



UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA CENTROAMERICANA

FACULTAD DE INGENIERÍA

PROYECTO DE INVESTIGACIÓN:

**DESARROLLO DE PROTOTIPO DE PRÓTESIS DE MANO CONTROLADA
POR SEÑALES EEG MEDIANTE ARDUINO Y MINDFLEX**

PRESENTADO POR:

21941041 MARÍA FERNANDA CARBALLO TURCIOS

ASESOR: INGENIERO MANUEL GAMERO

CAMPUS: SAN PEDRO SULA, DICIEMBRE, 2023

DEDICATORIA

En este momento culminante de mi travesía académica, deseo dedicar mi tesis a Dios, fuente de sabiduría y guía en cada paso de mi vida. Expreso mi profundo agradecimiento a mis padres, René Carballo y Eblin Turcios, cuyo amor incondicional y constante apoyo han sido los pilares de mi fortaleza. A mis hermanos, José Carballo, Isabella Carballo, Dunia Martínez, a mis tíos, primos que han sido parte de esta travesía y a mis ángeles en el cielo, Maria Dulfinda Aguilar y René Carballo Orellana, les dedico este logro que también es su legado en mí.

A mi compañero de vida, Abdala Meléndez, agradezco por sostenerme en cada desafío y por ser mi fuente de inspiración. Tus palabras de aliento han sido mi impulso cuando más lo necesitaba. A mis amigos Nataly Portillo, Belkis Portillo, Carlos Diaz, Walter Rivera, Lauren Sacaza, Sara Hernández y Maria Plata, les estoy eternamente agradecida por su inestimable apoyo y conocimiento compartido durante esta travesía académica.

Este logro representa mis esfuerzos individuales y la fe y confianza que cada uno ha depositado en mí. Espero que esta tesis sea un testimonio de gratitud hacia aquellos que han creído en mis capacidades y han sido mi luz en los momentos oscuros. Con amor y gratitud infinitos,

-María Fernanda Carballo Turcios.

AGRADECIMIENTOS

Con sincera gratitud, deseo expresar mi reconocimiento a todos quienes han desempeñado un papel crucial en el éxito de esta travesía académica. En primer lugar, rindo homenaje a la divina guía de Dios, cuya sabiduría ha iluminado mi camino. Mis padres, fuente inagotable de apoyo, han sido mis sólidos pilares a lo largo de esta jornada desafiante.

Este logro no sería posible sin el valioso aporte de cada persona involucrada en este proyecto. Quiero expresar mi agradecimiento a aquellos que, en su escepticismo inicial, contribuyeron de manera inesperada al impulso de mi determinación. Su incredulidad se convirtió en un catalizador que fortaleció mi resolución y me instó a superarme.

A cada individuo que formó parte de esta investigación, brindando su tiempo, conocimientos y esfuerzo para hacer realidad este proyecto, les estoy eternamente agradecida. Su colaboración y dedicación han sido fundamentales para resolver los desafíos y garantizar el éxito de este proyecto. Este logro es también el suyo, y celebro con humildad y satisfacción el fruto de nuestro esfuerzo conjunto.

Por último, quiero agradecer mi profundo agradecimiento a las personas que se interesaron por el progreso de este proyecto, brindándome sus palabras alentadoras y creyendo en mi capacidad para alcanzar este logro. Agradezco sinceramente a mi asesor metodológico, Manuel Gamero, por compartir generosamente sus vastos conocimientos y por ser mi guía académica constante a lo largo de este complejo proceso. Su orientación ha sido invaluable, y su apoyo ha sido un faro en el camino hacia el éxito. Cada palabra de estímulo y cada gesto de confianza han sido combustibles esenciales que han impulsado mi determinación. A todos los que han formado parte de esta travesía, mi eterna gratitud. Con aprecio sincero,

-María Fernanda Carballo Turcios.

EPIGRAFE

Todavía estoy creciendo, tomo cada día, un día a la vez. Siempre estoy pensando y soñando. Mientras este corazón siga latiendo, vendrán cosas nuevas,

-Roy Haynes.

RESUMEN EJECUTIVO

En este proyecto se desarrolló un prototipo de prótesis de mano controlada por señales electroencefalográficas utilizando la tecnología de Arduino y Mindflex. El objetivo principal fue diseñar un sistema que permitiera a las personas con discapacidad controlar una prótesis de mano mediante la actividad cerebral. Para lograr esto, se utilizó el chip Neurosky junto con Arduino para obtener las señales EEG necesarias. Se implementó un prototipo que integraba componentes electromecánicos para el accionamiento de la prótesis. Se realizaron pruebas y simulaciones para evaluar el rendimiento y la eficiencia del sistema. Los resultados mostraron una buena interacción entre el usuario y el servomotor, así como una precisión satisfactoria en la generación de comandos cerebrales. Además, se analizaron los datos obtenidos de validación y se compararon los resultados entre el dispositivo openbci y Mindflex. En general, se concluyó que el sistema desarrollado demostró ser efectivo y prometedor para el control del prototipo de prótesis de mano mediante señales electroencefalográficas. Este proyecto contribuye al avance de la tecnología en el campo de las prótesis y ofrece nuevas posibilidades para mejorar la calidad de vida de las personas con discapacidad.

Palabras claves: chip Neurosky, control, discapacidad, Mindflex, prótesis de mano, señales electroencefalográficas, tecnología de Arduino.

ABSTRACT

In this project, a hand prosthesis prototype controlled by electroencephalographic signals was developed using Arduino and Mindflex technology. The main objective was to design a system that would allow people with disabilities to control a hand prosthesis through brain activity. To achieve this, the Neurosky chip, along with Arduino, was utilized to obtain the necessary EEG signals. A prototype integrating electromechanical components for prosthesis actuation was implemented. Tests and simulations were conducted to assess the performance and efficiency of the system. The results demonstrated good interaction between the user and the servo motor, along with satisfactory accuracy in generating brain commands. Additionally, data obtained from validation were analyzed, and results were compared between the openbci device and Mindflex. Overall, it was concluded that the developed system proved to be effective and promising for hand prosthesis control through electroencephalographic signals. This project contributes to the advancement of technology in the field of prosthetics, providing new possibilities to enhance the quality of life for people with disabilities.

Key words: Arduino technology, control, disability, Mindflex, Neurosky chip, hand prosthesis, electroencephalographic signals.

TABLA DE CONTENIDO

I. Introducción	14
II. Estado del arte	15
2.1 Antecedentes	16
2.2 Problemática	44
2.3 Imagen Integradora.....	46
2.4 Tabla de limitaciones	48
III. Objetivos.....	52
3.1. Objetivo General	52
3.2. Objetivo Específico.....	52
IV. Metodología	52
4.1. Variable de Investigación	53
4.1.1 Variable Independiente.....	53
4.1.2 Variables Dependientes	53
4.2 Operalización de variables.....	55
4.3 Objetivo del método	59
4.4 Resumen del procedimiento.....	60
4.5 Población y Muestra.....	61
4.6 Metodología en "V"	61
4.6.1 Nivel del sistema.....	¡Error! Marcador no definido.
4.6.2 Nivel del subsistema	64
4.6.3 Nivel de componentes	65
4.6.4 nivel de integración.....	66

4.7 Imagen del Proceso	67
4.7 Métricas de resultados.....	70
4.7.1 Eficiencia en la Ejecución de Comandos de Movimiento	70
4.7.2 Precisión de Comandos Generados por Ondas Cerebrales.....	70
4.7.3 Efectividad de Movimientos de la Prótesis.....	70
4.7.4 Velocidad de Respuesta.....	70
4.7.5 Número de Pruebas Realizadas	70
V. RESULTADOS.....	70
5.1 Caracterización y especificaciones del prototipo.....	71
5.1.1 Definición de especificaciones técnicas.....	71
5.2 Integración de librerías para obtención de señales EEG con el chip Neurosky Y Arduino.....	74
5.2.1 Desmontaje Mindflex y adquisición de datos del chip Neurosky	75
5.2.1.1	77
5.3 Diseño e impresión de prototipo	80
5.3.1 Diseño del prototipo	80
5.4 Integración de componentes al prototipo	85
5.4.1 Integración de componentes electromecánicos para el accionamiento de la prótesis	85
5.4.1 Selección de componente electromecánico para el accionamiento de la prótesis	86
5.5 Evaluación y cumplimiento de componentes de hardware través de pruebas en TinkerCAD.....	87
5.5.1 Evaluación y ajuste de la Interacción con el servomotor en la simulación de TinkerCAD	87

5.6	Aplicación de simulaciones en fusión 360 para evaluación de elementos finitos	89
5.7	Análisis de datos obtenidos de validación y contrastación entre openbci y mindflex	91
5.7.1	Utilización y extracción de datos del dispositivo openbci	92
5.7.2	Utilización y extracción de datos dispositivo mindflex	94
5.7.3	Análisis de datos	98
5.8	Observaciones finales en la evaluación de sistemas y subsistemas del prototipo	126
5.8.1	Descripción del prototipo	127
5.9	Resultados de costos	137
VI.	Conclusiones	138
VII.	Referencias Bibliográficas	140
Anexos		147

ÍNDICE DE TABLA

Tabla 1.	Limitaciones de estudio	48
Tabla 2.	Operalización de variables	55
Tabla 3.	Objetivo del método	59
Tabla 4.	Especificaciones técnicas Arduino Uno	73
Tabla 5.	Especificaciones técnicas Mindflex	74
Tabla 6.	Especificaciones técnicas Servomotor 9g	86
Tabla 7.	Estimación de la diferencia sujeto 1	101
Tabla 8.	Prueba Hipótesis sujeto 1	101

