

Fuente: Elaboración Propia

En el análisis de esta muestra en particular, se descartó la hipótesis nula dado que el valor p obtenido fue menor a 0.05. Esto indicó una diferencia estadísticamente significativa entre los dos dispositivos evaluados (Tabla 24). (Ilustración 36), que mostró gráficamente las diferencias, señaló consistentemente valores más altos para el dispositivo *OpenBCI* en comparación con el *Mindflex*. Estos resultados, apoyados por un análisis estadístico y un intervalo de confianza sólido, respaldaron la disparidad en los datos recolectados entre ambos dispositivos.



**Ilustración 36. Gráfico de Valores Individuales - Sujeto 5**

Fuente: Elaboración Propia

**Tabla 24. Resultados de Pruebas en Aplicación de T de 2 Muestras - Sujeto 5**

Hipótesis nula	$H_0: \mu_1 - \mu_2 = 0$	
Hipótesis alterna	$H_1: \mu_1 - \mu_2 \neq 0$	
Valor T	GL	Valor p
-2,14	41	0,038

Fuente: Elaboración Propia

Las estadísticas derivadas del análisis comparativo entre el dispositivo *Mindflex* y el *OpenBCI*, en el contexto de la muestra del sujeto 6, revelaron una diferencia de -0.07. Esto se sustentó mediante un intervalo de confianza del 95%, abarcando desde -11.33 hasta 11.20.

Este rango de confianza estableció con alto grado de seguridad que la discrepancia real entre las medias de ambos dispositivos se encontraba dentro de este intervalo (Tabla 25).

**Tabla 25. Estimación de la Diferencia - Sujeto 6**

Diferencia	IC de 95% para la diferencia
-0,07	(-11,33; 11,20)

Fuente: Elaboración Propia

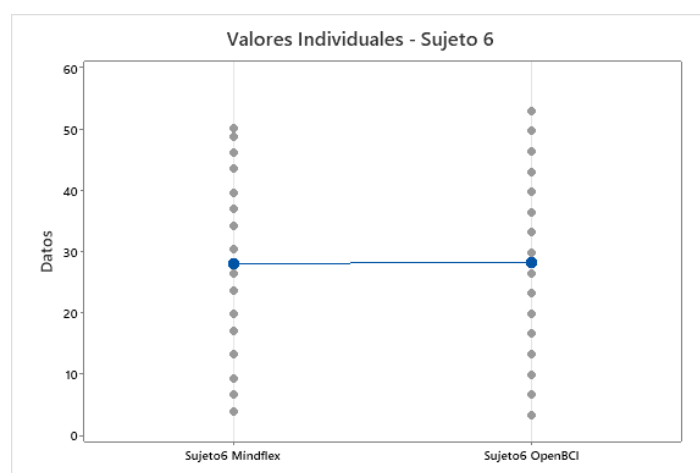
En la evaluación de esta muestra específica, no se descartó la hipótesis nula, dado que el valor p resultó ser de 0.999. Este resultado indicó que no se encontraron evidencias suficientes para rechazar la hipótesis nula. Por lo tanto, no se pudo demostrar una diferencia sustancial o estadísticamente significativa entre los dos dispositivos bajo análisis (Tabla 26).

**Tabla 26. Resultados de Pruebas en Aplicación de T de 2 Muestras - Sujeto 6**

Hipótesis nula	$H_0: \mu_1 - \mu_2 = 0$	
Hipótesis alterna	$H_1: \mu_1 - \mu_2 \neq 0$	
Valor T	GL	Valor p
-0,01	29	0,991

Fuente: Elaboración Propia

Es importante destacar que el análisis gráfico (Ilustración 37) también reflejó esta conclusión, mostrando cómo los valores del dispositivo *OpenBCI* y el *Mindflex* se mantuvieron en un rango similar durante el período de observación. Estos respaldan la conclusión de la ausencia de una diferencia marcada en los datos recopilados entre ambos dispositivos.



**Ilustración 37. Gráfico de Valores Individuales - Sujeto 6**

Fuente: Elaboración Propia

Las estadísticas del sujeto 7, muestran que la media de los datos del *Mindflex* fue de 15.55 y la media del *OpenBCI* fue de 26.6 teniendo así una diferencia de -11.06. La estimación de la diferencia media reveló un valor estimado de -11.06, lo que indicó que, en promedio, el *Mindflex* presentaba niveles inferiores en -11.06 unidades en comparación con el *OpenBCI*. Con el objetivo de evaluarlos, se obtuvo un intervalo de confianza del 95%, que se situó entre -19.44 y -2.69 (Tabla 27).

**Tabla 27. Estimación de la Diferencia - Sujeto 7**

Diferencia	IC de 95% para la diferencia
-11,06	(-19,44; -2,69)

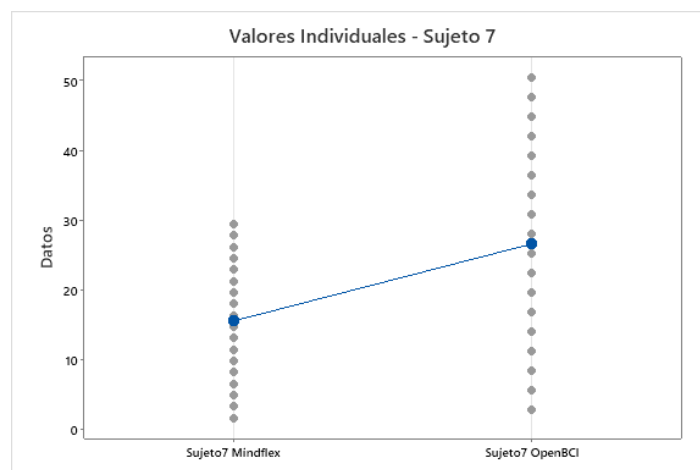
Fuente: Elaboración Propia

La tabla presentó los resultados de una prueba de diferencia de medias entre dos grupos, donde la hipótesis nula ( $H_0$ ) planteaba la igualdad de las medias y la hipótesis alternativa ( $H_1$ ) sugería una disparidad entre ellas (Tabla 28). Con un valor T de -2.71 y 27 grados de libertad, el valor p resultó ser 0.012. Dado que este valor p fue menor que el nivel de significancia convencional (0.05), se obtuvo evidencia suficiente para rechazar la hipótesis nula, lo que indicó una diferencia estadísticamente significativa entre las medias de ambos grupos. Esta diferencia puede ser visualizada gráficamente (Ilustración 38).

**Tabla 28. Resultados de Pruebas en Aplicación de T de 2 Muestras - Sujeto 7**

Hipótesis nula	$H_0: \mu_1 - \mu_2 = 0$	
Hipótesis alterna	$H_1: \mu_1 - \mu_2 \neq 0$	
Valor T	GL	Valor p
-2,71	27	0,012

Fuente: Elaboración Propia



### Ilustración 38. Gráfico de Valores Individuales - Sujeto 7

Fuente: Elaboración Propia

Los resultados obtenidos en la muestra del sujeto 8 mostraron una diferencia calculada de -12.02 entre los grupos analizados, acompañada de un intervalo de confianza del 95%, que oscila desde -20.78 hasta -3.26 (Tabla 29). Esta diferencia también pudo verse en el gráfico de valores individuales para el sujeto 8, el cual muestra como el dispositivo *Mindflex* presentó niveles más bajos que el *OpenBCI*, haciéndose notar la diferencia entre ambos (Ilustración 39).

**Tabla 29. Estimación de la Diferencia - Sujeto 8**

Diferencia	IC de 95% para la diferencia
-12,02	(-20,78; -3,26)

Fuente: Elaboración Propia

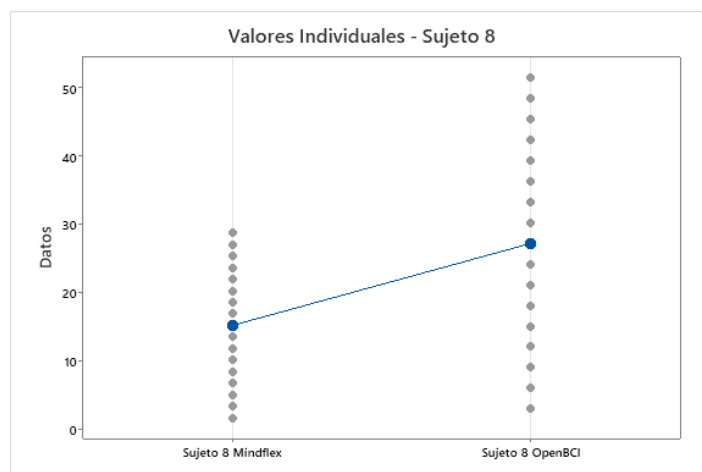
Se identificó un valor T de -2.83, con 25 grados de libertad, lo que resultó en un valor p de 0.009. Estos resultados indican que se rechaza la hipótesis nula. En consecuencia, se infirió la existencia de una diferencia estadísticamente significativa entre los dos dispositivos *BCI* bajo evaluación (Tabla 30). Esta diferencia señaló que hubo una distinción notable entre los datos generados por cada dispositivo, lo que respaldó la necesidad de un análisis más detallado y comparativo para comprender mejor las diferencias entre estos sistemas *BCI*.

**Tabla 30. Resultados de Pruebas en Aplicación de T de 2 Muestras - Sujeto 8**

Hipótesis nula	$H_0: \mu_1 - \mu_2 = 0$	
Hipótesis alterna	$H_1: \mu_1 - \mu_2 \neq 0$	
Valor T	GL	Valor p
-2,83	25	0,009

Fuente: Elaboración Propia

Por otro lado, se analizó la representación gráfica de los valores individuales. Esta visualización proporcionó una comprensión más detallada de cómo se distribuyeron los datos obtenidos de la prueba utilizando los dispositivos *Mindflex* y *OpenBCI*. Se observó una tendencia en la que los valores registrados por el sujeto empleando el dispositivo *OpenBCI* tendieron a ser superiores en comparación con los valores obtenidos con el *Mindflex*. Este patrón visual complementó los resultados numéricos, reforzando la conclusión de una disparidad significativa entre ambos dispositivos en cuanto a los valores registrados por el sujeto.



**Ilustración 39. Gráfico de Valores Individuales - Sujeto 8**

Fuente: Elaboración Propia

En el análisis estadístico del sujeto 9 (Tabla 31), se evidenció una diferencia de -4.96 entre las medias registradas por los dispositivos *Mindflex* y *OpenBCI*. El intervalo de confianza para esta diferencia osciló entre -12.34 y 2.43. Este rango de valores sugiere que, con un nivel de confianza del 95%, la verdadera disparidad entre las medias de ambos dispositivos podría encontrarse dentro de este intervalo. Este resultado señala la necesidad de un análisis más detallado para determinar con mayor precisión las diferencias entre los datos obtenidos por cada dispositivo.

**Tabla 31. Estimación de la Diferencia - Sujeto 9**

Diferencia	IC de 95% para la diferencia
-4,96	(-12,34; 2,43)

Fuente: Elaboración Propia

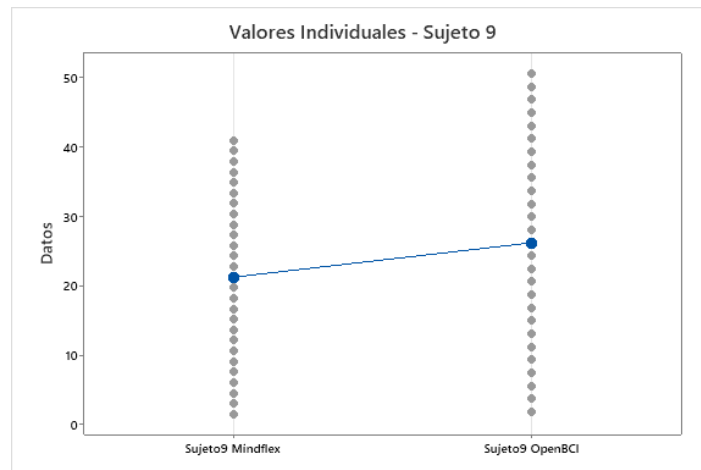
En la evaluación de esta muestra específica (Tabla 32), no se descartó la hipótesis nula, dado que el valor p resultó ser de 0.184. Este resultado indicó que no se hallaron evidencias suficientes para rechazar la hipótesis nula. Por lo tanto, no se pudo demostrar una diferencia sustancial o estadísticamente significativa entre los dos dispositivos bajo análisis.

**Tabla 32. Resultados de Pruebas en Aplicación de T de 2 Muestras - Sujeto 9**

Hipótesis nula	$H_0: \mu_1 - \mu_2 = 0$	
Hipótesis alterna	$H_1: \mu_1 - \mu_2 \neq 0$	
Valor T	GL	Valor p
-1,35	49	0,184

Fuente: Elaboración Propia

El gráfico presentó los valores individuales registrados por dos dispositivos BCI, el *Mindflex* y el *OpenBCI* (Ilustración 40). En general, se observó una tendencia hacia valores más bajos en los datos recolectados del sujeto que utilizó el *Mindflex* en comparación con los obtenidos por el *OpenBCI*. Además, tanto los datos gráficos como la información estadística extraída de la tabla indicaron una diferencia significativa desde el punto de vista estadístico entre las medias de los dos grupos examinados.



**Ilustración 40. Gráfico de Valores Individuales - Sujeto 9**

Fuente: Elaboración Propia

Las estadísticas del sujeto 10, mostraron que la media de los datos del *Mindflex* fue de 22.6 y la media del *OpenBCI* fue de 26.7 teniendo así una diferencia de -4.09. El intervalo de confianza para esta diferencia se observó entre -12.21 y 4.04. Tomando en cuenta esto, se corroboró con la tabla de la estimación de la diferencia (Tabla 33) para validar si existía o no una diferencia entre los dos dispositivos

**Tabla 33. Estimación de la Diferencia - Sujeto 10**

Diferencia	IC de 95% para la diferencia
-4,09	(-12,21; 4,04)

Fuente: Elaboración Propia

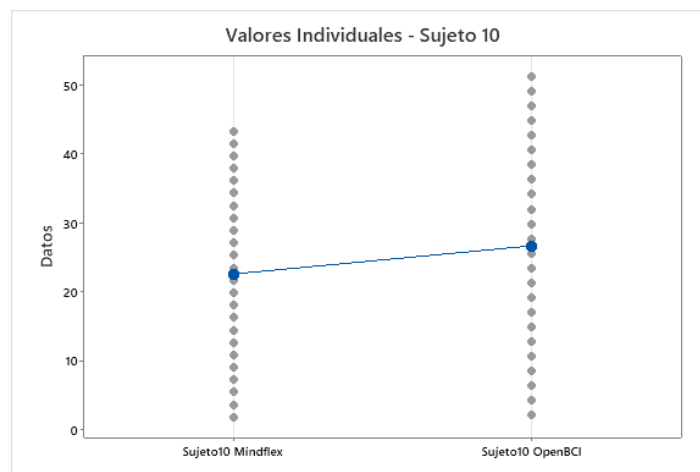
Al analizar los datos obtenidos de ambos dispositivos (Tabla 34), se determinó que el valor T era de -1.01 con un grado de libertad de 44 y un valor p de 0.316. Estos resultados sugirieron que no se encontró una diferencia estadísticamente significativa entre los dispositivos *BCI* examinados. En otras palabras, no se evidenció una diferencia considerable

entre los dos dispositivos. Esto fue corroborado por el gráfico de valores individuales donde se muestra visualmente que no existe diferencia significativa entre ambos (Ilustración 41).

**Tabla 34. Resultados de Pruebas en Aplicación de T de 2 Muestras - Sujeto 10**

Hipótesis nula	$H_0: \mu_1 - \mu_2 = 0$	
Hipótesis alterna	$H_1: \mu_1 - \mu_2 \neq 0$	
<b>Valor T</b>	<b>GL</b>	<b>Valor p</b>
-1,01	44	0,316

Fuente: Elaboración Propia



**Ilustración 41. Gráfico de Valores Individuales - Sujeto 10**

Fuente: Elaboración Propia

En el análisis estadístico del sujeto 11 (Tabla 35), se registró una diferencia de -7.73 entre las medias capturadas por los dispositivos *Mindflex* y *OpenBCI*. El intervalo de confianza para esta disparidad osciló entre -15.67 y 0.20. Estos valores indicaron que, con un nivel de confianza del 95%, la diferencia real entre las medias de ambos dispositivos pudo haber estado dentro de este intervalo. Esto destacó la necesidad de llevar a cabo un análisis más minucioso para precisar con mayor exactitud las diferencias entre los datos recopilados por cada dispositivo.

**Tabla 35. Estimación de la Diferencia - Sujeto 11**

	<b>IC de 95% para</b>
<b>Diferencia</b>	<b>la diferencia</b>
-7,73	(-15,67; 0,20)

Fuente: Elaboración Propia

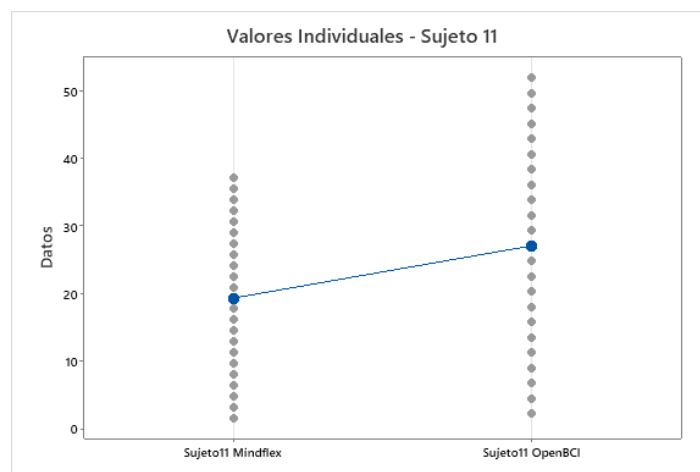
Además del análisis numérico, se llevó a cabo una evaluación estadística para determinar la significancia de esta diferencia (Tabla 36). Se determinó que el valor T era de -1.97 con un grado de libertad de 39 y un valor p de 0.045. El valor obtenido para el estadístico de prueba, el valor p, fue de 0.045. Al comparar este valor con el nivel de significancia de 0.05, se confirmó que la diferencia entre las medias de los dispositivos es estadísticamente significativa. Por lo tanto, se rechazó la hipótesis nula que indicaba la inexistencia de diferencias entre las medias de los dispositivos.

**Tabla 36. Resultados de Pruebas en Aplicación de T de 2 Muestras - Sujeto 11**

Hipótesis nula	$H_0: \mu_1 - \mu_2 = 0$	
Hipótesis alterna	$H_1: \mu_1 - \mu_2 \neq 0$	
<b>Valor T</b>	<b>GL</b>	<b>Valor p</b>
-1,97	39	0,045

Fuente: Elaboración Propia

Al revisar el gráfico de valores individuales del sujeto 11 (Ilustración 42), se apreció que el *OpenBCI* exhibió valores más elevados que el *Mindflex*, lo cual evidenció una marcada distinción entre ambos dispositivos en la recopilación de datos. Esta diferencia visual entre los valores obtenidos por los dispositivos corrobora aún más la conclusión estadística de una diferencia significativa entre las medias de los dos dispositivos.



**Ilustración 42. Gráfico de Valores Individuales - Sujeto 11**

Fuente: Elaboración Propia

Durante el análisis de los datos del sujeto 12, se realizaron comparaciones entre los registros recabados a través de dos dispositivos de medición el *Mindflex* y el *OpenBCI*. Estos análisis revelaron diferencias notables en los niveles capturados por ambos dispositivos. Al

utilizar el *Mindflex*, se evidenciaron niveles considerablemente inferiores en contraste con los obtenidos mediante el *OpenBCI*. Esta disparidad resaltó la necesidad de profundizar en la magnitud de la diferencia entre las medias de ambos dispositivos.

La estimación de la diferencia media (Tabla 37) reveló un valor estimado de -7.92, lo que indicó que, en promedio, el *Mindflex* presentaba niveles inferiores en -7.92 unidades en comparación con el *OpenBCI*. Con el propósito de evaluar esta diferencia, se obtuvo un intervalo de confianza del 95%. Los límites de este intervalo se ubicaron entre -15.15 y -0.70, lo que muestra una amplia gama de valores para la diferencia. Esta variabilidad subraya la importancia de considerar la incertidumbre al interpretar los resultados.

**Tabla 37. Estimación de la Diferencia - Sujeto 12**

Diferencia	IC de 95% para la diferencia
-7,92	(-15,15; -0,70)

Fuente: Elaboración Propia

Además de la estimación de la diferencia de medias, se llevó a cabo un análisis estadístico para evaluar la significancia de esta disparidad. El valor obtenido para el estadístico de prueba, conocido como valor p, fue de 0.032. Al comparar este valor con el nivel de significancia preestablecido de 0.05, se confirmó que la diferencia observada entre las medias de los dispositivos es estadísticamente significativa (Tabla 38).

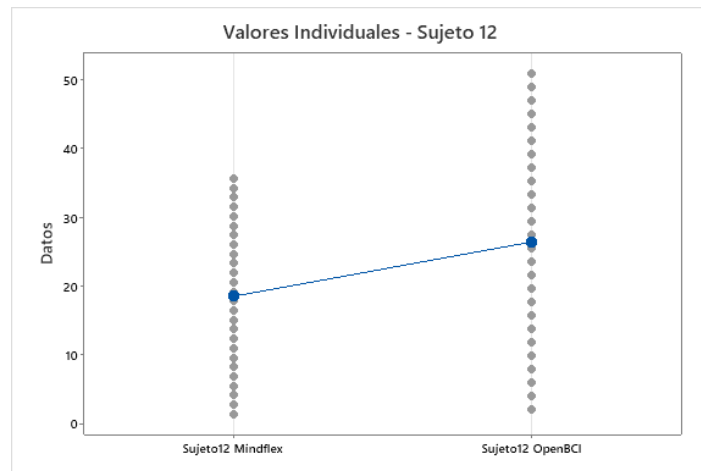
**Tabla 38. Resultados de Pruebas en Aplicación de T de 2 Muestras - Sujeto 12**

Hipótesis nula	$H_0: \mu_1 - \mu_2 = 0$	
Hipótesis alterna	$H_1: \mu_1 - \mu_2 \neq 0$	
Valor T	GL	Valor p
-2,21	44	0,032

Fuente: Elaboración Propia

Por otro lado, se analizó la representación gráfica de los valores individuales (Ilustración 43). Esta visualización proporcionó una comprensión más detallada de cómo se distribuyeron los datos obtenidos a lo largo de los 60 segundos de la prueba utilizando los dispositivos *Mindflex* y *OpenBCI*. Se observó una tendencia en la que los valores registrados por el sujeto empleando el dispositivo *OpenBCI* tendieron a ser superiores en comparación con los valores obtenidos con el *Mindflex*. Este patrón visual complementó los resultados numéricos,

reforzando la conclusión de una disparidad significativa entre ambos dispositivos en cuanto a los valores registrados por el sujeto.



**Ilustración 43. Gráfico de Valores Individuales - Sujeto 12**

Fuente: Elaboración Propia

Durante el análisis de los datos del sujeto 13, se compararon los registros obtenidos mediante dos dispositivos de medición, el *Mindflex* y el *OpenBCI*. Estos análisis demostraron una diferencia en los niveles captados por ambos dispositivos. Al emplear el *Mindflex*, se evidenciaron niveles notablemente inferiores en contraste con los obtenidos por el *OpenBCI*. Esta diferencia resaltó la necesidad de profundizar en la magnitud de la diferencia entre las medias de ambos dispositivos.

La estimación de la diferencia media arrojó un valor estimado de -8.61, lo que indicó que, en promedio, el *Mindflex* presentaba niveles inferiores en -8.61 unidades respecto al *OpenBCI*. Con el propósito de evaluarlos, se obtuvo un intervalo de confianza del 95%. Los límites de este intervalo se ubicaron entre -16.040 y -1.17, lo que indicó un rango amplio de valores posibles para esta disparidad (Tabla 39). Esta variabilidad refuerza la necesidad de considerar la incertidumbre al interpretar los resultados.

**Tabla 39. Estimación de la Diferencia - Sujeto 13**

Diferencia	IC de 95% para la diferencia
-8,61	(-16,04; -1,17)

Fuente: Elaboración Propia

Además de la estimación de la diferencia de medias, se llevó a cabo un análisis estadístico para evaluar la significancia de esta diferencia. El valor obtenido para el estadístico de prueba, el valor p, fue de 0.024. Al comparar este valor con el nivel de significancia de 0.05, se confirmó que la diferencia observada entre las medias de los dispositivos fue estadísticamente significativa.

En consecuencia, se rechazó la hipótesis nula, que sostenía la inexistencia de diferencia entre las medias de los dispositivos (Tabla 40). Se concluyó que efectivamente existe una diferencia estadísticamente significativa entre los niveles registrados por el *Mindflex* y el *OpenBCI* en el sujeto 13.