Tabla 9. Estadística descriptiva sujeto 2	103
Tabla 10. Estimación de la diferencia sujeto 2	104
Tabla 11. Prueba de hipótesis sujeto 2	104
Tabla 12. Estadísticas descriptivas sujeto 3.....	106
Tabla 13. Estimación de la diferencia sujeto 3	107
Tabla 14. Prueba Hipótesis sujeto 3.....	108
Tabla 15. Estadística descriptiva sujeto 4	109
Tabla 16. Estimación de la diferencia sujeto 4	110
Tabla 17. Prueba hipótesis sujeto 4	110
Tabla 18. Estadística descriptiva sujeto 5	111
Tabla 19. Estimación de la diferencia sujeto 5	112
Tabla 20. Prueba hipótesis sujeto 5	112
Tabla 21. Estadística descriptiva sujeto 6	114
Tabla 22. Estimación de la diferencia sujeto 6	114
Tabla 23. Prueba hipótesis sujeto 6	115
Tabla 24. Estadísticas descriptivas sujeto 7	116
Tabla 25. Estimación de la diferencia sujeto 7	117
Tabla 26. Prueba hipótesis sujeto 7	117
Tabla 27. Estadísticas descriptivas sujeto 8.....	118
Tabla 28. Estimación de la diferencia sujeto 8.....	119
Tabla 29. Prueba de hipótesis sujeto 8	119
Tabla 30. Estadística descriptiva sujeto 9	121
Tabla 31. Estimación de la muestra sujeto 9	121

Tabla 32. Prueba Hipótesis sujeto 9.....	122
Tabla 33. Estadísticas descriptivas sujeto 10.....	123
Tabla 34. Estimación de la diferencia sujeto 10.....	124
Tabla 35. Prueba hipótesis sujeto 10	124
Tabla 36. Tiempo de respuesta sujeto 1	129
Tabla 37. Tiempo de respuesta sujeto 2	129
Tabla 38. Tiempo de respuesta sujeto 3	130
Tabla 39. Tiempo de respuesta sujeto 4	130
Tabla 40. Tiempo de respuesta sujeto 5	131
Tabla 41. Tiempo de respuesta sujeto 6	131
Tabla 42. Tiempo de respuesta sujeto 7	132
Tabla 43. Tiempo de respuesta sujeto 8	132
Tabla 44. Tiempo de respuesta sujeto 9	133
Tabla 45. Tiempo de respuesta sujeto 10	133
Tabla 46. Promedio de funcionamiento en los 10 sujetos.....	134
Tabla 47. Costos de materiales utilizados	137

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

Ilustración 1. Imagen integradora estado actual y nuevas contribuciones	46
Ilustración 2. Diagrama de variables de investigación.	54
Ilustración 3. Metodología en V	¡Error! Marcador no definido.
Ilustración 4. Imagen del proceso - Etapa 1	68
Ilustración 5. Imagen del proceso - Etapa 2	68

Ilustración 6. Imagen del proceso - Etapa 3	70
Ilustración 7. Mindflex Headset	71
Ilustración 8. Hardware Arduino Uno	72
Ilustración 9. Hardware Mindflex	73
Ilustración 10. Instalación Librería Brain	75
Ilustración 11. Desmontaje Mindflex	75
Ilustración 12. Circuito interno del Mindflex	76
Ilustración 13. Terminal T (chip Neurosky)	76
Ilustración 14. Montaje Arduino con Mindflex	77
Ilustración 15. Librería Brain, código Serial Test	78
Ilustración 16. Código Serial Test primera parte	78
Ilustración 17. Código Brain Serial Test segunda parte	79
Ilustración 18. Interpretación en Processing	80
Ilustración 19. Diseño exterior de la prótesis	81
Ilustración 20. Diseño interior de la prótesis	82
Ilustración 21. Prototipado parte superior	82
Ilustración 22. Prototipado parte inferior	83
Ilustración 23. Diseño ultimakerCura	83
Ilustración 24. Resultado de la impresión de prototipo	84
Ilustración 25. Integración de componentes mecánicos	85
Ilustración 26. Pruebas de servomotor en ThinkerCAD	88
Ilustración 27. Simulación completa en ThinkerCAD	89
Ilustración 28. Simulación Fusion360	90

Ilustración 29. Simulación de cada parte Fusion 360.....	90
Ilustración 30. Dispositivo OpenBci	92
Ilustración 31. Colocación de jumpers por canal al módulo controlador	93
Ilustración 32. OpenBci en funcionamiento.....	94
Ilustración 33. Ondas cerebrales OpenBci	94
Ilustración 34. Mindflex en funcionamiento.....	95
Ilustración 35. Programación accionamiento prototipo con Mindflex.....	96
Ilustración 36. Explicación código Arduino parte 1	96
Ilustración 37. Explicación código Arduino parte 2	97
Ilustración 38. Explicación código Arduino parte 3	97
Ilustración 39. Explicación código en Arduino parte 4	97
Ilustración 40. Explicación código en Arduino parte 5	98
Ilustración 41. Matlab FFT.....	99
Ilustración 42. Matlab impresión de datos.....	100
Ilustración 43. Gráfico de caja sujeto 1.....	103
Ilustración 44. Gráfico de caja sujeto 2.....	105
Ilustración 45. Gráfico de caja sujeto 3.....	108
Ilustración 46. Gráfico de caja sujeto 4.....	111
Ilustración 47. Gráfico de caja sujeto 5.....	113
Ilustración 48. Gráfico de caja sujeto 6.....	115
Ilustración 49. Gráfica de caja sujeto 7	118
Ilustración 50. Gráfico de caja sujeto 8.....	120
Ilustración 51. Gráfico de caja sujeto 9.....	122

Ilustración 52. Gráfico de caja sujeto 10	125
Ilustración 53. Promedio de sujetos con respecto al tiempo de accionamiento.....	135

I. INTRODUCCIÓN

Una interfaz cerebro-computador (*BCI*, por sus siglas en inglés) es un software o dispositivo que se centra o se encarga en analizar las señales que provienen de la actividad consciente de una persona, con el objetivo de convertirlas en acciones Gentiletti (2007).

Las personas necesitan la capacidad de responder a los estímulos ambientales para llevar a cabo sus actividades diarias y coexistir con su entorno. Esta respuesta se logra en la vida cotidiana mediante dos principales enfoques: la modificación directa del entorno a través de la utilización de la musculatura, y la expresión de pensamientos y comunicación mediante la manifestación de emociones, deseos y conceptos. No obstante, en situaciones particulares, las funciones motoras pueden resultar afectadas debido a condiciones médicas como lesiones en la médula espinal, accidentes cerebrovasculares, esclerosis lateral amiotrófica, esclerosis múltiple, distrofia muscular, tumores y accidentes, lo que se traduce en disfunciones en la actividad motora. Como consecuencia, se pueden experimentar daños parciales o totales en los sistemas corporales, lo que conlleva a una pérdida parcial o completa de la capacidad de respuesta natural al entorno. Estos tipos de trastornos han estimulado el avance de la tecnología de interfaz cerebro-computadora.

A partir de un profundo análisis de las propiedades físicas de la unidad MINDFLEX, originalmente diseñada para su uso en juegos, y su adaptación a las características de una Interfaz Cerebro-Computadora (*BCI*), se ha concebido un modelo experimental e instrumental de interfaz. Este modelo ha permitido la adquisición y manipulación de señales eléctricas generadas por el cerebro de manera altamente eficiente, a un costo accesible Emmanuel Batista (2019)

Dicha interfaz se ha implementado en el contexto de un prototipo de prótesis de mano diseñada mediante impresión 3D. Esta prótesis es capaz de responder a las señales eléctricas originadas del cerebro, ofreciendo un enfoque innovador y económico para la funcionalidad de la mano.

El propósito central de esta investigación será concebir, construir y evaluar una prótesis impresa en 3D que responderá eficazmente a las señales cerebrales del usuario. Su

funcionalidad principal será cerrar la mano del usuario cuando esté concentrado y abrirla cuando esté desconcentrado.

Por lo tanto, el contexto de esta investigación abarcará diversas disciplinas, incluyendo ingeniería mecánica, impresión 3D, interfaz cerebro-computadora y programación de microcontroladores Pineda Cadena (2020) Los fundamentos teóricos de este trabajo se basarán en la necesidad de explorar enfoques innovadores para el diseño de prótesis, además, se estudiará a fondo el proceso de diseño y construcción de esta prótesis simple, además de analizar los resultados en un contexto de uso real y discutir sus aplicaciones potenciales, así como las limitaciones que puedan surgir.

El documento constará de nueve capítulos. En el capítulo I se abordará lo que es la introducción a la investigación. En el capítulo II abarcará el estado del arte lo cual contiene la literatura y los trabajos previos relacionados con las señales EEG y la tecnología Mindflex y Arduino, el manejo de objetos, así mismo, se desglosan, las limitaciones, imagen integradora, y la problemática para llevar a cabo el estudio. En el capítulo III los objetivos propuestos para el cumplimiento de la investigación. En el capítulo IV se describirán las metodologías aplicadas como las variables de investigación, el resumen del procedimiento y objetivos del procedimiento desglosándose de forma subjuntiva. En el capítulo V se describirán los resultados del proyecto, incluyendo el análisis de los datos recolectados. En los capítulos VI se presentarán las conclusiones, las limitaciones, y las recomendaciones para futuras investigaciones. Finalmente, en el capítulo VII se observarán los agradecimientos del autor y en el capítulo VIII las referencias bibliográficas que fueron útiles para la recolección y estudio de datos para llevar a cabo la investigación.

II. ESTADO DEL ARTE

En este segmento se explora el contexto del desarrollo de un prototipo prótesis de mano controlada a través de señales electroencefalográficas (*EEG*) mediante la implementación de la tecnología de Arduino y MindFlex. Se examinan los antecedentes y avances notables en este ámbito, resaltando las contribuciones clave que han guiado el progreso en la conexión entre la actividad cerebral y el control de prótesis. Se aborda la

problemática desde una perspectiva integral, evaluando las barreras tecnológicas actuales y considerando las repercusiones sociales y médicas relacionadas con esta novedosa forma de control protésico. A través de una representación visual comprensible, se destaca la importancia de la investigación en curso para mejorar la calidad de vida de los usuarios de prótesis. Se analizan las limitaciones presentes en la investigación y desarrollo de estas tecnologías, concentrándose en los desafíos asociados con la interpretación precisa de señales *EEG* para lograr un control efectivo y natural de la prótesis de mano.