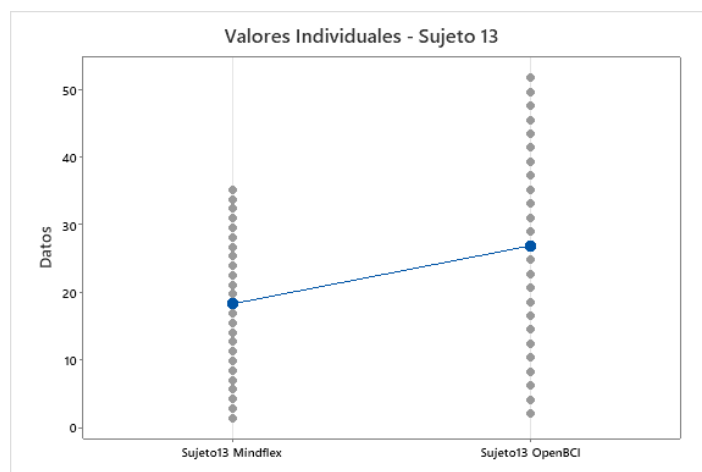
**Tabla 40. Resultados de Pruebas en Aplicación de T de 2 Muestras - Sujeto 13**

Hipótesis nula	$H_0: \mu_1 - \mu_2 = 0$	
Hipótesis alterna	$H_1: \mu_1 - \mu_2 \neq 0$	
<b>Valor T</b>	<b>GL</b>	<b>Valor p</b>
-2,33	42	0,024

Fuente: Elaboración Propia

Además de realizar el análisis numérico, se examinó la representación gráfica de los valores individuales (Ilustración 44). Esta visualización proporcionó una comprensión más detallada de cómo se distribuyeron los datos obtenidos a lo largo de los 60 segundos de la prueba utilizando los dispositivos *Mindflex* y *OpenBCI*.

La disposición de los puntos reveló una mayor agrupación de valores más altos para el *OpenBCI*, mientras que los valores obtenidos con el *Mindflex* mostraron una dispersión más amplia y una menor frecuencia en el rango de valores superiores. Esta discrepancia visual complementó los resultados numéricos previamente analizados, reforzando la conclusión de que existe una disparidad significativa entre ambos dispositivos en cuanto a los valores registrados por el sujeto.



**Ilustración 44. Gráfico de Valores Individuales - Sujeto 13**

Fuente: Elaboración Propia

Para el análisis estadístico del sujeto 14, se realizó una comparación entre los registros recopilados mediante dos dispositivos de medición, el *Mindflex* y el *OpenBCI*. Estos análisis revelaron una disparidad evidente en los niveles capturados por ambos dispositivos. Al utilizar el *Mindflex*, se observaron niveles significativamente más bajos en comparación con los obtenidos mediante el *OpenBCI*. Esta disparidad resaltó la importancia de profundizar en la magnitud de la diferencia entre las medias de ambos dispositivos.

La estimación de la diferencia media mostró un valor estimado de -3.59, lo que indicó que, en promedio, el *Mindflex* presentaba niveles inferiores en 3.59 unidades en relación con el *OpenBCI*. Para evaluar esta disparidad, se calculó un intervalo de confianza del 95%, cuyos límites se situaron entre -11.15 y 3.97 (Tabla 41). Este intervalo amplio sugiere una gama considerable de valores posibles para esta diferencia, resaltando la necesidad de considerar cuidadosamente la incertidumbre al interpretar estos resultados.

**Tabla 41. Estimación de la Diferencia - Sujeto 14**

<b>Diferencia</b>	<b>IC de 95% para la diferencia</b>
-3,59	(-11,15; 3,97)

Fuente: Elaboración Propia

Además del análisis sobre la diferencia media, se llevó a cabo una evaluación estadística para determinar la diferencia significativa (Tabla 42). El valor del estadístico de prueba, el valor  $p$ , fue registrado en 0.345, mientras que el nivel de significancia establecido fue de 0.05. Tras

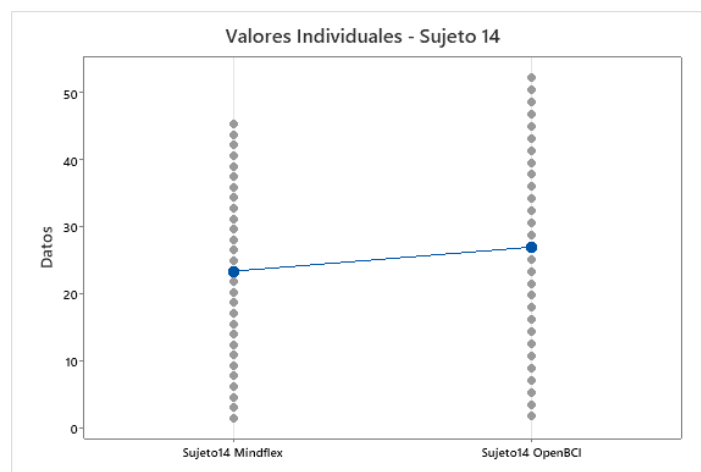
la comparación entre estos valores, se confirmó que la diferencia observada entre las medias de los dispositivos carecía de significancia estadística.

Por lo tanto, no se pudo rechazar la hipótesis nula que afirmaba la inexistencia de diferencia entre las medias de los dispositivos. En consecuencia, no se pudo concluir que existiera una diferencia significativa entre los niveles registrados por el *Mindflex* y el *OpenBCI* en el sujeto 14. Esto pudo ser corroborado en el gráfico de valores individuales donde se mostró visualmente que no existió mucha diferencia entre ambos dispositivos (Ilustración 45).

**Tabla 42. Resultados de Pruebas en Aplicación de T de 2 Muestras - Sujeto 14**

Hipótesis nula	$H_0: \mu_1 - \mu_2 = 0$	
Hipótesis alterna	$H_1: \mu_1 - \mu_2 \neq 0$	
<b>Valor T</b>	<b>GL</b>	<b>Valor p</b>
-0,95	54	0,345

Fuente: Elaboración Propia



**Ilustración 45. Gráfico de Valores Individuales - Sujeto 14**

Fuente: Elaboración Propia

Durante el análisis de los datos del sujeto 15, se compararon los registros obtenidos mediante los dispositivos de medición *Mindflex* y *OpenBCI*. Los resultados demostraron una discrepancia notable en los niveles captados por ambos dispositivos. El uso del *Mindflex* reveló niveles significativamente menores en comparación con el *OpenBCI*.

La estimación de la diferencia media (Tabla 43) mostró un valor estimado de -4.97, lo que sugiere que, en promedio, el *Mindflex* presentaba niveles inferiores en aproximadamente 4.97 unidades en relación con el *OpenBCI*. Para evaluar con mayor precisión esta disparidad,

se calculó un intervalo de confianza del 95%. Los límites de este intervalo se ubicaron entre -12.80 y 2.87, lo que indicó una amplia gama de posibles valores para esta diferencia.

**Tabla 43. Estimación de la Diferencia - Sujeto 15**

Diferencia	IC de 95% para la diferencia
-4,97	(-12,80; 2,87)

Fuente: Elaboración Propia

La estadística significativa de las medias presentó que el valor calculado para el estadístico de prueba, el valor T, mostró un resultado de -1.28, con un grado de libertad de 44 y un valor p de 0.208. Al contrastar este valor p con el nivel de significancia preestablecido de 0.05, se determinó que la disparidad observada entre las medias de los dispositivos no alcanzó significancia estadística (Tabla 44).

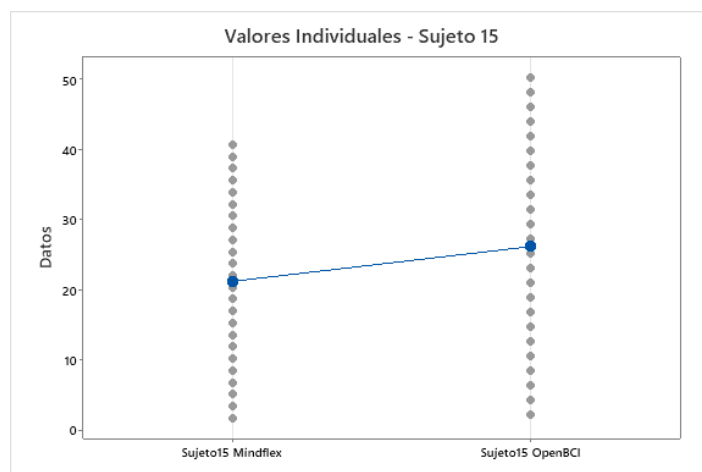
Por ende, la hipótesis nula no pudo ser rechazada. Se concluyó que no existía una diferencia estadísticamente significativa entre los niveles registrados por el *Mindflex* y el *OpenBCI* en el sujeto 15, según los resultados obtenidos del valor T, el grado de libertad y el valor p correspondientes al análisis estadístico realizado.

**Tabla 44. Resultados de Pruebas en Aplicación de T de 2 Muestras - Sujeto 15**

Hipótesis nula	$H_0: \mu_1 - \mu_2 = 0$	
Hipótesis alterna	$H_1: \mu_1 - \mu_2 \neq 0$	
<b>Valor T</b>	<b>GL</b>	<b>Valor p</b>
-1,28	44	0,208

Fuente: Elaboración Propia

La representación gráfica de los valores individuales (Ilustración 46), permitió una comprensión más detallada de cómo se distribuyeron los datos a lo largo de 1 minuto de la prueba empleando los dispositivos *Mindflex* y *OpenBCI*. Se notó una inclinación en la que los valores adquiridos utilizando el dispositivo *OpenBCI* mostraron una tendencia a ser más elevados en contraste con los valores obtenidos mediante el *Mindflex*. Esta tendencia visual respaldó los resultados numéricos, fortaleciendo la conclusión de una disparidad significativa entre ambos dispositivos en relación con los valores registrados por el sujeto.



**Ilustración 46. Gráfico de Valores Individuales - Sujeto 15**

Fuente: Elaboración Propia

#### 5.5.2.4 COMPARATIVA ENTRE MINDFLEX CON OPENBCI

La comparación entre los dispositivos *Mindflex* y *OpenBCI* representa un avance ya que ofrece la posibilidad de evaluar y contrastar la eficiencia de herramientas empleadas en la adquisición de datos *EEG*. Esta comparativa resulta fundamental para identificar diferencias y similitudes en el rendimiento de los dispositivos, lo que contribuye a mejorar la comprensión sobre las diversas aplicaciones, como el monitoreo cerebral y la interfaz cerebro-computadora.

Los datos fueron analizados en el software Minitab, esta herramienta es utilizada en investigación científica para el análisis de datos. Al emplear un enfoque estadístico, se logró establecer la existencia de diferencias en los resultados obtenidos de los dispositivos *Mindflex* y *OpenBCI*.

El análisis estadístico de los datos provenientes de los 15 sujetos, se observó una variabilidad en la diferencia entre las medias obtenidas por los dos dispositivos comparados. Dicha diferencia fluctuó entre los sujetos, había una tendencia donde las medias el *OpenBCI* tendieron a ser sustancialmente superiores a las del *Mindflex*. Los intervalos de confianza del 95% también presentaron variaciones individuales, pero mayoritariamente señalaron una marcada disparidad entre las medias del *OpenBCI* y el *Mindflex*, confirmando la tendencia previamente observada.

En la estadística significativa, la mayoría de los valores  $p$  obtenidos en la prueba de comparación de medias fueron inferiores a 0.05, indicando de manera significativa diferencias

entre los dispositivos en la mayoría de los sujetos. De igual forma, el análisis gráfico de los valores individuales reveló una predominancia de valores más elevados del *OpenBCI* en comparación con el *Mindflex*.

## **5.6 ANÁLISIS DE FUNCIONAMIENTO DEL PROTOTIPO**

En esta sección, se presentó un análisis detallado del funcionamiento del prototipo del sistema de iluminación residencial, el cual era controlado por el dispositivo de entretenimiento *Mindflex*. El objetivo principal era ofrecer una visión integral y exhaustiva sobre el rendimiento y las capacidades exhibidas por este sistema. El análisis se centró en evaluar el desempeño del prototipo en relación con las señales y órdenes transmitidas por *Mindflex*. Se puso énfasis en su capacidad para adaptarse a las solicitudes del usuario, la fiabilidad en la ejecución de las acciones deseadas, así como en la identificación de posibles fallos o limitaciones en su funcionamiento.

### **5.6.1 TIEMPO DE RESPUESTA DEL PROTOTIPO**

El tiempo de respuesta del sistema hace referencia a al tiempo transcurrido desde la emisión de las señales cerebrales hasta la ejecución del comando para el control de iluminación del sistema. Esta variable fue analizada con el fin de comprender que tan eficiente era el sistema considerando su tiempo de respuesta, permitió evaluar y comprender la eficacia del sistema en función de su capacidad para minimizar este lapso temporal.

El análisis se centró en la optimización de este aspecto clave, buscando identificar posibles áreas de mejora que contribuyeran a una mayor eficiencia y agilidad en la respuesta del sistema ante las señales cerebrales emitidas. Se realizó un análisis del tiempo de respuesta para cada sujeto en un intervalo de tiempo de 60 segundos. Los rangos fueron obtenidos del Software Arduino IDE al ejecutar la programación correspondiente al sistema de iluminación. Dichos rangos se presentaban en unidades de microvoltios ( $\mu\text{V}$ ).

Para el sujeto 7, se analizó el comportamiento de las ondas cerebrales para validar el tiempo de respuesta del sistema de iluminación en un minuto (Tabla 45). La onda cerebral que fue evaluada fue "Beta Bajo" ya que esta onda es la que alberga el estado de concentración en una persona. Cuando el rango de la onda era menor que 50 ( $\mu\text{V}$ ) el sistema de iluminación

permanecía apagado, mientras que al ser mayor que 50 ( $\mu\text{V}$ ), significaba que la persona se encontraba en un estado de concentración, por ende, el sistema se encendía.

Se observó como el sujeto en un minuto tuvo cambios significativos en su estado de concentración. Del segundo 35 al 45 fue cuando menos concentrado estuvo, se muestra en la tabla los valores del rango de sus ondas que oscilaban desde 13 ( $\mu\text{V}$ ) hasta 46 ( $\mu\text{V}$ ). De igual manera, este sujeto tuvo un rango alto de concentración en lo que fue del segundo 45 al 60 teniendo rangos desde 497 ( $\mu\text{V}$ ) así como 42232 ( $\mu\text{V}$ ). El tiempo de respuesta del sistema al estímulo de concentración del sujeto fue de 10 segundos para que este pudiese comenzar a funcionar. Dentro del minuto, este rango varió dependiendo del estado de la persona.

**Tabla 45. Tiempo de Respuesta del Prototipo - Sujeto 7**

Tiempo(s)	Delta ( $\mu\text{V}$ )	Theta( $\mu\text{V}$ )	Alfa Bajo( $\mu\text{V}$ )	Alfa Alto( $\mu\text{V}$ )	Beta Bajo( $\mu\text{V}$ )	Beta Alto( $\mu\text{V}$ )	Gamma Bajo( $\mu\text{V}$ )	Gama Alto( $\mu\text{V}$ )	Respuesta del Sistema
5	382	186	66	36	34	9	6	3	No
10	977974	131838	18243	4280	12484	13867	5037	3691	Si
15	320	200	135	160	48	50	11	4	No
20	296	117	6	18	14	5	3	1	No
25	112170	15593	6349	10778	2750	1492	683	1068	Si
30	2000876	266284	120548	90199	86629	35558	16994	15152	Si
35	526	98	46	23	13	4	4	3	No
40	6720	359	150	300	46	68	55	48	No
45	369	258	657	50	39	78	15	20	No
50	2143033	502195	158107	27236	111841	42232	20816	9219	Si
55	266936	62743	9500	13540	12039	12605	1225	2417	Si
60	31908	331	1268	710	717	497	75	184	Si

Fuente: Elaboración Propia

De igual manera, se realizó un análisis estadístico de la onda cerebral "Beta Bajo" para verificar los valores obtenidos de esta onda en específico (Tabla 46). El valor de la media indicó que la actividad cerebral del sujeto 7 en la banda de frecuencia fue relativamente alto. La desviación estándar indicó que hubo una variabilidad en los valores de Beta Bajo. El valor más bajo de concentración en el que estuvo el sujeto fue en un nivel de 13 ( $\mu\text{V}$ ) y cuando mayor concentrado estuvo su nivel fue de 111841 ( $\mu\text{V}$ ).

**Tabla 46. Estadística Descriptiva de Beta Bajo - Sujeto 7**

Variable	N	Media	Desv.Est.	Mínimo	Mediana	Máximo
Beta Bajo( $\mu\text{V}$ )	12	18888	38187	13	383	111841

Fuente: Elaboración Propia

El comportamiento de las ondas cerebrales del sujeto 10 tuvieron un menor rango a comparación de los del sujeto 7. Se evaluó en un intervalo de 60 segundos, haciendo énfasis en la señal cerebral "Beta Bajo" ya que es la onda responsable para la concentración. El tiempo de respuesta desde el inicio de la prueba hasta que el nivel de concentración de la persona sobrepasara el rango de 50 ( $\mu\text{V}$ ) fue de 15 segundos. En general, el sujeto no presentó cambios significativos en sus ondas cerebrales, su nivel de concentración fue bajo en el minuto de prueba (Tabla 47).

Su rango de concentración tuvo un total de 15 segundos, siendo del segundo 40-50 donde el sujeto estuvo en un estado de concentración estable. Se observó que, dentro de estos 10 segundos, el rango de su onda de concentración se encontró en un nivel de 21111 ( $\mu\text{V}$ ) y 658475 ( $\mu\text{V}$ ). Dentro de este tiempo fue posible el accionamiento de encendido del sistema de iluminación.

**Tabla 47. Tiempo de Respuesta del Prototipo - Sujeto 10**

Tiempo(s)	Delta( $\mu\text{V}$ )	Theta( $\mu\text{V}$ )	Alfa Bajo( $\mu\text{V}$ )	Alfa Alto( $\mu\text{V}$ )	Beta Bajo( $\mu\text{V}$ )	Beta Alto( $\mu\text{V}$ )	Gamma Bajo( $\mu\text{V}$ )	Gama Alto( $\mu\text{V}$ )	Respuesta del Sistema
5	4	0	1	0	0	2	1	0	No
10	10	2	1	0	1	6	1	2	No
15	7	2	0	0	1	3	2	1	No
20	1451870	741364	36090	107456	88582	199363	206518	28408	Si
25	12	39	10	29	36	312	137	46	No
30	90	29	35	72	9	13	5	6	No
35	91	24	12	5	8	6	5	10	No
40	487425	56249	39406	116747	21111	19975	4643	2984	SI
45	653227	534586	381816	335069	658475	1352985	406592	435677	Si
50	43	5	1	0	0	0	0	0	No
55	54	4	0	1	0	1	0	0	No
60	39	3	3	1	0	1	0	0	No

Fuente: Elaboración Propia

El análisis estadístico de la onda cerebral "Beta Bajo" del sujeto 10 para verificar los valores obtenidos de esta onda (Tabla 48) mostraron que la media de las ondas beta fue relativamente alto. La desviación estándar calculada señaló una variabilidad moderada entre los 12 datos de la onda Beta Bajo. El valor mínimo de Beta fue de 0, en este periodo el sistema estaba apagado y el más alto fue de 658475 ( $\mu\text{V}$ ) lo cual indicó que la actividad cerebral de la persona se encontraba en un estado de concentración alto.

**Tabla 48. Estadística Descriptiva de Beta Bajo - Sujeto 10**

<b>Variable</b>	<b>N</b>	<b>Media</b>	<b>Desv.Est.</b>	<b>Mínimo</b>	<b>Mediana</b>	<b>Máximo</b>
Beta Bajo( $\mu$ V)	12	64019	188945	0	5	658475

Fuente: Elaboración Propia

### 5.6.2 RENDIMIENTO DEL PROTOTIPO

El rendimiento del prototipo dentro del sistema de iluminación es la eficacia y capacidad de operación de operación del sistema en proporcionar iluminación de acuerdo con los parámetros establecido. Para evaluar el rendimiento del prototipo de un sistema de iluminación residencial para cada sujeto participante en el estudio fue sometido a un total de cuatro pruebas, cada prueba era de un minuto en total.

Estas pruebas se llevaron a cabo con el fin de registrar y analizar la cantidad de veces que el sistema presentaba fallos, la consistencia en la entrega de iluminación bajo distintas condiciones, y la eficacia en la adaptación a diversos ajustes de intensidad lumínica.

Se inició con las pruebas utilizando el módulo Bluetooth con el fin de comprobar la integración correcta del sistema. Durante esta fase de pruebas, se registraron los resultados obtenidos para su posterior evaluación y análisis. Cada prueba, con una duración de un minuto, simulaba diferentes situaciones de uso del prototipo. Los participantes se expusieron a distintos entornos, desde actividades como lectura hasta periodos de reposo con los ojos cerrados, además de escenarios en un aula con presencia de otras personas y entornos silenciosos.

Los primeros cinco participantes del estudio fueron sometidos a una serie de cuatro pruebas diseñadas para evaluar el rendimiento del prototipo. Los resultados obtenidos revelaron una inestabilidad en el comportamiento del sistema (Tabla 49). Se evidenció que, en la mayoría de los casos, los participantes no lograron mantener un nivel constante de concentración, reflejado por mediciones de la onda cerebral de Baja Beta que raramente superaban los 50 ( $\mu$ V).

**Tabla 49. Rendimiento del Prototipo del Sujeto 1-5**

<b>Sujeto</b>	<b>Pruebas Realizadas</b>	<b>Accionamiento del Prototipo</b>
<b>Sujeto 1</b>	1	Si
	2	Si
	3	No
	4	No
<b>Sujeto 2</b>	1	No
	2	No
	3	No
	4	Si
<b>Sujeto 3</b>	1	Si
	2	Si
	3	No
	4	No
<b>Sujeto 4</b>	1	No
	2	Si
	3	No
	4	No
<b>Sujeto 5</b>	1	Si
	2	No
	3	No
	4	Si

Fuente: Elaboración Propia

Los sujetos 6-10 del estudio fueron sometidos a una serie de cuatro pruebas diseñadas para evaluar el rendimiento del prototipo de un sistema de iluminación (Tabla 50). Cada prueba, con una duración de un minuto, simulaba diferentes situaciones de uso del sistema. Los sujetos se expusieron a distintos entornos, desde actividades como lectura hasta periodos de reposo con los ojos cerrados, además de escenarios en un aula con presencia de otras personas y entornos silenciosos.

Una vez se aplicó el estudio a la siguiente muestra de 5 sujetos, se presentaron varias fallas en la prueba debido a la comunicación entre el módulo Bluetooth y el sistema de control para activar el bombillo. Este problema se presentó debido a la pérdida de información entre los Arduino debido al "ruido" presente en el envío de datos del *Mindflex* al foco. Dando como resultado que, de las 4 pruebas realizadas en cada sujeto, tuviera un éxito del 25%-50% en encender el sistema de iluminación.

**Tabla 50. Rendimiento del Prototipo del Sujeto 6-10**

<b>Sujeto</b>	<b>Pruebas Realizadas</b>	<b>Accionamiento del Prototipo</b>
<b>Sujeto 6</b>	1	Si
	2	Si
	3	No
	4	No
<b>Sujeto 7</b>	1	Si
	2	Si
	3	No
	4	No
<b>Sujeto 8</b>	1	No
	2	No
	3	No
	4	Si
<b>Sujeto 9</b>	1	Si
	2	Si
	3	No
	4	No
<b>Sujeto 10</b>	1	Si
	2	No
	3	No
	4	Si

Fuente: Elaboración Propia

Los participantes del 11 al 15 del estudio fueron sometidos a una serie de cuatro pruebas diseñadas para evaluar el rendimiento (Tabla 51). Cada prueba, con una duración de un minuto, simulaba diferentes situaciones de uso del sistema. Los participantes se expusieron a distintos entornos, desde actividades como lectura hasta periodos de reposo con los ojos cerrados, además de escenarios en un aula con presencia de otras personas y entornos silenciosos.

En el análisis de estos participantes, se identificaron inconsistencias en el funcionamiento del sistema evaluado, las cuales pudieron en su mayoría, ser atribuidas a interferencias provenientes del dispositivo *Mindflex* utilizado para la captación de señales cerebrales. De igual manera, se observó que el entorno en el que se realizaron las pruebas, los sujetos tendían a no estar en un estado de concentración total.

**Tabla 51. Rendimiento del Prototipo del Sujeto 11-15**

<b>Sujeto</b>	<b>Pruebas Realizadas</b>	<b>Accionamiento del Prototipo</b>
<b>Sujeto 11</b>	1	No
	2	No
	3	Si
	4	Si
<b>Sujeto 12</b>	1	Si
	2	Si
	3	No
	4	Si
<b>Sujeto 13</b>	1	No
	2	No
	3	No
	4	Si
<b>Sujeto 14</b>	1	Si
	2	No
	3	Si
	4	Si
<b>Sujeto 15</b>	1	No
	2	Si
	3	Si
	4	Si

Fuente: Elaboración Propia

Se llevó a cabo un análisis estadístico para evaluar el porcentaje de fallos y efectividad del sistema. Para los primeros cinco sujetos el promedio de respuesta del sistema fue de un 45%, mientras que el 55% de las veces que se probó el prototipo, este no funcionó. En el segundo grupo de sujetos, se observó un equilibrio con un 50% de éxito y un 50% de fallo.

Al llegar a los últimos 5 de sujetos participantes, el sistema funcionó un 50% y no tuvo éxito en un 50%.

Al finalizar las pruebas con el módulo inalámbrico, se observó que el sistema tuvo una efectividad del 100% en mínimo una de las cuatro pruebas realizadas para cada sujeto. Tras el análisis en los 15 sujetos, se obtuvo un promedio en general, observando que el prototipo tuvo un rendimiento acertado en un 48.33% mientras que el promedio de fallo fue de un 51.67% (Tabla 52).