2.1 ANTECEDENTES

Peterson (2020) presentan en el artículo sobre «***A feasibility study of a complete low-cost consumer-grade brain-computer interface system***». mencionó muchos aspectos a considerar ellos se centraron en la investigación de una interfaz cerebro- máquina en el cual el objetivo principal es que funcionara de bajo costo. El estudio que se realizó se caracteriza principalmente por ser de naturaleza experimental. Los investigadores se abocaron a la creación y evaluación de un sistema integral de Interfaz Cerebro-Computadora (*BCI*, por sus siglas en inglés) de bajo costo, centrado en la detección de la intención de movimiento a través de la imaginación motora en un entorno no controlado. Las técnicas e instrumentos utilizados en la investigación son las siguientes:

Técnicas: El enfoque del estudio involucró la captura y análisis de señales biomédicas, específicamente las emanadas de la actividad muscular (*EMG*) y las señales electroencefalográficas (*EEG*). Para mejorar la calidad de estas señales, se aplicaron técnicas de procesamiento de señales, y se implementaron métodos de clasificación con el propósito de identificar la intención de movimiento del usuario.

Instrumentos: La conducción de la investigación demandó la utilización de diversos instrumentos, entre los cuales se incluyen:

- Placas de la marca OpenBCI (como OpenBCI Ganglion y OpenBCI Cyton + Daisy) para la adquisición de señales EEG y EMG.
- Sensores MyoWare empleados en la medición de la actividad muscular.

- La utilización de software de código abierto, como OpenViBE, fue fundamental para el procesamiento de las señales y la implementación de algoritmos de clasificación.

El objetivo general de la investigación se basa en el propósito central que consistió en evaluar la viabilidad de construir un sistema completo de Interfaz Cerebro-Computadora (BCI) de bajo costo, haciendo uso de componentes accesibles al público, tales como las placas OpenBCI y sensores económicos.

La investigación se focalizó en la detección de la intención de movimiento mediante la imaginación motora, así como en la evaluación de la calidad de las señales y la capacidad de detección de movimiento en comparación con sistemas de calidad clínica. Además, se buscó destacar las ventajas y desventajas inherentes al empleo de tecnologías asequibles en la construcción de un *MI-BCI*. Como principales contribuciones o conclusiones de la investigación ellos lograron determinar que:

- El estudio logró evidenciar la posibilidad de confeccionar un MI-BCI completo de bajo costo utilizando componentes de consumo, y validó que las señales capturadas con estos dispositivos se encuentran en competencia con las obtenidas mediante equipos de calidad clínica.
- A pesar de los desafíos experimentados, como la estabilidad de la comunicación y la interferencia ambiental, se alcanzaron niveles de clasificación comparables a los registrados en la literatura para sistemas BCI comerciales.
- Se enfatizó la importancia de mejorar la estabilidad de la comunicación y la capacidad de rechazar artefactos, con miras a que estas tecnologías asequibles se erijan como una alternativa valiosa a los dispositivos de calidad clínica.

El estudio también planteó la posibilidad de emplear tecnologías de bajo costo en una amplia variedad de aplicaciones de BCI, incrementando la accesibilidad de esta tecnología tanto para la comunidad científica como para los pacientes.

Se reconoció la necesidad de futuras investigaciones que se centren en aspectos como la comunicación en tiempo real, estrategias de retroalimentación, aplicaciones de MI-

BCI de múltiples categorías y análisis de transformación de ondículas, entre otros tópicos Peterson (2020).

Gargava (2014) desarrollaron un estudio titulado como «**Controlling an-Arduino Robot using Brain Computer Interface**». Este trabajo fue de tipo experimental con un enfoque primario en la exploración de las posibilidades tecnológicas ofrecidas por las Interfaces Cerebro-Computadora (BCI) en el control de dispositivos externos, específicamente un robot Arduino, mediante la detección y análisis de señales electroencefalográficas (EEG).

El abordaje experimental aplicado se basó en técnicas de procesamiento de señales EEG, que incluyeron la aplicación de filtrado de paso de banda y la extracción de características relevantes relacionadas con las bandas de poder. También, se implementó un algoritmo de clasificación, Máquinas de Vectores de Soporte (SVM), con el propósito de identificar las intenciones de los usuarios a partir de las señales cerebrales

Para llevar a cabo esta investigación, se emplearon varios instrumentos de vanguardia:

- Uno de estos instrumentos fue un dispositivo de adquisición de señales EEG de alta resolución conocido como Emotiv EPOC. Este auricular permitía medir la actividad cerebral en tiempo real sin necesidad de utilizar gel conductor, lo que lo hacía muy práctico.
- La implementación del sistema BCI se llevó a cabo en la plataforma de desarrollo de código abierto Arduino, que se encargaba de ejecutar las órdenes de movimiento del robot en función de las señales EEG detectadas.
- Para procesar y analizar las señales EEG, se utilizaron software especializados como OpenViBE y MATLAB, que permitieron extraer características y clasificar las intenciones de los usuarios.

El objetivo principal de esta investigación se centraba en desarrollar una aplicación práctica para el control de un robot en la plataforma Arduino utilizando un sistema BCI.

Lo destacado de esta implementación era que no requería un proceso de entrenamiento individualizado para cada usuario, lo que simplificaba su uso y lo hacía accesible a un público más amplio. La finalidad de este estudio era demostrar la viabilidad y eficacia de este sistema en la detección de intenciones del usuario a través de señales *EEG*.

Esta investigación tuvo varias contribuciones significativas:

- En primer lugar, se presentó un sistema BCI altamente preciso que logró aproximadamente un 96% de precisión en la identificación de las intenciones de los usuarios. Esta alta precisión se logró gracias a técnicas de extracción de características de bajo costo y al uso de SVM como algoritmo de clasificación. Un aspecto destacado fue la capacidad del sistema para guiar eficazmente el movimiento de un robot, interpretando múltiples intenciones por parte de los usuarios. Esto sugería la aplicabilidad práctica de la tecnología, especialmente en la mejora de la calidad de vida de personas con discapacidades motoras
- Se abordó el problema de los sistemas BCI individuales, que generalmente requieren entrenamiento específico para cada usuario. En este estudio, se propuso una solución que utilizaba intenciones no específicas del usuario, como parpadeos o movimientos oculares laterales, lo que simplificaba considerablemente el proceso y lo hacía más conveniente.

Lo interesante de este trabajo es que no se limitó únicamente a la presentación de resultados, sino que también señaló posibles aplicaciones futuras. Entre estas aplicaciones se mencionó el control de sillas de ruedas operadas digitalmente y la participación en entornos de juegos en 3D.

- Estas aplicaciones potenciales indicaron que la investigación tenía el potencial de tener un impacto significativo en la mejora de la calidad de vida de las personas con discapacidades y en la expansión de las posibilidades tecnológicas en el campo de la interacción cerebro-computadora.

En el estudio que presentaron Muhammad & Vaino, (2019) que se basó en «**Control de dispositivos electrónicos con ritmos cerebrales/actividad eléctrica mediante redes**

neuronales artificiales (ANN) ». Se enmarcó en una investigación experimental que se enfoca en el desarrollo de una Interfaz Cerebro-Computadora (*BCI*) con el propósito fundamental de identificar la actividad cerebral. Se hizo uso de una plataforma compuesta por diversos elementos y metodologías en cuanto a técnicas e instrumentos:

Como instrumentos abordados para realizar la investigación se empleó un módulo *EEG* Bitronics y un Arduino Uno R3 para la recopilación de datos. Estos dispositivos se conectaron mediante un cable USB (A-B), y se aplicaron electrodos de banda para *EEG* en una bandana. Además, se contó con una computadora equipada con un monitor y sistema operativo Windows 7 o posterior para llevar a cabo el procesamiento de los datos.

Las técnicas empleadas, se desarrolló un software denominado *BCIANNET*, el cual se basó en un algoritmo de red neuronal artificial (*ANN*) para el procesamiento de los datos *EEG*. Para el preprocesamiento de estos datos, se aplicó un filtro Butterworth. Durante la fase experimental, se asignaron tareas a los participantes con el fin de estimular la actividad cerebral, y el propósito principal consistía en evaluar y validar el rendimiento del software desarrollado.

El objetivo general de la investigación se centró en la creación de una interfaz *BCI* efectiva que pudiera identificar la actividad cerebral. Esta interfaz fue concebida con la finalidad de facilitar la comunicación entre software y hardware, permitiendo así el control de dispositivos electrónicos como sillas de ruedas, computadoras y robots mediante la actividad cerebral. El estudio buscaba confirmar la eficacia de esta interfaz y su capacidad para diferenciar los ritmos cerebrales relevantes, tales como alfa, beta, gamma y delta, de otras señales *EEG*.

Las principales contribuciones y conclusiones de la investigación que lograron contribuir y finalizar como recomendaciones a futuras investigaciones o si bien los resultados expuestos son las siguientes:

- Se estableció que la interfaz desarrollada, que combina el módulo *EEG* Bitronics y el Arduino, tiene la aptitud de reconocer la actividad cerebral y separar los ritmos cerebrales clave de otras señales *EEG*.

- Se determinó que el algoritmo de aprendizaje Levenberg–Marquardt mostró una mayor efectividad en comparación con otros algoritmos evaluados, como backpropagation, resilient backpropagation y error correction, logrando una precisión de predicción de alrededor del 60% en el conjunto de datos de prueba.
- A partir de los experimentos realizados, se pudo afirmar que el software BCIANNET en su versión final representa una herramienta eficaz para la investigación en el ámbito de las interfaces cerebro-computadora.
- Se proponen direcciones futuras para la investigación, que abarcan la mejora de la inmunidad al ruido, la reducción de la influencia de factores externos, la optimización de la ergonomía del sistema, la posibilidad de incrementar el número de electrodos y la ampliación de la variedad de datos de entrada. Asimismo, se considera la exploración de aplicaciones médicas para esta interfaz.
- Los componentes y las especificaciones utilizados en el estudio se encuentran detallados en el Apéndice A del artículo.

Este estudio proporciona una base sólida para investigaciones adicionales en el campo de las interfaces cerebro-computadora, destacando la viabilidad y el potencial de aplicaciones futuras Muhammad & Vaino (2019).

El estudio de «**Soft Computing based EEG Classification by Optimal Feature Selection and Neural Networks**». Que realizó Bhatti (2019). por se centró en una investigación de naturaleza experimental que buscó abordar el desafío de las Interfaces Cerebro-Computadora.

Las técnicas e instrumentos utilizados en este estudio adoptaron un enfoque particular que involucró la clasificación de señales de *EEG* relacionadas con la imaginación motora. La metodología propuesta se basa en la combinación de Patrones espaciales comunes de subbanda y selección flotante secuencial hacia atrás (*SBCSP-SBFS*). Además, se empleó conjuntos de datos específicos para llevar a cabo esta investigación. Uno de ellos es el "Open BCI Dataset," mientras que el otro se compone de señales *EEG* obtenidas a través del dispositivo Emotiv EPOC. Ambos conjuntos de datos se utilizan para evaluar la eficacia de la metodología propuesta.