**Tabla 52. Análisis del Rendimiento del Prototipo de un Sistema de Iluminación**

Sujeto	Funcionó	No Funcionó
1-5	45%	55%
6-10	50%	50%
11-15	50%	50%
<b>Total</b>	<b>48.33%</b>	<b>51.67%</b>

Fuente: Elaboración Propia

Pese a que el prototipo fue efectivo, se identificaron algunas fallas que afectaron su desempeño en algunas de las pruebas. Las mediciones de la onda cerebral, específicamente en la onda de Baja Beta, mostraron irregularidades, con niveles de concentración que raramente superaban los 50 ( $\mu\text{V}$ ). Esto evidenció dificultades en mantener un estado de concentración constante por parte de la mayoría de los sujetos durante las pruebas.

Se identificaron fallas en la comunicación entre el módulo Bluetooth y el prototipo de un sistema de control de iluminación, debido a interferencias en la transmisión de datos desde el dispositivo *Mindflex*. Lo cual no permitía la comunicación entre todos los componentes, por ende, el sistema fallaba.

Posterior a la utilización del módulo Bluetooth, se realizaron pruebas solamente con el cableado del módulo Relé para evaluar la capacidad del prototipo a comparación con el módulo Bluetooth. De igual forma se estableció una programación sencilla para esto (Ilustración 47).

```
1  #include <Brain.h>
2
3  Brain brain(Serial);
4
5  void setup() {
6      // Start the hardware serial.
7      Serial.begin(9600);
8      pinMode(13, OUTPUT);
9  }
10
11 void loop() {
12     if (brain.update()) {
13         Serial.println(brain.readErrors());
14         Serial.println(brain.readCSV());
15         // Leer la señal de baja beta (low beta)
16         int lowBeta = brain.readLowBeta();
17         if (lowBeta > 50) {
18             // Encender el LED
19             digitalWrite(13, HIGH);
20         }else{
21             // Apagar el LED
22             digitalWrite(13, LOW);
23         }
24     }
25 }
```

**Ilustración 47. Programación de Prueba para Módulo Relé**

Fuente: Elaboración Propia

Este código utilizaba la biblioteca «Brain.h» para facilitar la interacción con el dispositivo *Mindflex*. Se inicializaba una instancia llamada «brain» para comunicarse a través del puerto serial. En la función de configuración «setup» se iniciaba la comunicación serial a una velocidad de 9600 baudios y se configuraba el pin 13 como salida.

Dentro del bucle principal «loop», el código verificaba si había actualizaciones provenientes del dispositivo cerebral utilizando «brain.update». Al detectar una actualización, se imprimían mensajes de error y datos en formato CSV a través del puerto serial. Además, se leía la señal de baja beta del dispositivo cerebral mediante «brain.readLowBeta()». Cuando el valor de esta señal superaba los 50 ( $\mu\text{V}$ ), se encendía el LED conectado al pin 13. Por el contrario, si el valor era igual o inferior a 50 ( $\mu\text{V}$ ), se apagaba el LED. Este código servía para monitorear la señal de baja beta y controlar un LED según valores predeterminados de esa señal.

A cada sujeto se le realizó una evaluación mediante el módulo Relé, la cual tenía una duración de un minuto. Este procedimiento se llevó a cabo con el propósito de verificar la funcionalidad del prototipo de un sistema de iluminación en comparación con el módulo Bluetooth, con el único fin de asegurar su eficacia. El resumen de las pruebas ejecutadas, junto con la frecuencia de activación autónoma del prototipo mediante el cableado, se encuentra detallado a continuación (Tabla 53).

**Tabla 53. Rendimiento del Prototipo con Módulo Relé**

<b>Sujeto</b>	<b>Pruebas Realizadas</b>	<b>Accionamiento del Sistema</b>
<b>1</b>	1	Si
<b>2</b>	1	Si
<b>3</b>	1	Si
<b>4</b>	1	Si
<b>5</b>	1	Si
<b>6</b>	1	Si
<b>8</b>	1	Si
<b>9</b>	1	Si
<b>10</b>	1	Si
<b>11</b>	1	Si
<b>12</b>	1	Si
<b>13</b>	1	Si
<b>14</b>	1	Si
<b>15</b>	1	Si

Fuente: Elaboración Propia

**Tabla 54. Análisis del Rendimiento del Prototipo de un Sistema de Iluminación**

<b>Sujeto</b>	<b>Funcionó</b>	<b>No Funcionó</b>
<b>1-15</b>	100%	0%
<b>Total</b>	100%	0%

Fuente: Elaboración Propia

Los resultados obtenidos con el módulo Relé mostraron una diferencia significativa en comparación con el rendimiento del módulo Bluetooth. Aunque el módulo Bluetooth demostró su funcionalidad, se observó que el prototipo operaba de manera adecuada a través del cableado, sugiriendo la existencia de posibles áreas de mejora. Esta diferencia pudo haber sido ocasionada por interferencias entre el módulo utilizado o incluso por una falla en la programación implementada.

En promedio, se comprobó que el éxito obtenido mediante el uso del módulo Bluetooth fue del 48.33% en el total de las pruebas realizadas. En contraste, se evidenció que el sistema pudo ser activado en un 100% de las pruebas realizadas cuando se empleó el módulo Relé. Esta diferencia significativa entre la efectividad del módulo Relé y el Bluetooth subraya la eficacia indiscutible del primero en comparación con el segundo en el accionamiento del prototipo de un sistema de iluminación.

### 5.6.3 ÁREAS DE MEJORA

Luego de explorar la empleabilidad del *Mindflex* para el control inalámbrico de un sistema de iluminación, se logró identificar ciertas áreas de mejora para la investigación. se detectaron inconvenientes en la comunicación entre el módulo Bluetooth y el Arduino encargado de recibir la señal de activación del foco. Estos problemas podrían originarse por interferencias o una configuración inadecuada del módulo. Para abordar este inconveniente, se sugiere llevar a cabo pruebas en un entorno controlado con menos interferencias y verificar la configuración del módulo Bluetooth.

De igual manera se sugiere el descarte del uso de un módulo Bluetooth e implementar el uso de un módulo WI-FI para una mejor vinculación entre dispositivos y menor pérdida de datos. Existen dispositivos Arduino con un Módulo WI-FI ya implementado que se podría utilizar. La falta de un entorno aislado afectó la precisión del envío y recolección de datos de *EEG* provenientes del *Mindflex*. Las ondas cerebrales se vieron afectadas por factores

ambientales. Para superar este desafío, se propone realizar pruebas en un espacio controlado y aislado, implementando medidas para minimizar la influencia de factores ambientales en las ondas cerebrales.

#### 5.6.4 DISCUSIÓN

Se realizaron pruebas en estudiantes de UNITEC, San Pedro Sula, con el prototipo del sistema de iluminación inalámbrico. Los resultados de este estudio mostraron el rendimiento del prototipo de un sistema de iluminación inalámbrico y un análisis comparativo entre dos dispositivos *BCI*. Esto sugiere que este prototipo puede llegar a ser una herramienta para personas con discapacidades motoras a futuro. Sin embargo, se recalcó que el prototipo del sistema de iluminación tuvo ciertas limitaciones en cuanto al hardware y la comunicación entre ciertos componentes como la adquisición de la onda cerebral *Low Beta* donde se encuentra el estado mental de concentración.

Al realizar un análisis en los resultados obtenidos con base a las veces que el prototipo logró ser accionado y en cuanto al tiempo de respuesta de este, se observó que el prototipo necesita aspectos de mejora en áreas. Una de estas puede ser la programación para mejorar la comunicación de componentes, así como puede ser la utilización de otros dispositivos inalámbricos como ser Módulo Wifi o dispositivos que ya tengan integrado estos componentes inalámbricos para mejorar esta conexión inalámbrica en el prototipo. Estas medidas fortalecerán la validez de los resultados y proporcionarán un panorama más amplio de este tipo de sistemas inalámbricos.

En una investigación realizada por Wu et al., (2020) se realizó un sistema inalámbrico de asistencia para personas con discapacidades graves. Este sistema empleó sensores y actuadores para controlar la iluminación, accesos y tareas cotidianas como alimentarse o vestirse. Basado en una plataforma en la nube que procesaba datos de sensores y actuadores, el sistema permitía a los usuarios moverse libremente en su hogar. Un estudio piloto con 10 personas discapacitadas mostró que el sistema fue efectivo para mejorar sus actividades diarias, mientras los usuarios destacaron su facilidad de uso y comodidad.

Otro estudio realizado, detalló el desarrollo de un sistema de interfaz cerebro-computadora basado en EEG para dirigir el movimiento de un brazo robótico. Utilizando el EEG para registrar las señales cerebrales del usuario, estas señales fueron empleadas para

controlar la acción del brazo robótico. Este sistema se fundamentó en un algoritmo de aprendizaje automático que se entrenó con datos de señales cerebrales, permitiéndole asociar dichas señales con los movimientos deseados del brazo robótico. El estudio contó con la participación de 10 individuos sanos demostró la precisión del sistema en controlar el movimiento del brazo robótico (Bousseta et al., 2018).

En comparación con la investigación realizada, los estudios destacan una limitante al no incluir la participación de individuos con discapacidades motoras para validar el prototipo del sistema de iluminación inalámbrico. Estas investigaciones demuestran un potencial significativo en la mejora de la calidad de vida de personas con discapacidades motoras, al ofrecer asistencia en actividades diarias, promoviendo su autonomía y elevando su bienestar. Respecto al prototipo desarrollado, se identifica la necesidad de implementar mejoras específicas con el objetivo de su futura utilización en personas con discapacidades motoras.

Como sugerencia a la presente investigación, para poder realizar un sistema de iluminación inalámbrica, se recomienda realizar mejoras en futuras investigaciones para lograr crear una herramienta que ayude a personas con discapacidades motoras y así también crear una nueva tecnología de vanguardia de tecnología asistiva en Honduras.

## VI. CONCLUSIONES

1. El desarrollo un prototipo de sistema de control inalámbrico basado en Arduino UNO, mediante el uso de ondas cerebrales a través del uso de Mindflex logró alcanzar un nivel de efectividad del 100% en mínimo una de las cuatro pruebas haciendo uso del módulo Bluetooth. A nivel de porcentual de las cuatro pruebas para los quince sujetos, se observó una efectividad del 48.33%. Dejando así, un margen de fallo de un 51.67%. Por esta razón, se realizaron pruebas solo con el uso del módulo relé, lo que mostró un accionamiento del 100% en las pruebas realizadas. A pesar de que el prototipo se encontró en una fase inicial de desarrollo, esta tecnología abre puertas a un futuro prometedor para la utilización de herramientas para ser usado por personas con discapacidades motoras, agregándole algunos tipos de mejora como el uso solo de cableado o el uso de diferentes materiales.
2. El análisis sobre la situación actual de los sistemas de Interfaz Cerebro-Computadora permitió adquirir una comprensión detallada del panorama existente en este campo emergente de la tecnología asistencial. Los trabajos obtenidos fueron en total de 31 proyectos que hacían empleo de tecnología *BCI*, siendo un 32.26% tecnología de NeuroSky. Esto ayudó a comprender la aplicabilidad de estos dispositivos y como pueden ser empleadas para ciertos grupos de personas, brindando una idea de futuros avances y mejoras.
3. Se desarrolló una metodología detallada para la integración correcta del prototipo de sistema inalámbrico con el sistema de iluminación mediante el uso del chip NeuroSky. El diseño de esta metodología implicó una metodología en V que permitió ejecutar la fase de desarrollo y validación de manera correcta. Este enfoque técnico fue esencial para la implementación correcta de la práctica del sistema propuesto.
4. Se realizaron pruebas prácticas del prototipo con la participación de quince (15) estudiantes del campus de UNITEC, San Pedro Sula. Se detectaron problemas de comunicación entre el módulo Bluetooth y el Arduino, lo cual pudo haberse debido a interferencias, esto destacó la necesidad de poder optar por otros dispositivos inalámbricos como el módulo WI-FI para una mejor vinculación o la utilización de un dispositivo como un Raspberry Pi.