El propósito del objetivo general en este estudio se centraba en el desarrollo y la validación de un método altamente eficiente para la clasificación de señales de *EEG* basadas en la imaginación motora. El objetivo era permitir que personas con discapacidades motoras pudieran controlar dispositivos de asistencia mediante la interpretación y clasificación de estas señales cerebrales.

Como principales contribuciones o conclusiones de la investigación que los autores lograron obtener:

- Los resultados y conclusiones clave derivados de este estudio son notables. El sistema propuesto demuestra una impresionante precisión general del 93.05% en el caso del "Open BCI Dataset," y del 85.00% cuando se aplican las señales EEG adquiridas a través del dispositivo Emotiv Epoc. Estos resultados superan significativamente las técnicas previamente reportadas en la literatura científica.
- Una contribución crucial de este estudio es el enfoque en el uso de bancos de filtros superpuestos, que se ha demostrado que mejora de manera sustancial la precisión en la clasificación de señales de EEG, con un incremento del 7.22% en comparación con las técnicas previamente utilizadas. Asimismo, la metodología SBCSP-SBFS se destaca como un método altamente eficaz en la selección de características óptimas para la clasificación de señales de EEG relacionadas con la imaginación motora, superando a enfoques de selección de características previamente empleados.

Este estudio subraya la importancia de los avances en la precisión de la clasificación de señales de EEG y resalta el potencial de aplicaciones tecnológicas significativas, especialmente en el ámbito de la asistencia para personas con discapacidades motoras. Aunque se han logrado progresos notables, se reconoce que aún existen oportunidades para futuras mejoras, particularmente en escenarios de adquisición de datos menos controlados, como aquellos con el dispositivo Emotiv Epoc Bhatti (2019).

La investigación realizada por García Suárez (2021). que se basó en «**La implementación de un sistema no invasivo para la identificación del nivel de atención de las personas**». mostró como con la adquisición de datos neuronales de los pacientes

puede detectar el nivel de atención por medio de estudios no invasivos para la recolección de datos.

El estudio se caracterizó por su enfoque experimental y abarcó la recolección y el posterior análisis de datos, los cuales son obtenidos a través de la implementación de un sistema no invasivo, diseñado para atender a múltiples usuarios, con el fin de identificar el nivel de atención en individuos. Los experimentos se incluyó la medición de variables fisiológicas, como las ondas cerebrales y la postura corporal, con la finalidad de establecer una correlación entre estas variables y el grado de atención que los participantes presentaban.

Como técnicas e instrumentos que se llevó a cabo en la investigación para lograr adquirir los datos:

- Métodos de recopilación de datos: Este estudio se valió de técnicas destinadas a recopilar información de naturaleza fisiológica de los sujetos de estudio, lo que incluye la lectura de las ondas cerebrales y la medición de la postura corporal. La obtención de estos datos se llevó a cabo mediante el empleo de dispositivos especializados, tales como la diadema MindWave, utilizada para registrar las ondas cerebrales, y sensores de aceleración y giroscopio presentes en el sensor MPU-6050, que se emplearon para medir la postura corporal.

Análisis matemático: Además, este trabajo se respaldó en técnicas de análisis matemático con el objetivo de evaluar la correlación existente entre las variables fisiológicas recopiladas y el nivel de atención; Se aplicaron modelos matemáticos, siendo el "Modelo Lineal de Regresión" uno de los principales, a los datos obtenidos. Estos análisis se llevaron a cabo para determinar la relación concreta que existe entre la postura corporal y el nivel de atención.

El propósito fundamental de esta investigación en cuanto a su objetivo general consistió en la implementación de un sistema que no resulte invasivo y que, además, sea apto para atender a varios usuarios simultáneamente, con el fin de identificar el nivel de atención en las personas. Este sistema se apoyó en al menos dos variables fisiológicas

específicas del individuo, permitiendo así la determinación de su nivel de atención. La meta última radicó en la mejora del rendimiento cognitivo de los participantes, al dotarlos de las herramientas necesarias para monitorizar y gestionar su nivel de atención de manera efectiva García Suárez (2021).

Como principales contribuciones o conclusiones de la investigación que se llevaron a cabo para obtener los resultados las más destacadas son las siguientes:

- Se estableció una correlación sólida entre la postura corporal y el nivel de atención, lo que indica que la postura posee un rol influyente en la capacidad de atención de las personas.
- Se ha propuesto un modelo matemático denominado "Modelo Lineal de Regresión" que ha demostrado poseer una correlación significativa entre la postura corporal y el nivel de atención, superando a otros modelos existentes.
- Se ha desarrollado un sistema multiusuario que amplía las oportunidades de aplicación y experimentación en el ámbito del estudio de la atención en individuos.
- Se han planteado áreas de mejora y de desarrollo futuro, como la posible inclusión de una tercera variable fisiológica y la realización de experimentos con muestras de mayor envergadura, con el propósito de obtener resultados más sólidos y generales.

Los investigadores Sawangjai (2019). realizaron un estudio de «**Consumer grade EEG Measuring Sensors as Research Tools: A Review**». en el cual se centró en una evaluación descriptiva y comparativa. Consistió en una revisión exhaustiva de estudios relacionados con el uso de dispositivos *EEG* de grado consumidor en una variedad de áreas de investigación, que incluyen cognición, interfaces cerebro-computadora (*BCI*), educación y neurociencia de videojuegos En cuanto a técnicas e instrumentos utilizados el trabajo se enfoca en lo siguiente:

La comparación de los diversos dispositivos *EEG* de grado consumidor de diferentes fabricantes, como NeuroSky, Emotiv, interaXon y OpenBCI. Estos dispositivos se caracterizan por su accesibilidad económica, portabilidad y facilidad de uso. Además, se resalta la

variación en el número de canales o electrodos que poseen, lo que afecta su capacidad para registrar señales cerebrales.

El objetivo general fundamental de este estudio fue evaluar el desempeño y la aplicabilidad de los dispositivos *EEG* de grado consumidor en comparación con los dispositivos *EEG* médicos convencionales en diversas áreas de aplicación. La investigación tuvo como propósito determinar si estos dispositivos más asequibles pueden proporcionar resultados equiparables a los dispositivos médicos más costosos.

Las principales contribuciones o conclusiones de la investigación más destacadas con las cuales los investigadores dieron finalizado y culminado el estudio son las siguientes:

- **Amplia Gama de Aplicaciones:** Se resaltó que los dispositivos *EEG* de grado consumidor han encontrado aplicaciones en campos tan diversos como la detección de emociones, la investigación de interfaces cerebro-computadora (BCI) y la educación. Este alcance ampliado más allá de los entornos clínicos y de investigación tradicionales constituye un aspecto relevante.
- **Desafíos en la Calidad de los Datos:** Se subraya que estos dispositivos pueden plantear desafíos en términos de calidad de los datos, debido a limitaciones como el número reducido de electrodos y la posible interferencia de artefactos. Este aspecto subraya la necesidad de abordar las preocupaciones relacionadas con la calidad de los datos en investigaciones futuras.
- **También mencionó muchas funcionalidades en las cuales son importantes a comparar en futuras investigación y puedan tomarse en cuenta y son las siguientes:**
- **Perspectivas para Futuras Investigaciones:** El estudio sugiere que desarrollos futuros podrían incluir aplicaciones en campos como la rehabilitación de pacientes que han sufrido un accidente cerebrovascular, la detección de emociones y la investigación sobre la sincronización cerebral en entornos educativos. Estas perspectivas abren nuevas vías para investigaciones y el desarrollo de aplicaciones prácticas.
- **Uso Potencial en Neurofeedback:** Se menciona la posible utilización de los dispositivos *EEG* de grado consumidor en el ámbito del neurofeedback,

especialmente en la rehabilitación de pacientes que han sufrido un accidente cerebrovascular Sawangjai (2019).

Un enfoque de retroalimentación cerebral, conocido como neuro retroalimentación, fue frecuentemente empleado para fomentar la autorregulación del sistema neuronal en un individuo, a través del uso de la biorretroalimentación. Esta estrategia se demostró efectiva en el tratamiento del trastorno por déficit de atención/hiperactividad (*TDAH*), una condición psiquiátrica ampliamente difundida con una prevalencia global estimada en torno al 5,2%.

El síntoma primordial del *TDAH* era la falta de atención, y la medición de la atención humana representaba uno de los aspectos cruciales en las investigaciones relacionadas con los sistemas de neuro retroalimentación en ese momento. Para cuantificar el nivel de atención, se empleaba comúnmente la tecnología de electroencefalografía (*EEG*), que recogía señales cerebrales a través de electrodos ubicados en el cuero cabelludo debido a su carácter no invasivo y económico, además de ofrecer una facilidad de uso apreciable y una resolución temporal adecuada.

La disminución de la atención a menudo se manifestaba a través de alteraciones en las señales EEG en las bandas de frecuencia theta (4-8 Hz) y beta (13-20 Hz). Las amplitudes de estas bandas de frecuencia se obtenían a partir de un electrodo colocado en la región FPz de la frente, lo que permitía evaluar el nivel de atención del sujeto. No obstante, este método adolecía de limitaciones en cuanto a su precisión Wu (2019).

En este contexto, se propusieron diversas estrategias que hacían uso de datos procedentes de múltiples electrodos, tales como el método del espectro de potencia relativa y el análisis de componentes independientes (*ICA*), con el fin de potenciar la exactitud en la medición de la atención. El estudio que se realizó Wu (2019) sobre **«Método de red compleja optimizada (OCNM) para mejorar la precisión de la medición de la atención humana en un sistema de neuroretroalimentación de un solo electrodo»**. El estudio en cuestión se clasificó como investigación experimental, enfocado en la evaluación de un sistema de neuro retroalimentación destinado al tratamiento del trastorno por déficit de atención con hiperactividad (*TDAH*). Para poder efectuar y poder llevar a cabo la

investigación se basó en una serie de técnicas e instrumentos utilizados que son los siguientes:

- Utilización de la electroencefalografía (EEG) para el registro de las señales cerebrales de los participantes en el estudio.
- Aplicaron un algoritmo basado en la incrustación de retardo temporal para reconstruir las épocas de datos de EEG en nodos que conforman la red OCNM.
- La determinación de los bordes de esta red se basó en el cálculo de distancias euclidianas entre los nodos.
- Los tres parámetros críticos, a saber, el tiempo de retraso, la dimensión de incrustación y el umbral de conexión, se sometieron a un proceso de optimización específico para cada sujeto.
- Un clasificador LDA (Análisis Discriminante Lineal) se utilizó para la categorización de las características extraídas en los patrones de concentración y relajación.
- Se efectuó una comparación exhaustiva del desempeño del método OCNM con respecto a dos enfoques adicionales, a saber, el medidor de atención (AMM) y el método $\alpha+\beta+\delta+\theta+R$.
- Objetivo general de la investigación tomó y se enfocó en el propósito fundamental del estudio que radica en la evaluación de la eficacia de un sistema de neuro retroalimentación que se vale del método OCNM en la medición y ajuste del nivel de atención en individuos que padecen el trastorno por déficit de atención con hiperactividad (TDAH).

Concluyendo y tomando las conclusiones resaltantes que se destacó y fueron las que solucionaron la problemática de eso son:

- El método OCNM propuesto sobresale por su capacidad de clasificación, logrando una tasa de precisión superior (80.67%) en la distinción de patrones de concentración y -relajación, en comparación con el AMM (70.58%) y el método $\alpha+\beta+\delta+\theta+R$ (68.88%).

- Se revela la heterogeneidad sustancial de las características estadísticas derivadas de los datos EEG entre distintos individuos, lo que enfatiza la necesidad de una optimización personalizada de los parámetros.
- La distancia LDA, empleada como métrica para cuantificar los niveles de atención, se presenta como una herramienta prometedora para la calibración de la retroalimentación en entornos de neuro retroalimentación en tiempo real, superando las limitaciones de simples clasificaciones entre concentración y relajación.
- Se pone de manifiesto la relevancia de medir múltiples niveles de atención, en lugar de una dicotomía concentración-relajación, lo que podría potenciar la eficacia de los sistemas de neuro retroalimentación en el tratamiento del TDAH Wu (2019).

«Implementación de una prótesis de dedos robóticos controlados por las ondas cerebrales empleando una comunicación Bluetooth para los pacientes que han sufrido amputación por gangrena» realizado por Huaman Tineo (2021), este trabajo de investigación se enmarcó en un estudio de desarrollo tecnológico, con un enfoque multidisciplinario que combina la electrónica y la medicina Huaman Tineo, (2021). Su objetivo principal general fue diseñar y crear una prótesis de dedos robóticos de bajo costo y fácil uso para pacientes que han sufrido amputaciones de los dedos de la mano debido a la gangrena o necrosis. Además, el proyecto busca aprovechar las señales de ondas cerebrales captadas por el electroencefalograma (EEG) del dispositivo MINDWADE MOBILE para controlar los movimientos de la prótesis y mejorar la calidad de vida de los pacientes.

Las técnicas empleadas en este estudio incluyeron:

- El diseño de prótesis de dedos robóticos basados en las características anatómicas de la mano humana según la norma DIN 33402-2.
- Se utilizaron dispositivos electrónicos para establecer una comunicación inalámbrica Bluetooth entre el dispositivo de adquisición de señales EEG y el sistema de control de la prótesis, que involucra microcontroladores Atmega 328p y actuadores.
- Se llevaron a cabo pruebas de simulación estructural y de la tarjeta electrónica de control para evaluar la resistencia de la prótesis y su funcionamiento.

Como conclusiones y contribuciones que dieron a finalizar el trabajo con resultados fueron las siguientes:

- Se observó que la mayoría de las personas discapacitadas debido a la amputación de dedos no cuentan con recursos para adquirir prótesis estéticas o mecánicas. Sin embargo, aquellos en mejores condiciones tienen acceso a prótesis funcionales.
- El diseño de los dedos robóticos de la prótesis se basó en las características anatómicas de la mano humana, y se determinó que se podían realizar movimientos específicos que cubren las necesidades básicas de los pacientes.
- Las etapas electrónicas involucradas en el funcionamiento de la prótesis demostraron una comunicación estable y sin errores. El hardware de recepción y potencia funcionó de manera eficiente.
- Las simulaciones estructurales y de la tarjeta electrónica confirmaron que la prótesis es resistente a los esfuerzos físicos y que el sistema trabaja de manera estable y continua.
- Se logró una comunicación inalámbrica efectiva entre el dispositivo de adquisición de señales EEG y el módulo Bluetooth, con transferencia de datos estable al sistema de control. Sin embargo, se observaron márgenes de error en el movimiento de los dedos robóticos y la velocidad de movimiento, y el acabado de las piezas impresas en plástico ABS requería un postproceso para eliminar residuos (Huaman Tineo, 2021).

La investigación realizada se enmarcó en una investigación aplicada y de desarrollo tecnológico sus autores Sánchez Martínez & Rodríguez Rodríguez, (2021). en **«Caracterización de señales de encefalograma para la interacción de un manipulador en un ambiente controlado»**. Con esta investigación lo que ellos lograron demostrar la interacción entre humanos y máquinas utilizando señales encefalográficas capturadas por el sensor Mindwave Mobile de Neurosky. Estas señales son procesadas en el programa Matlab para ajustar y controlar un brazo robótico mediante lógica difusa, y finalmente se presenta una interfaz para mejorar la interacción entre humanos y máquinas Sánchez Martínez & Rodríguez Rodríguez, (2021).

En el desarrollo de este proyecto, se emplearon técnicas e instrumentos:

- Técnicas de procesamiento de señales encefalográficas, modelado matemático, diseño asistido por computadora (Inventor), controladores difusos y análisis de eficacia. El instrumento principal utilizado fue el sensor Mindwave Mobile de Neurosky para la captación de señales cerebrales.
- El objetivo principal de este proyecto fue demostrar la interacción entre humanos y máquinas a través de señales encefalográficas. Esto se logró al capturar las señales cerebrales con el sensor Mindwave Mobile y procesarlas en Matlab. Luego, se utilizan controladores difusos para controlar un brazo robótico y se presenta una interfaz para mejorar la interacción entre los usuarios y el sistema. Como principales contribuciones y conclusiones de esta investigación para poder obtener los resultados fueron:
 - La eficacia del sensor Mindwave Mobile se ha evaluado en un 60% para personas con experiencia previa en su uso. Esto sugiere que la eficacia del sistema podría mejorarse mediante sensores con una mayor capacidad de captación de datos, lo que aceleraría la recopilación de señales cerebrales.
 - Aunque el proyecto se planteó inicialmente como una ayuda laboral para personas con discapacidades físicas, se observó que su principal potencial podría residir en la rehabilitación debido al tiempo de respuesta del sistema. Esto abre el camino para futuras investigaciones y desarrollos en el campo de la rehabilitación utilizando interfaces cerebro-máquina Sánchez Martínez & Rodríguez Rodríguez, (2021).

En la **investigación «Adquisición de señales por medio de electroencefalografía para futuro control de prótesis de miembro superior»** realizada por Sandoval & Sánchez, (2022). Con un enfoque en la interacción entre señales de electroencefalografía (*EEG*) y un prototipo de prótesis. La investigación busca desarrollar un sistema de adquisición de señales *EEG*, implementar técnicas de Machine Learning y aplicarlas en un dispositivo protésico. Se utilizó instrumentos y técnicas que favorecieron en la búsqueda y cuerpo de la investigación.

Se emplearon técnicas de adquisición de señales de *EEG*, procesamiento de datos, y Machine Learning.

Los instrumentos utilizados incluyeron la Ganglion Board, Arduino Nano, la plataforma Edge Impulse, y una batería recargable de litio de 3.7 V y 1000 mAh.

El objetivo general de esta investigación es desarrollar un sistema que permita la interacción entre señales de *EEG* y un prototipo de prótesis, mediante la clasificación de datos de EEG para activar actuadores en la prótesis. La finalidad es mejorar la calidad de vida de las personas con amputaciones. En las principales contribuciones o conclusiones de la investigación lograron obtener lo siguiente:

- Se logró desarrollar un sistema de adquisición de señales EEG que funcionó en tiempo real y permitió la activación del prototipo de prótesis.
- Se implementó con éxito una solución de TinyML, eliminando la necesidad de una computadora como interfaz y permitiendo la manipulación de prótesis directamente a través de señales de EEG.
- Se construyó un prototipo de prótesis funcional que pudo acoplarse al sistema de identificación de señales EEG y activar actuadores en función de los resultados del modelo de Machine Learning.
- A pesar de las limitaciones en la velocidad de adquisición y procesamiento de datos debido al Arduino Nano 33 BLE, se demostró la viabilidad de la interacción entre señales de EEG y prótesis.
- Se sugiere para futuras investigaciones la expansión del entrenamiento del modelo con más datos y señales de EEG de diferentes individuos en diversos entornos, así como la exploración de alternativas de TinyML. También se plantea la implementación de un modelo para reconocer ritmos sensoriomotores, lo que permitiría identificar la intención de movimiento en lugar de movimientos específicos de brazos y piernas.

Naranjo (2022) realizó un estudio sobre **«Diseño de una interfaz cerebro computador (BCI) para la interacción de un sistema de rehabilitación de miembro**

superior». Esta investigación se encuadra como un estudio aplicado, enfocándose en el desarrollo de una Brain-Computer Interface (BCI, por sus siglas en inglés) junto con un sistema tecnológico para proporcionar terapia a personas con parálisis cerebral así mismo, Ella se enfocó en el reconocimiento de patrones de ondas cerebrales captadas a través de un electroencefalograma (EEG) para brindar retroalimentación visual utilizando un motor de videojuegos de realidad virtual (RV).

Las técnicas e instrumentos aplicados en este proyecto incluyeron:

- El desarrollo de un sistema BCI, la evaluación de diferentes modelos y hiperparámetros proporcionados por la plataforma OpenVibe, así como la utilización de herramientas de bajo costo y software de código abierto.
- Los instrumentos empleados comprenden el EEG para la captura de señales cerebrales y un motor de videojuego de RV diseñado por la Universidad de Madeira para la terapia de imaginación motora.
- El objetivo primordial de este estudio consistió en desarrollar un sistema BCI que funcione como una herramienta terapéutica para personas con parálisis cerebral. Esto se logró mediante el paradigma de imaginación motora, que proporciona retroalimentación visual a través de un motor de videojuego de realidad virtual. De esa forma el estudio se orienta a superar las barreras de accesibilidad a la terapia convencional, aprovechando la tecnología emergente y sistemas de bajo costo.