## VII. REFERENCIAS

1. Aci, Ç. İ., Kaya, M., & Mishchenko, Y. (2019). Distinguishing mental attention states of humans via an EEG-based passive BCI using machine learning methods. *Expert Systems with Applications*, 134, 153–166. <https://doi.org/10.1016/j.eswa.2019.05.057>
2. Aldridge, A., Barnes, E., Bethel, C. L., Carruth, D. W., Kocturova, M., Pleva, M., & Juhar, J. (2019). Accessible Electroencephalograms (EEGs): A Comparative Review with OpenBCI's Ultracortex Mark IV Headset. *2019 29th International Conference Radioelektronika (RADIOELEKTRONIKA)*, 1–6. <https://doi.org/10.1109/RADIOELEK.2019.8733482>
3. Ali, B. A. H., Mohamed, E. A., & Idriss, A. B. (2020). A Security System for Door Opened by Using Brain Signal. *2020 International Conference on Computer, Control, Electrical, and Electronics Engineering (ICCCEEE)*, 1–5. <https://doi.org/10.1109/ICCCEEE49695.2021.9429586>
4. Ashok, V., Karthik, R. P., Keerthana, K. M., & Roshinee, A. R. (2018). The Survival of Intellectual Disabled Subjects in Social Environment Using BCI. *2018 International Conference on Intelligent Computing and Communication for Smart World (I2C2SW)*, 181–184. <https://doi.org/10.1109/I2C2SW45816.2018.8997133>
5. Beraldo, G., Suppiej, A., Forest, C., Tonin, L., & Menegatti, E. (2020). Brain-Computer Interface for children: State-of-the-art and challenges. *2020 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC)*, 24–29. <https://doi.org/10.1109/SMC42975.2020.9283485>
6. Bhise, P. R., Kulkarni, S. B., & Aldhaferi, T. A. (2020). Brain Computer Interface based EEG for Emotion Recognition System: A Systematic Review. *2020 2nd International Conference on Innovative Mechanisms for Industry Applications (ICIMIA)*, 327–334. <https://doi.org/10.1109/ICIMIA48430.2020.9074921>
7. Bousseta, R., El Ouakouak, I., Gharbi, M., & Regragui, F. (2018). EEG Based Brain Computer Interface for Controlling a Robot Arm Movement Through Thought. *IRBM*, 39(2), 129–135. <https://doi.org/10.1016/j.irbm.2018.02.001>

8. Chandra Babu, K. M., & Harsha Vardhini, P. A. (2020). Brain Computer Interface based Arduino Home Automation System for Physically Challenged. *2020 3rd International Conference on Intelligent Sustainable Systems (ICISS)*, 125–130. <https://doi.org/10.1109/ICISS49785.2020.9315999>
9. Chew, M. T., & Penver, K. (2019). Low-Cost Eye Gesture Communication System for People with Motor Disabilities. *2019 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC)*, 1–5. <https://doi.org/10.1109/I2MTC.2019.8826976>
10. Chowdhury, Md. A. S., & Saha, D. K. (2019). Processing of Motor Imagery EEG Signals for Controlling the Opening and the Closing of Artificial Hand. *2019 4th International Conference on Electrical Information and Communication Technology (EICT)*, 1–5. <https://doi.org/10.1109/EICT48899.2019.9068828>
11. Constantine, A., Asanza, V., Loayza, F. R., Peláez, E., & Peluffo-Ordóñez, D. (2021). BCI System using a Novel Processing Technique Based on Electrodes Selection for Hand Prosthesis Control. *Escuela Superior Politécnica del Litoral, ESPOL. IFAC-PapersOnLine*, 54(15), 364–369. <https://doi.org/10.1016/j.ifacol.2021.10.283>
12. Cruz, A., & Sánchez, H. (2021). *Prótesis de mano controlada con señales EEG*. <https://oa.mg/work/10.15446/mo.n63.96407>
13. D, H., M, R., Jadon, R., & Natarajan. (2020). A Single Electrode Blink for Text Interface (BCI). *2020 IEEE International Conference for Innovation in Technology (INOCON)*, 1–5. <https://doi.org/10.1109/INOCON50539.2020.9298387>
14. Gausemeier, J., & Moehring, S. (2002). VDI 2206- A New Guideline for the Design of Mechatronic Systems. *IFAC Proceedings Volumes*, 35(2), 785–790. [https://doi.org/10.1016/S1474-6670\(17\)34035-1](https://doi.org/10.1016/S1474-6670(17)34035-1)
15. Gentile, M. (2019, September 13). Ondas cerebrales: ¿impulsos que condicionan nuestro día? *Mindvalley Blog*. <https://blog.mindvalley.com/es/ondas-cerebrales/>
16. Guevara, J., & Patricio, M. (2017). *Sistema Electrónico de Iluminación (On-Off) Mediante el Control de Señales Cerebrales basado en Tecnología EEG*. <http://repositorio.utn.edu.ec/handle/123456789/6526>

17. Hassan, M. M., Sami, H. U., & Islam, F. (2019). EEG Signal Based Cognitive System for Controlling Home Appliances and Generating Speech Command. *2019 IEEE Region 10 Symposium (TENSYPMP)*, 519–522. <https://doi.org/10.1109/TENSYPMP46218.2019.8971328>
18. Katona, J., Farkas, I., Ujbanyi, T., Dukan, P., & Kovari, A. (2014). *Evaluation of the NeuroSky MindFlex EEG headset brain waves data.* 91–94. <https://doi.org/10.1109/SAMI.2014.6822382>.
19. Minguez, J. (2008). *Tecnología de Interfaz Cerebro—Computador.*
20. Nguyen, T.-H., Yang, D.-L., & Chung, W.-Y. (2018). A High-Rate BCI Speller Based on Eye-Closed EEG Signal. *IEEE Access*, 6, 33995–34003. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2018.2849358>
21. Ortiz, M., Rodriguez-Ugarte, M., Iáez, E., & Azorín, J. M. (2018). Comparison of different EEG signal analysis techniques for an offline lower limb motor imagery brain-computer interface. *2018 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 203–206. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2018.8512256>
22. Papanastasiou, G., Drigas, A., Skianis, C., & Lytras, M. (2020). Brain computer interface based applications for training and rehabilitation of students with neurodevelopmental disorders. A literature review. *Heliyon*, 6(9), e04250. <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2020.e04250>
23. Patil, R. P., Shariff, N., & Kusuma, M. (2019). Brain-Computer Interface: Text Reader for Paralyzed Patients. *2019 1st International Conference on Advanced Technologies in Intelligent Control, Environment, Computing & Communication Engineering (ICATIECE)*, 12–15. <https://doi.org/10.1109/ICATIECE45860.2019.9063797>
24. Prasantha, D. H. S., Prakash, M., Hegde, N., & Giridharan, N. (2020). *EYE BLINK CONTROL OF APPLIANCES FOR PARALYTIC AND ELDERLY.* 8(8).
25. Prasath, M. s., Naveen, R., & Sivaraj, G. (2021). Mind-Controlled Unmanned Aerial Vehicle (UAV) Using Brain–Computer Interface (BCI). In *Unmanned Aerial Vehicles for Internet of Things (IoT)* (pp. 231–246). John Wiley & Sons, Ltd. <https://doi.org/10.1002/9781119769170.ch13>

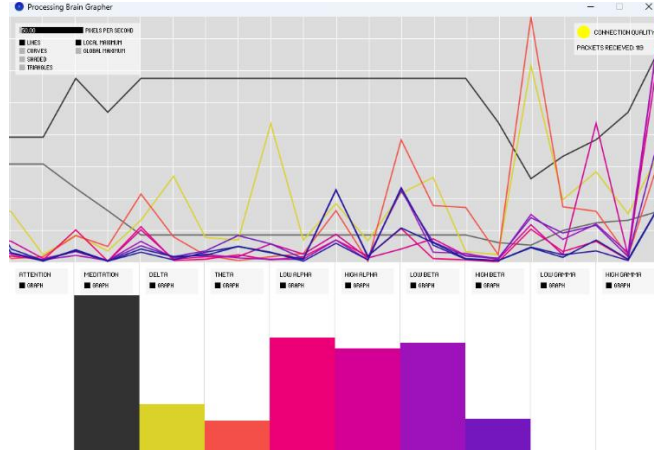
26. Queiroz, R. L., Bichara de Azeredo Coutinho, I., Machado Vieira Lima, P., Sampaio, F. F., & Xexéo, G. B. (2018). Playing with Robots Using Your Brain. *2018 17th Brazilian Symposium on Computer Games and Digital Entertainment (SBGames)*, 197–1977. <https://doi.org/10.1109/SBGAMES.2018.00031>
27. Ruşanu, O. A., Cristea, L., Luculescu, M. C., & Cotfas, P. A. (2018). A brain-computer interface based on the integration of NI myRIO development device and NeuroSky Mindwave headset. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 444(4). <https://doi.org/10.1088/1757-899X/444/4/042014>
28. Ruşanu, O. A., Cristea, L., Luculescu, M. C., & Zamfira, S. C. (2019). Experimental Model of a Robotic Hand Controlled by Using NeuroSky Mindwave Mobile Headset. *2019 E-Health and Bioengineering Conference (EHB)*, 1–4. <https://doi.org/10.1109/EHB47216.2019.8970050>
29. Sadi, M. S., Alotaibi, M., Islam, M. R., Islam, M. S., Alhmiedat, T., & Bassfar, Z. (2022). Finger-Gesture Controlled Wheelchair with Enabling IoT. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 22(22), 8716. <https://doi.org/10.3390/s22228716>
30. Sanchez Bolaños, C. D., Rodriguez D., N., & Perdomo Ch., C. A. (2021). Non-invasive Control of a Intelligent Room Using EEG Signals. *IFAC-PapersOnLine*, 54(4), 25–30. <https://doi.org/10.1016/j.ifacol.2021.10.005>
31. Statista. (2022). *Tecnologías de vanguardia en América Latina 2022*. Statista. <https://es.statista.com/estadisticas/1220908/america-latina-indice-tecnologias-vanguardia-pais/>
32. Šumak, B., Špindler, M., Debeljak, M., Heričko, M., & Pušnik, M. (2019). An empirical evaluation of a hands-free computer interaction for users with motor disabilities. *Journal of Biomedical Informatics*, 96, 103249. <https://doi.org/10.1016/j.jbi.2019.103249>
33. Tan, T. S., Ngeu, C. H., Sheikh, J., Thye, M. T. F., & Leong, K. M. (2023). Mental Task Design Based on EEG Signal for Brain Computer Interface System. *Journal of Human Centered Technology*, 2(1), Article 1. <https://doi.org/10.11113/humentech.v2n1.38>

34. Tiwari, P. K., Choudhary, A., Gupta, S., Dhar, J., & Chanak, P. (2020). Sensitive Brain-Computer Interface to help manoeuvre a Miniature Wheelchair using Electroencephalography. *2020 IEEE International Students' Conference on Electrical, Electronics and Computer Science (SCEECS)*, 1–6. <https://doi.org/10.1109/SCEECS48394.2020.73>
35. Utama, J., & Saputra, M. D. (2018). Design of electric wheelchair controller based on brainwaves spectrum EEG sensor. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, *407*(1), 012080. <https://doi.org/10.1088/1757-899X/407/1/012080>
36. Wan, X., Zhang, K., Ramkumar, S., Deny, J., Emayavaramban, G., Siva Ramkumar, M., & Hussein, A. F. (2019). A Review on Electroencephalogram Based Brain Computer Interface for Elderly Disabled. *IEEE Access*, *7*, 36380–36387. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2019.2903235>
37. Wu, C.-M., Chen, Y.-J., Chen, S.-C., & Yeng, C.-H. (2020). Wireless Home Assistive System for Severely Disabled People. *Applied Sciences*, *10*(15), Article 15. <https://doi.org/10.3390/app10155226>
38. Yamawaki, N. (2019). An EEG-Based Communication Support System Using Changes in Brain Activity with Closed Eyes. *2019 IEEE 1st Global Conference on Life Sciences and Technologies (LifeTech)*, 216–218. <https://doi.org/10.1109/LifeTech.2019.8884018>
39. Zhang, J., Han, W., & Liu, P. (2019). *Intelligent Control System of Wheelchair Based on Brain Wave and Voice*. <http://www.publishingindia.com/IJSSE/70/intelligent-control-system-of-wheelchair-based-on-brain-wave-and-voice/864/5980/>

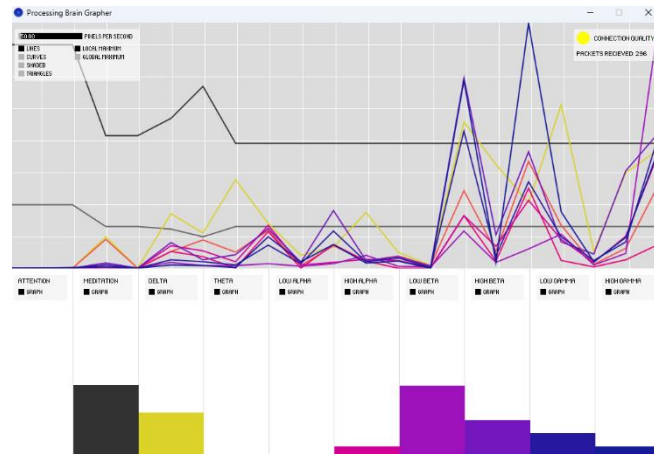
# VIII. ANEXOS

## Anexo 1. Gráficas de Processing

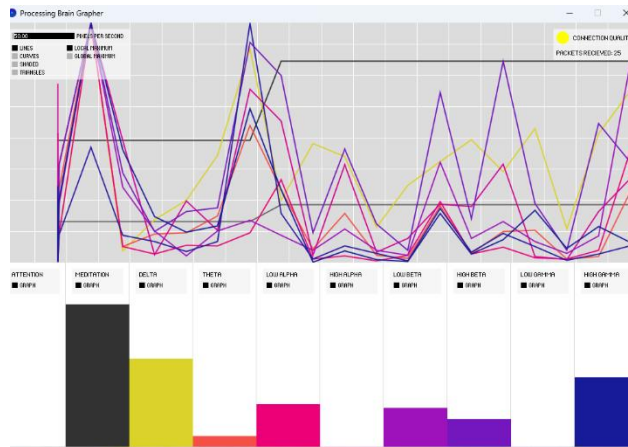
Sujeto 1



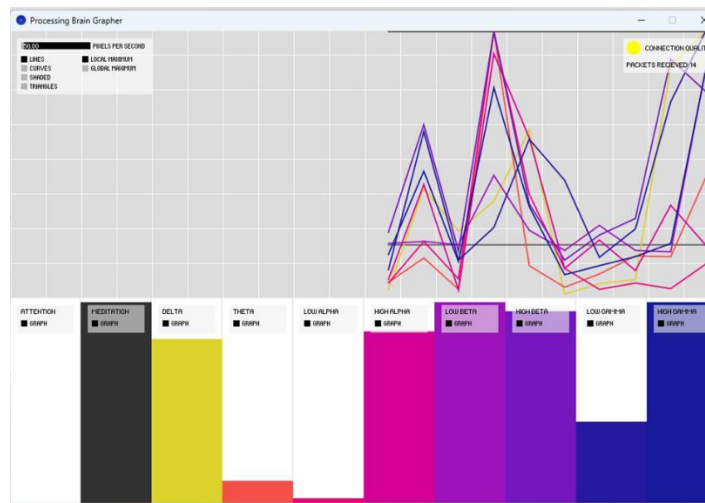
Sujeto 2



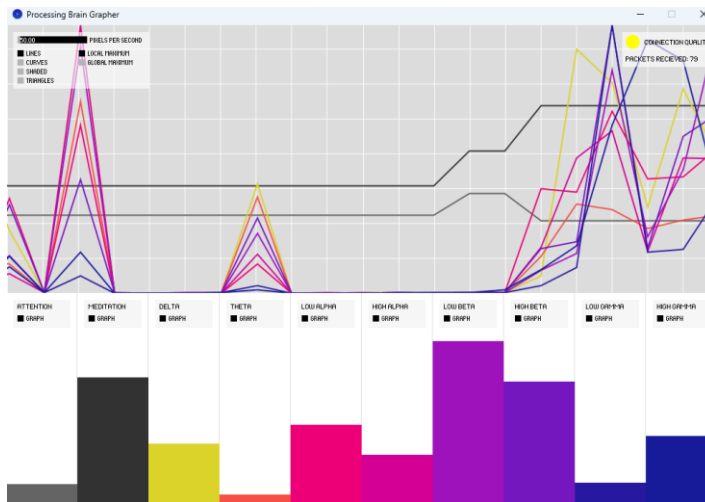
Sujeto 3



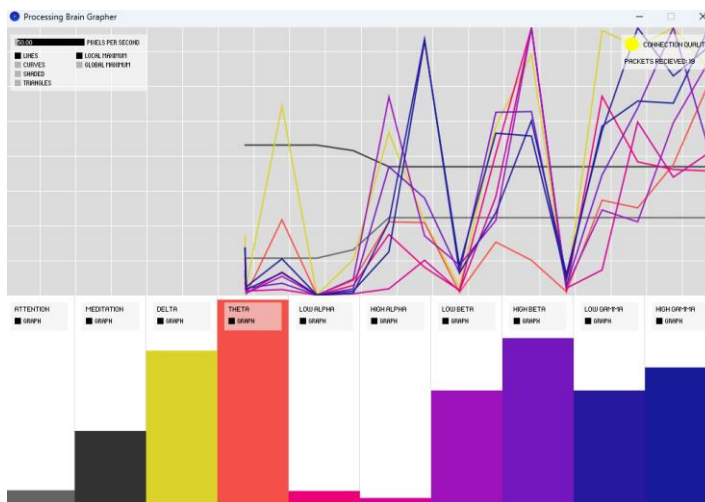
### Sujeto 4



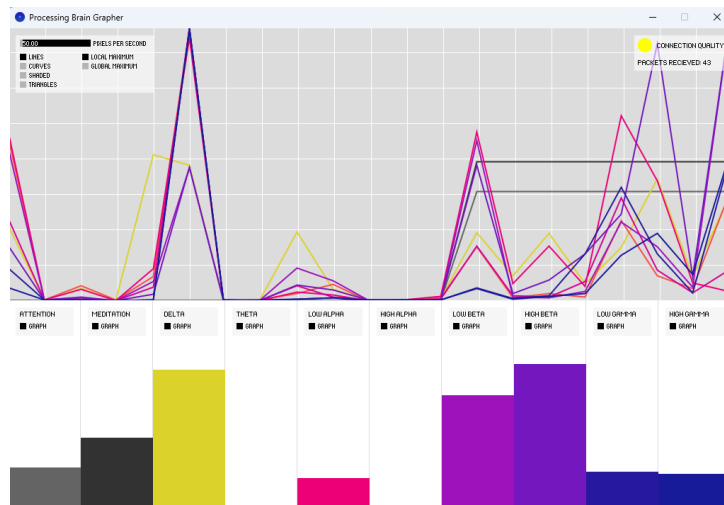
### Sujeto 5



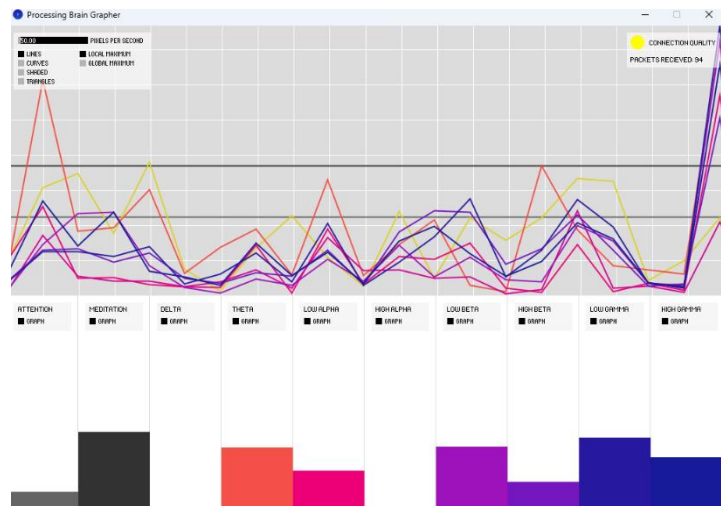
### Sujeto 6



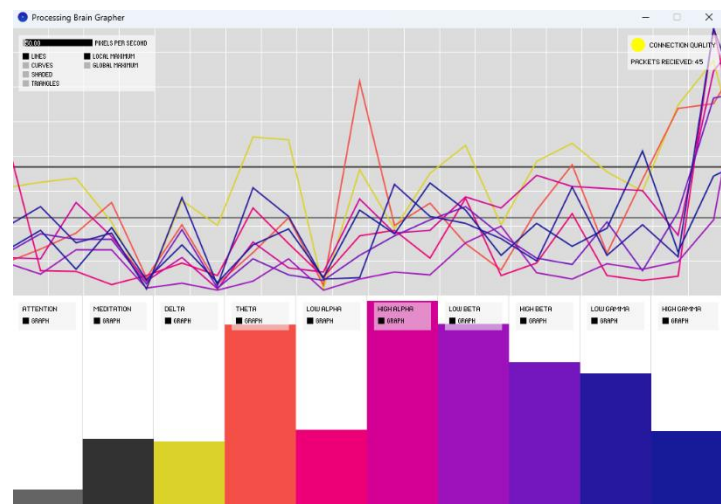
## Sujeto 7



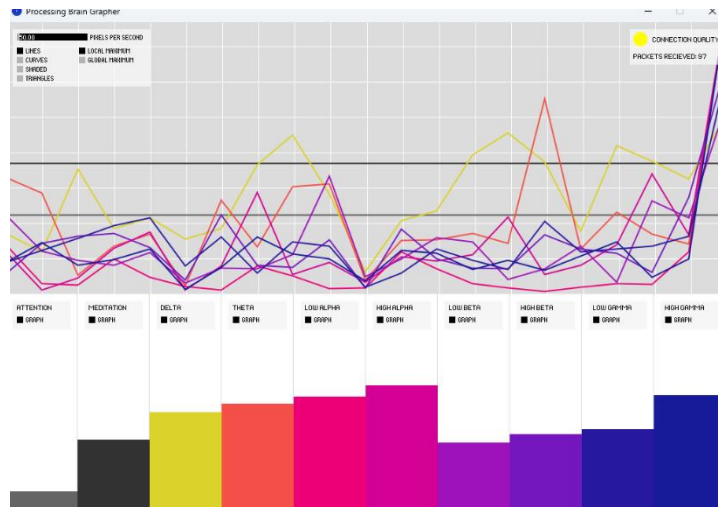
## Sujeto 8



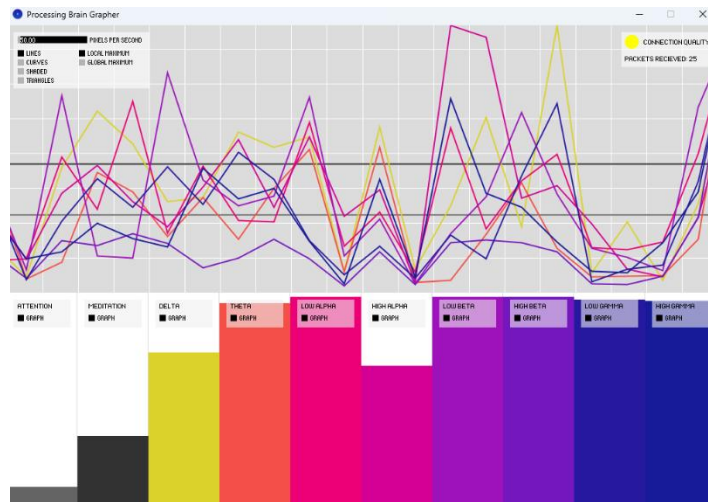
## Sujeto 9



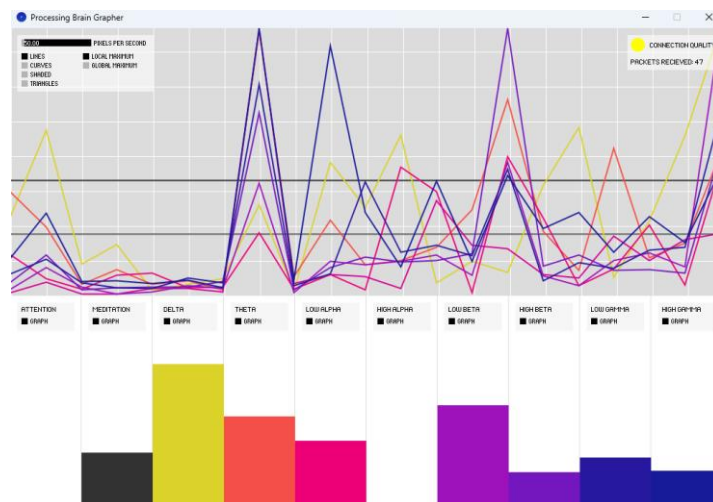
# Sujeto 10



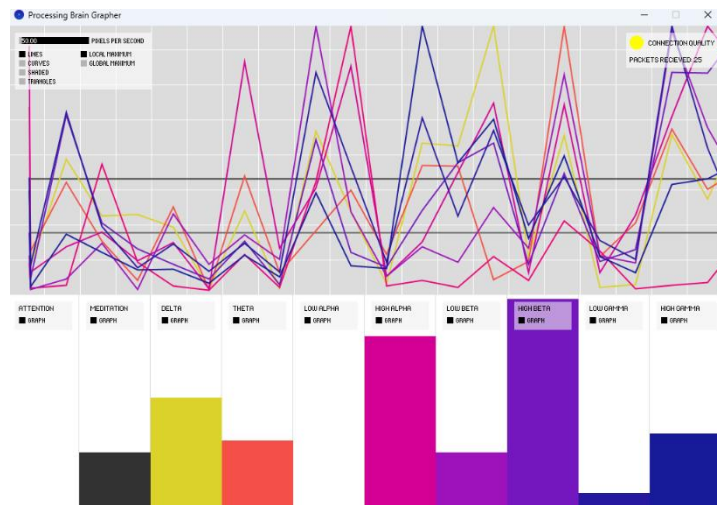