Como principales contribuciones o conclusiones de la investigación:

- El desarrollo de un sistema BCI y su combinación con un motor de videojuego de RV demuestran ser soluciones efectivas para superar las barreras de accesibilidad a la terapia en personas con parálisis cerebral.
- Se logró una tasa de éxito superior al 70% tanto en participantes con parálisis cerebral como en individuos sanos, utilizando diferentes modelos y hiperparámetros proporcionados por la plataforma OpenVibe. Los modelos de máquinas de soporte vectorial (SVM) lineal y RBF muestran un rendimiento superior en comparación con otros modelos evaluados.

- Se destacó el interés y atractivo que genera el uso de la realidad virtual entre los pacientes, lo que fortalece la efectividad del sistema.
- La utilización de herramientas de bajo costo y software de código abierto contribuye a reducir los costos de adquisición, lo que hace que la solución sea más accesible.
- Los resultados de satisfacción del sistema son en su mayoría positivos, con sugerencias de mejoras en la comodidad del usuario como único aspecto a considerar Naranjo, (2022).

«Desarrollo de un prototipo de habitación inteligente para pacientes discapacitados a través de señales EEG». este trabajo se centró en una investigación aplicada, orientada al desarrollo de un sistema que integre a personas con discapacidades motoras en un prototipo de habitación inteligente. La investigación que fue realizada por los autores Rodríguez Daza & Sánchez Bolaños, (2021). abordaron en la investigación la aplicación de un Brain Computer Interface (*BCI*) basado en señales electroencefalográficas (*EEG*) para controlar diversas funciones dentro de una habitación Rodríguez Daza & Sánchez Bolaños (2021).

Para llevar a cabo este proyecto, se utilizaron los siguientes técnicas e instrumentos:

- El sistema de adquisición Ultracortex IV de la empresa OpenBCI para capturar señales EEG. Además, se desarrolló un software de adquisición propio para gestionar, visualizar y organizar los datos EEG obtenidos de los 16 canales de la herramienta.
- Se emplearon técnicas de procesamiento de señales y modelado de inteligencia artificial basado en redes neuronales convolucionales unidimensionales. El sistema se conecta a través de Bluetooth Low Energy (BLE) con un sistema embebido responsable de las funciones del prototipo de habitación.

El propósito fundamental de este trabajo de investigación es crear un sistema que permita a personas con discapacidades motoras controlar diversas funciones dentro de una habitación inteligente mediante un *BCI* basado en señales *EEG*. Las aplicaciones específicas incluyen el control de luces, la inclinación de una cama y la capacidad de solicitar asistencia a través de una bocina.

Las principales contribuciones o conclusiones de la investigación que se llevaron a cabo son las siguientes:

- Los gestos utilizados para el análisis, como el parpadeo de los ojos izquierdo y derecho, el levantamiento de cejas y la inactividad, se pueden detectar con altos niveles de precisión. El parpadeo de ojos alcanza un 80% de precisión en el modelo de entrenamiento, mientras que el levantamiento de cejas alcanza un 85%.
- La clasificación en tiempo real de los gestos demuestra una precisión del 78.75% utilizando ventanas de longitud de cinco segundos.
- Se realizó un análisis exhaustivo de la influencia de factores como el volumen del cabello y el tamaño de la cabeza del usuario en las medidas de potenciales bioeléctricos, concluyendo que estas variaciones no influyen significativamente en los datos capturados.
- Se logró un alto grado de precisión en la clasificación de gestos (86% en el set de validación) mediante una red convolucional de una dimensión, lo que respalda la efectividad del modelo propuesto.
- La conexión exitosa del software de captura con actuadores a través de un sistema embebido demuestra la viabilidad de implementar este enfoque en un entorno real Rodríguez Daza & Sánchez Bolaños (2021).

El objetivo principal del trabajo de investigación **«Elaboración de un sistema de activación de prótesis de mano basado en la detección de movimiento mecánico con sensor inercial»**. fue desarrollar un sistema de activación electrónico para prótesis de mano utilizando un sensor inercial. Los autores Guayllas Urgilés & Uzhca Chaca, (2023). Se centró en la aplicación del movimiento vertical del hombro como la señal detectada por el sensor para activar el mecanismo de la prótesis. Se empleó la tecnología Bluetooth para la transmisión inalámbrica de datos debido a su eficacia en distancias cortas y bajo consumo energético.

El trabajo se basa en el uso de un sensor inercial que es una unidad de medición inercia (IMU) para detectar el movimiento vertical del hombro por lo que las técnicas e instrumentos utilizados son los siguientes:

- Se utilizó un microcontrolador Arduino nano RP2040 para controlar los servomotores de la prótesis.
- Se aplicó técnicas de calibración del sensor y procesamiento de datos para convertir la señal en un dato binario transmitido a través de Bluetooth.
- Se llevó a cabo pruebas en un grupo de 10 personas para evaluar la eficiencia de detección del movimiento y se analizaron los resultados.
- El propósito central de este trabajo fue desarrollar un sistema que permita la activación de prótesis de mano a través del movimiento vertical del hombro, utilizando un sensor inercial y una conexión inalámbrica por Bluetooth. Se busca evaluar la eficiencia de este sistema en un grupo de personas.
- Las principales contribuciones o conclusiones de la investigación que se llevó a cabo para poder obtener los resultados:
- La detección del movimiento vertical del hombro mediante un sensor IMU resultó en una señal eficaz para el control de prótesis de mano, lo que permitió la eliminación del sistema de cables y arneses.
- La conversión de la señal en un dato binario, transmitido a través de Bluetooth, posibilitó el control de los servomotores de la prótesis.
- Las pruebas realizadas en un grupo de 10 personas arrojaron una eficiencia del 65% en la detección del movimiento a través del sensor IMU. Se observó que la eficiencia está relacionada con la postura del paciente y la fisionomía de su cuerpo.
- En cuanto a los materiales de impresión utilizados en la construcción de la prótesis, se observó que la fibra de carbono tenía baja adherencia, el PLA presentaba una mayor adherencia, pero era frágil, y el TPU flexible tenía buena adherencia, pero su flexibilidad podía afectar la transmisión de movimiento.
- La combinación de materiales (PLA, fibra de carbono y TPU flexible) para diferentes partes de la prótesis permitió obtener una prótesis más resistente y efectiva Guayllas Urgilés & Uzhca Chaca (2023).

El estudio se centró en la creación de una prótesis de mano que se controla mediante señales de EEG, lo cual involucró la exploración de los parámetros teóricos de una unidad

Mindflex producida por Mattel. Los autores Vargas & Ramírez (2022) tomaron como enfoque principal la elaboración de una prótesis basada en un análisis de señales de EEG con el fin de lograr una reducción de costos y ofrecer un rendimiento adecuado para la realización eficiente y sencilla de tareas.

La metodología que se aplicó en esta investigación «**Estudio sobre prótesis de mano controlada con señales EEG para discapacitados**». se basó en el análisis de señales de EEG, y se exploran los parámetros teóricos de una unidad Mindflex de Mattel. Además, se investigó la capacidad de un microcontrolador para someterse a procesos de ingeniería inversa con el objetivo de comprenderlo en detalle y ampliar sus posibles aplicaciones. Los instrumentos y técnicas utilizados son:

- Para la comunicación digital, se utilizó la plataforma Arduino.
- Processing y Eagle para la simulación y el análisis de sistemas electromagnéticos.

En el ámbito de la investigación, se identificaron señales en diversas regiones cerebrales, con un enfoque especial en la región dorsolateral izquierda, y se exploraron las implicaciones de estas señales, particularmente las relacionadas con los niveles de atención, meditación y relajación, como las señales alfa, beta y gamma.

La comunicación de datos se llevó a cabo mediante un protocolo de comunicación estructurado que asegura la comprensión y la claridad en la ejecución de las tareas de control de señales para la realización de tareas específicas. Además, las señales generadas a partir del ritmo alfa se transmiten a una velocidad aproximada de 57600 baudios, lo que contribuye a una reducción de la relación señal-ruido y, por consiguiente, aumenta la confiabilidad de las señales registradas.

Las contribuciones y conclusiones más destacadas de esta investigación son:

- La posibilidad de reducir los costos en la creación de prótesis en comparación con las alternativas disponibles en el mercado, al mismo tiempo que se garantiza un rendimiento adecuado para la ejecución eficiente de tareas.
- Se resalta el potencial de la inclusión de la física y la investigación cerebral en la creación de comodidades innovadoras para las personas.

- Se enfatiza el papel esencial de herramientas como Arduino, Processing y Eagle en la simulación y el análisis de sistemas electromagnéticos, lo que abre nuevas oportunidades para la comprensión y el modelado de fenómenos físicos detallados. El trabajo propuesto sobre la construcción de una prótesis de mano controlada mediante señales de EEG Vargas & Ramírez,(2022).

El **estudio «Prótesis de mano controlado con señales EEG. (Hand prosthesis controled by EEG signals)»** realizado por Cruz-Rodríguez & Sánchez-Machet, (2021). Presentó una investigación experimental que se centra en el desarrollo de una prótesis de mano controlada mediante señales de *EEG*.

Técnicas e instrumentos utilizados para poder llevar acabo esta investigación son los siguientes:

- Se emplearon técnicas de adquisición y análisis de señales de EEG utilizando un auricular NeuroSky MindFlex.
- Como instrumentos se aplicaron conocimientos de ingeniería inversa para desentrañar el funcionamiento del auricular y un microcontrolador Arduino para procesar las señales.
- Las señales EEG se dividieron en diferentes rangos de frecuencia, como Alfa, Beta, Theta y Gamma, y se utilizó un protocolo de comunicación para transmitir datos.
- Se emplearon herramientas como Arduino, Processing y Eagle para la simulación y el análisis de sistemas electromagnéticos.

El objetivo principal de este estudio implicó en desarrollar una prótesis de mano controlada de forma voluntaria a través de señales de *EEG*, por lo que se persigue reducir los costos asociados a las prótesis convencionales y lograr un rendimiento óptimo para la realización de tareas cotidianas de manera eficiente y accesible.