# Sujeto 11



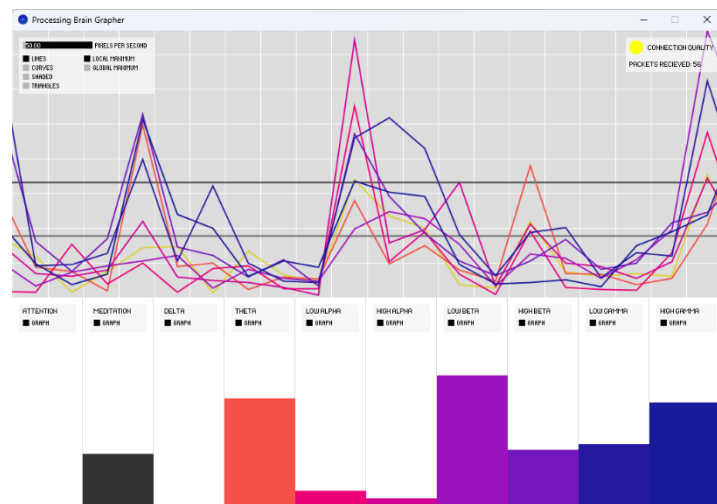
# Sujeto 12



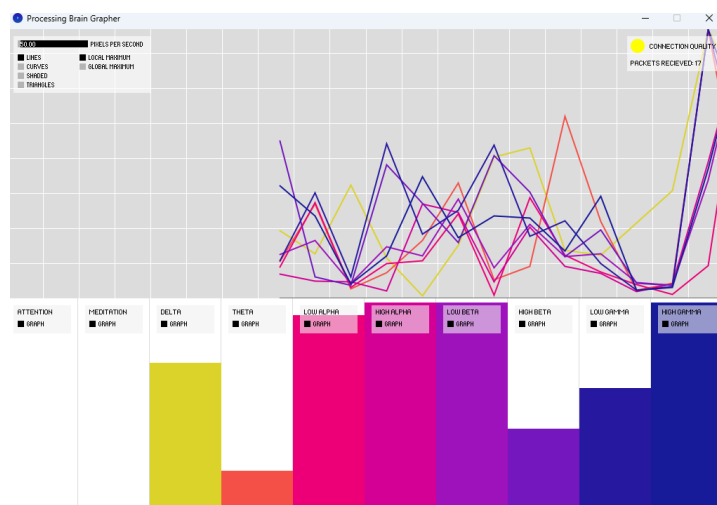
### Sujeto 13



### Sujeto 14

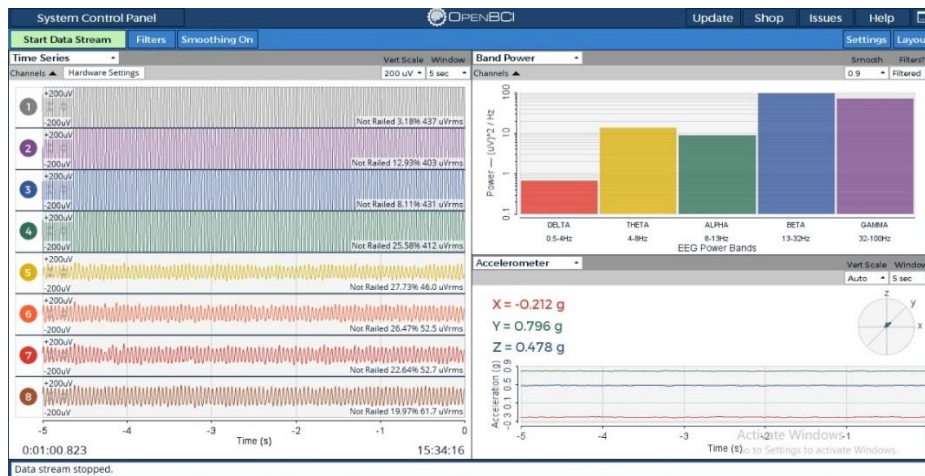


### Sujeto 15



## Anexo 2. Gráficas de OpenBCI GUI

Sujeto 1



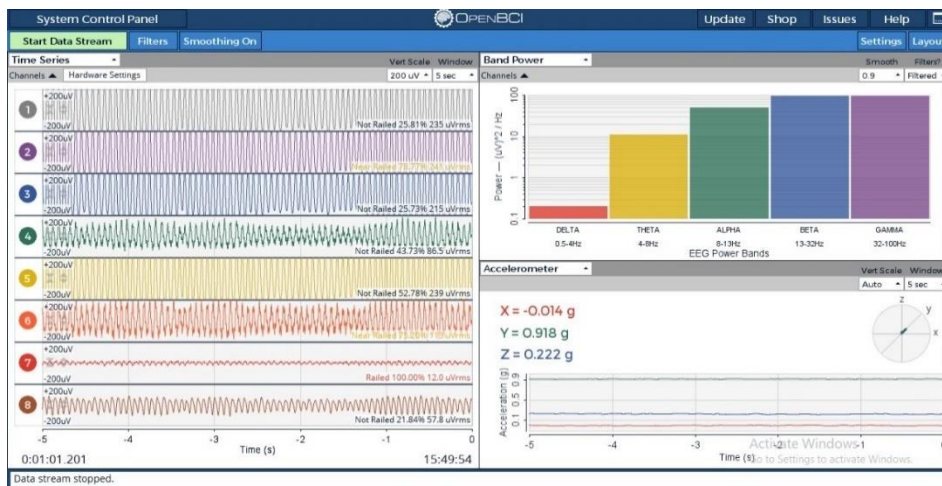
Sujeto 2



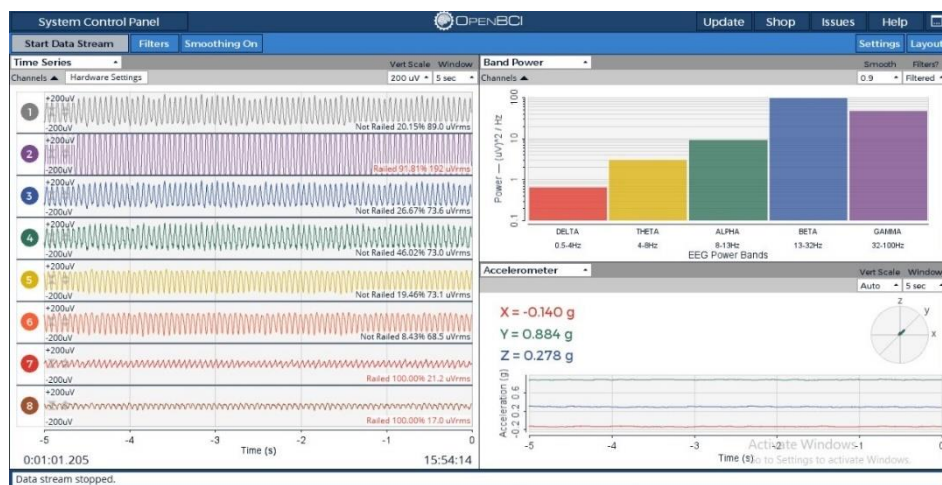
Sujeto 3



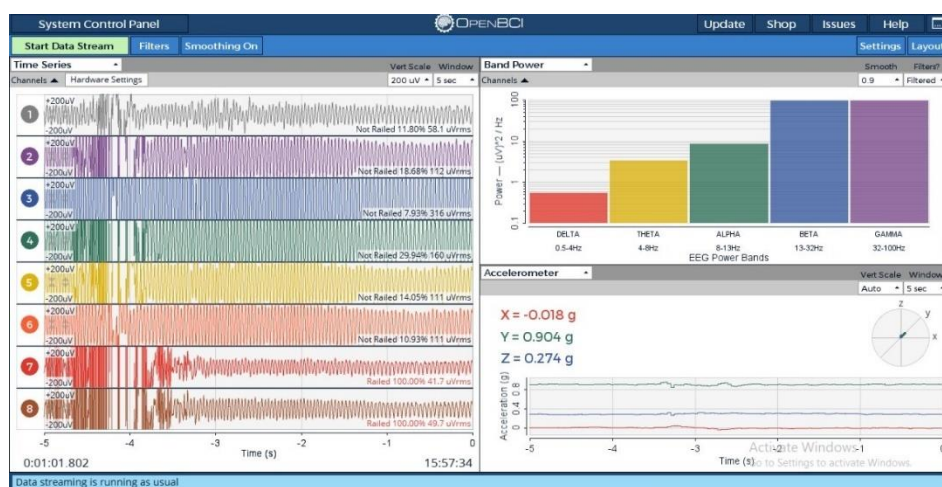
### Sujeto 4



### Sujeto 5



### Sujeto 6



### Sujeto 7



### Sujeto 8



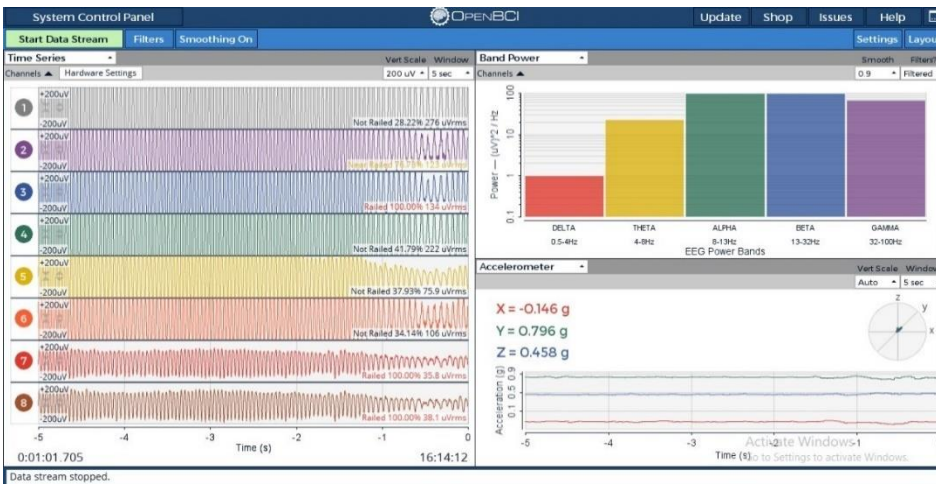
### Sujeto 9



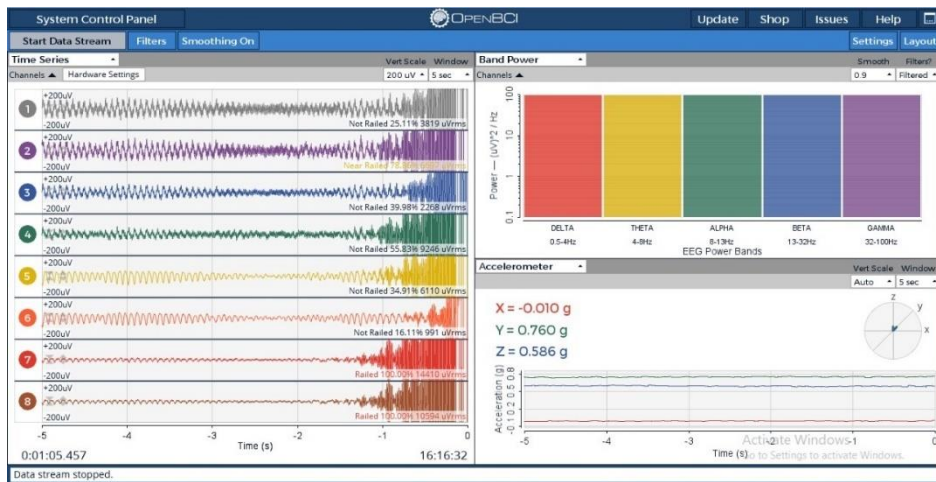
Sujeto 10



Sujeto 11



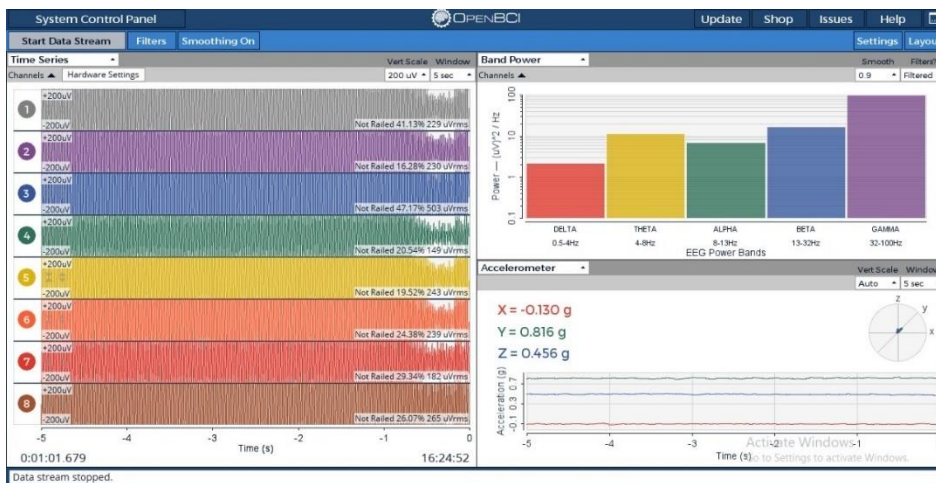
Sujeto 12



### Sujeto 13



### Sujeto 14



### Sujeto 15