Como principales contribuciones o conclusiones de la investigación que se llevaron a cabo al tener la investigación final fueron:

- La implementación de un protocolo de comunicación estructurado que facilita el intercambio de datos a través de canales digitales, ofreciendo claridad y comprensión en la ejecución de tareas de control de señales.
- La identificación de potenciales cerebrales en diferentes regiones cerebrales, en particular, la región dorsolateral izquierda, relacionados con los niveles de atención, meditación y relajación, específicamente las señales Alfa, Beta y Gamma. La capacidad de controlar y reproducir estas señales a través del entrenamiento permite una adaptación precisa de las rutinas para el manejo de la prótesis.
- La optimización del flujo de comunicación de las señales Alfa, que, al ser transmitidas a través de la plataforma Arduino, garantiza un muestreo confiable con una reducción de la relación señal-ruido.
- La oportunidad de reducir significativamente los costos de fabricación de prótesis en comparación con las alternativas comerciales, lo que facilita el acceso a prótesis de alto rendimiento.
- La exploración de futuras aplicaciones, como el control de sistemas teledirigidos, como automóviles, sillas de ruedas o drones, utilizando señales de atención y meditación en combinación con el parpadeo, lo que plantea posibilidades emocionantes en la interfaz cerebro-máquina Cruz-Rodríguez & Sánchez-Machet (2021).

En la investigación ***experimental «Prótesis robótica controlada por neuro señales para la inclusión de personas con discapacidad física en extremidades superiores»***. Este estudio realizado por Cedeño Panezo (2019). Utilizó métodos interdisciplinarios para abordar su objetivo. Se utilizó técnicas e instrumentos clave para la realización del estudio como:

- Dispositivo de captura de señales cerebrales MindWave, un microcontrolador Arduino con configuración Bluetooth y tecnología de impresión 3D para la fabricación de la prótesis robótica.
- La evaluación de la usabilidad, el tiempo de respuesta, el diseño y otras métricas en las pruebas se realizó mediante fichas de observación.

El propósito esencial de este estudio radicó en explorar la viabilidad de permitir que las personas con discapacidades motoras controlen una prótesis robótica utilizando señales cerebrales; La meta es adquirir y categorizar estas señales en función de la dirección del movimiento imaginado, con el fin de mejorar la calidad de vida de las personas con discapacidades motoras, capacitándolas para realizar acciones esenciales, como abrir y cerrar una mano robótica.

Las principales contribuciones y conclusiones que se llevó a cabo después de la realización de la investigación son las siguientes:

- Los resultados de esta investigación indican que el dispositivo Neurosky MindWave demuestra un alto nivel de eficacia en la captura de ondas cerebrales relacionadas con la atención. Estas ondas se aplicaron con éxito para controlar la prótesis robótica y llevar a cabo movimientos básicos, como la apertura y el cierre de la mano robótica. El código desarrollado en este contexto tiene un potencial significativo para su aplicación en investigaciones futuras centradas en el análisis cerebral.
- Un hallazgo destacado es que el uso de señales cerebrales como mecanismo de control promete una mejora sustancial en la calidad de vida de las personas con discapacidades. La accesibilidad y eficacia del dispositivo MindWave superan a las alternativas, como el Emotiv EEG, lo que plantea nuevas perspectivas para futuros desarrollos.
- Se logró diseñar y construir una prótesis 3D que demostró su eficacia en situaciones de la vida cotidiana. Esta prótesis, impulsada por servomotores, emula la funcionalidad de una mano humana, lo que representa un avance significativo en este campo Cedeño Panezo (2019).

Investigación Descriptiva e Interdisciplinaria que realizaron Moreno (2019). Sobre **«Los sistemas de interfaz cerebro-computadora basado en EEG: características y aplicaciones»**.

Los instrumentos y técnicas utilizados incluyen:

- La interfaz cerebro-computadora (*BCI*), dispositivos de electroencefalografía (*EEG*) para la captura de señales cerebrales, y sistemas de procesamiento informático. Además, se considera la ubicación y calidad de los sensores de *EEG*, que siguen el estándar internacional 10-20.

El objetivo principal de este artículo se orientó en proporcionar una visión general de las interfaces cerebro-computadora (*BCI*) y sus características, así como explorar sus orígenes, evolución, elementos constituyentes y el procesamiento de señales cerebrales.

El propósito fundamental de los sistemas *BCI* consistieron en permitir que las personas con discapacidades motrices transmitan sus intenciones a través de la modulación de las señales eléctricas en la actividad cerebral, a pesar de los desafíos que implica comprender completamente el funcionamiento del cerebro, la ingeniería actual ha logrado implementar soluciones viables mediante sistemas *BCI* Moreno et al. (2019).

Entre las principales contribuciones y conclusiones lograron obtener las siguientes:

- Los sistemas *BCI* funcionan como transductores de señales eléctricas cerebrales, lo que permite la interpretación de señales asociadas a procesos mentales.
- En el caso de sistemas de adquisición de señales no invasivos como el *EEG*, la calidad de los sensores y su ubicación en el cuero cabelludo en relación con una fuente de modulación específica de señal son críticos, y la colocación de electrodos debe seguir normativas internacionales.
- Todos los dispositivos *BCI* incluyen etapas electrónicas y de procesamiento informático para el tratamiento de las señales eléctricas capturadas por los sensores, lo que permite su operación de control.
- La operación de *BCI* involucra una variedad de disciplinas científicas y de ingeniería, como las matemáticas, la electrónica, la teoría de control, la automática y la informática, lo que amplía las posibilidades de estos dispositivos.
- El cerebro consta de múltiples regiones que procesan información de diversa naturaleza, lo que resulta en señales con distintas características de modulación. Estas modulaciones se pueden aprovechar para desarrollar unidades de control

adecuadas para interfaces BCI, desde aplicaciones individuales hasta enfoques híbridos.

- Las técnicas BCI tienen aplicaciones significativas en el campo médico, tanto en el control de dispositivos de asistencia como en la rehabilitación y la sustitución de funciones Moreno et al. (2019).

En la investigación de tipo experimental interdisciplinaria **sobre «La resignificación audiovisual controlada por estímulos eléctricos cerebrales»**. Que realizó Mora Briones (2021).

Se enfocó en la exploración de la utilización de una interfaz cerebro-computadora (BCI) para influir en la expresión visual a través de señales cerebrales. El propósito central fue adquirir datos eléctricos cerebrales vinculados a diversos estados mentales y físicos, y posteriormente reinterpretarlos en base a las frecuencias cerebrales presentes en la obra "Desfases" de Néstor Olhagaray.

Se plantea la posibilidad de que, si estas frecuencias cerebrales afectan elementos digitales, podrían ser empleadas para generar una narrativa audiovisual que sea consumida por el mismo estímulo que la originó. Asimismo, se sugiere la creación de una interfaz que logre provocar respuestas superiores a las BCI activas sin requerir la intervención consciente del espectador, y que establezca una conexión con el proceso de creación y resignificación de obras audiovisuales Mora Briones, (2021).

Las técnicas e instrumentos utilizados en el estudio son:

- Utiliza un sistema autónomo de Interfaz Cerebro-Computadora (BCI) para la captura de datos eléctricos cerebrales, correspondientes a diversos estados mentales y físicos.
- La captura de datos se realiza mediante programación y se reinterpreta según las frecuencias cerebrales derivadas de la obra "Desfases" de Néstor Olhagaray.

El objetivo de este trabajo se centró en explorar las interfaces de un sistema autónomo BCI para la expresión visual influenciada por estímulos cerebrales, busca investigar las dimensiones posibles de captura de datos cerebrales relacionados con

diferentes estados mentales y físicos ya una vez adquiridos estos datos, se procesan y reinterpretan en función de las frecuencias cerebrales derivadas de la obra "Desfases" de Néstor Olhagaray.

La hipótesis es que, si estas frecuencias cerebrales alteran elementos digitales, podrían utilizarse para desencadenar la generación de una narrativa audiovisual consumida por el mismo estímulo que la generó, también se propone la creación de una interfaz interactiva que logre y provoque, sin la intervención consciente del espectador, una respuesta superior a las *BCI* activas y las relacione con el proceso de creación y resignificación de una obra audiovisual.

Las conclusiones clave de este estudio son las siguientes:

- La interfaz *BCI* puede influir en la experiencia del usuario, promoviendo tanto el placer como el desagrado profundo. La percepción está relacionada con la experiencia individual, los recuerdos y las percepciones del usuario, lo que puede dar lugar a la generación continua de obras audiovisuales únicas.
- Los datos cruzados entre la visualización con y sin la interfaz revelaron que varios parámetros se invirtieron, particularmente con relación a la relajación y la atención. Esto sugiere una relación interesante: mayor atención puede llevar a una mayor relajación, lo que a su vez promueve el bienestar.
- La mediación entre números y alteraciones visuales no agotó los recursos ni resultó en la duplicación de elementos, lo que indica la diversidad de posibilidades creativas que ofrece la interfaz *BCI*.
- La coautoría de la obra se plantea como una posibilidad extensa, permitiendo la exploración de video en vivo y sistemas de datos cruzados en diferentes contextos, momentos y con la participación de diversas personas Mora Briones (2021).

Esteves (2021). Realizó una investigación que **abordó «Un estudio exploratorio de la intensidad del entrenamiento en neurofeedback EEG»**. se enmarcó en un enfoque experimental que se centró en el análisis de los efectos de la intensidad del entrenamiento en la mejora de la amplitud de la banda alfa superior en neurofeedback *EEG*.

Técnicas e instrumentos utilizados en la investigación fueron:

- Se implementó un protocolo de entrenamiento de neurofeedback EEG con dos modalidades de entrenamiento diseñadas específicamente, denominadas INTENSIVO y SPARSE.

Estas modalidades se diferenciaron en términos del número de sesiones, la duración de cada sesión y el intervalo entre sesiones.

La medición de la amplitud de la banda alfa superior se utilizó como la métrica principal para evaluar el rendimiento del entrenamiento.

El propósito central de esta investigación fue investigar y comparar cómo la intensidad del entrenamiento de neurofeedback influye en la mejora de la amplitud en la banda alfa superior en el nivel individual Esteves (2021). Esto se logró a través de la creación de las modalidades de entrenamiento INTENSIVO y SPARSE y al observar los efectos de estos protocolos en el rendimiento del entrenamiento.

Como principales conclusiones y contribuciones obtenidas en la investigación son:

- Los resultados obtenidos durante el estudio revelaron que, en términos de efectos a corto plazo, no hubo una diferencia significativa en el cambio de la amplitud de la banda alfa superior entre los dos grupos de entrenamiento.
- Sin embargo, el grupo que experimentó el entrenamiento INTENSIVO mostró un aumento significativo en la amplitud de la banda alfa superior.
- En relación con los efectos sostenidos a lo largo de múltiples sesiones, ninguno de los grupos demostró cambios significativos en la amplitud de la banda alfa superior durante el transcurso del entrenamiento

Las investigaciones mencionadas anteriormente se relacionaron de diversas maneras con el proyecto de diseñar y desarrollar una prótesis de mano simple controlada por el módulo MindFlex configurado con Arduino. Aunque no se centraron específicamente en prótesis de mano, ofrecieron información valiosa que fue relevante, que eran las siguientes:

- **Técnicas de adquisición y procesamiento de señales EEG:** Estos estudios se enfocaron en la obtención y procesamiento de señales EEG se relaciona la presente investigación, ya que también se necesita adquirir y procesar las señales EEG del módulo MindFlex.
- **Control de dispositivos mediante señales EEG:** Aunque las investigaciones anteriores se centraron en aplicaciones diferentes, todas demuestran que es posible controlar dispositivos externos utilizando señales EEG. Esto es relevante ya que se busca controlar una prótesis de mano con las señales cerebrales recopiladas por MindFlex, cabe recalcar que, aunque los dispositivos específicos pueden variar, la idea general de utilizar señales EEG para controlar acciones físicas es compartida.
- **Precisión en la clasificación de señales cerebrales:** En estas investigaciones, se ha prestado atención a la precisión en la clasificación de señales cerebrales, es importante mencionar que es esencial para asegurarse de que la prótesis de mano y extracción de datos para accionarlo y realizar la investigación responda de manera precisa y predecible a las señales EEG.
- **Correlación entre señales cerebrales y acciones controladas:** A pesar de las diferentes aplicaciones en estas investigaciones, todas destacan la importancia de establecer una correlación sólida entre las señales cerebrales y las acciones que se controlan como comparación y en el caso de este estudio, se necesita que las señales EEG de MindFlex se traduzcan de manera coherente en movimientos de la prótesis de mano, que será abrir y cerrar la mano.

2.2 PROBLEMÁTICA

En el ámbito de la asistencia a personas con discapacidades motoras, surgió una demanda en constante crecimiento para la creación de prótesis de mano que fueran precisas y al mismo tiempo asequibles Romero Erazo, (2016). Aunque el uso de señales EEG (Electroencefalograma) para controlar prótesis prometió ser una solución innovadora, persistieron desafíos técnicos y de diseño que obstaculizaron su adopción a gran escala Aportes en Ciencias Ingenieriles Biomédicas (2013). Por esta razón, la investigación se orientó hacia la concepción y desarrollo de un prototipo prótesis de mano de diseño simple,

cuyo control se basó en la detección de señales *EEG*, haciendo uso de la tecnología de Arduino y el dispositivo MindFlex.

La problemática central de esta investigación se basó en la necesidad de superar las limitaciones actuales que rodeaban a las prótesis controladas por señales *EEG*, especialmente en lo que respecta a los costos y la accesibilidad. Por lo tanto, el propósito de este proyecto fue ofrecer una solución efectiva y asequible que tuviera un impacto positivo en la calidad de vida de las personas que enfrentan discapacidades motoras.

El enfoque de este estudio se centró en la fusión y combinación de las distintas tecnologías y diseño simplificado para abordar un problema que afecta a un número significativo de personas en todo el mundo. La tecnología Arduino y el dispositivo MindFlex se combinaron de manera innovadora para permitir un control de la prótesis de mano, al tiempo que se buscó mantener los costos dentro de límites razonables. Esto representó una solución para superar las barreras económicas que a menudo limitaban el acceso a tecnologías de asistencia.

La investigación se situó en un contexto en el que la mejora de la calidad de vida de las personas con discapacidades motoras era una prioridad, y la convergencia de diversas disciplinas, como la ingeniería, la neurociencia y la informática, se volvió esencial para abordar eficazmente esta problemática. Este enfoque multidisciplinario buscó impulsar la adopción generalizada de prótesis controladas por señales *EEG*, brindando una esperanza tangible a las personas que dependían de estas tecnologías para llevar a cabo actividades cotidianas de manera independiente y efectiva.

2.3 IMAGEN INTEGRADORA

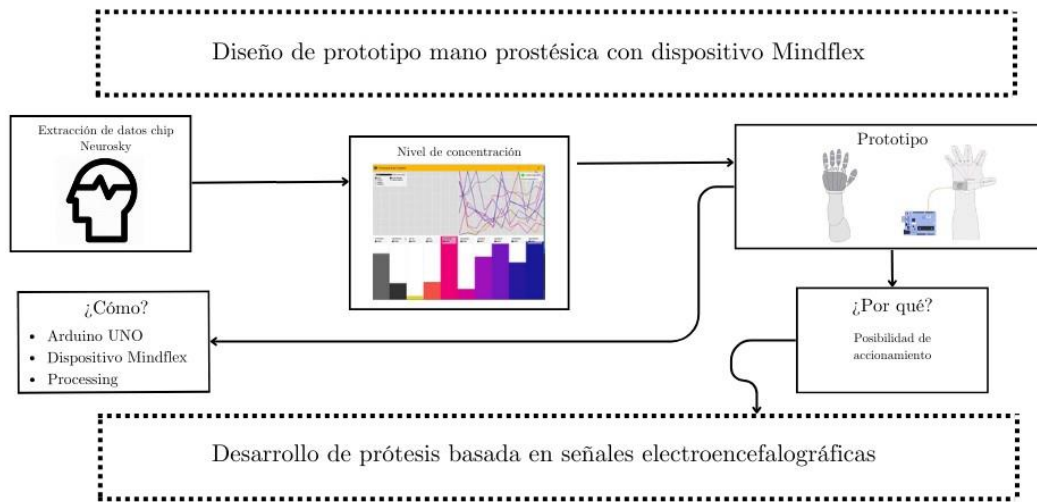


Ilustración 1. Imagen integradora estado actual y nuevas contribuciones

Fuente: Elaboración propia.

La representación gráfica (Ilustración 1) la secuencia de fases inherentes al desarrollo de una prótesis de extremidad superior. Este enfoque se fundamentó en la utilización de señales electroencefalográficas (EEG) como base para el control del dispositivo.

La iniciación del proceso implicó la delimitación del problema. En esta etapa, se abordó la comprensión de las exigencias del usuario y la problemática a resolver mediante la prótesis. En este contexto, el destinatario fue un individuo que había experimentado la amputación de una mano, requiriendo una prótesis para facilitar actividades cotidianas como la manipulación de objetos, la escritura y la ingesta de alimentos.

Posterior a la definición del problema, se procedió a la conceptualización del diseño. En este paso, se generaron ideas para la estructuración de la prótesis, considerando las necesidades del usuario, las limitaciones tecnológicas y las consideraciones económicas.

La subsiguiente fase consistió en la confección de un prototipo funcional. Este prototipo, elaborado con materiales y componentes reales, se empleó para verificar la

viabilidad del diseño propuesto. Su construcción y validación fueron pasos cruciales en el proceso.

Una vez culminada la construcción del prototipo, se llevó a cabo una evaluación. Esta evaluación persiguió determinar si el prototipo satisfizo de manera efectiva las necesidades del usuario. Las pruebas funcionales, pruebas de usabilidad y pruebas clínicas fueron elementos integrales de este proceso evaluativo.

En el caso de que el prototipo demostrara éxito en la evaluación, se procedió a la fase de producción. La producción implicó la fabricación a gran escala de las prótesis diseñadas.

El diagrama también destacó algunos desafíos inherentes al desarrollo de prótesis basadas en EEG. Entre ellos se incluyó la precisa y fiable extracción de datos EEG, así como el eficiente procesamiento de dichos datos para el control efectivo de la prótesis.

2.4 TABLA DE LIMITACIONES

Dentro de la literatura encontrada se han identificado diversas limitaciones dentro del desarrollo de los experimentos y estudios de otros autores en los últimos años, para ello se ha diseñado una matriz de resumen condensando la información que se identificó en la revisión (Tabla 1).

Tabla 1. Limitaciones de estudio

Autor(es)	País de estudio	Enfoque del estudio	Tipo de limitación	Detalle de limitación
Voznenko et al., 2018	Moscow, Rusia	Crear una silla de ruedas robótica avanzada que pueda ser controlada por personas con discapacidades severas a través de una interfaz cerebro-computadora extendida	Precisión de los detalles técnicos y retroalimentación.	Las limitaciones del estudio incluyen la falta de especificidad en los detalles técnicos del diseño y funcionamiento de la silla de ruedas robótica controlada por BCI extendida. También se destaca la carencia de retroalimentación de los usuarios y la experiencia del sistema como una limitación significativa. Para abordar estas limitaciones, se implementó el sistema embebido del chip Neurosky.

Morshad et al., 2020	Dhaka, Bangladesh	Se centró en el uso de dispositivos EEG asequibles, como el Neurosky Mindwave mobile II, para analizar las señales cerebrales en diferentes estados mentales y grupos de edad.	El enfoque principal se basó en la utilización de dispositivos EEG económicos, como el Neurosky Mindwave mobile II, con el propósito de examinar las señales cerebrales en diversos estados mentales y grupos de edad	La precisión en la detección de señales cerebrales varía según el grupo de edad y género, y en comparación con otros dispositivos, el Neurosky Mindwave mobile II puede presentar limitaciones en términos de precisión, especialmente en la detección de atención, meditación y parpadeo ocular.
Cedeño Panezo, 2019	Ecuador	Creación de una prótesis robótica controlada por señales cerebrales con el propósito de mejorar la calidad de vida de individuos con discapacidades motoras.	La precisión y la capacidad limitada de realizar movimientos básicos, como abrir y cerrar la mano, utilizando señales cerebrales.	Aunque el estudio logró el control de la prótesis robótica mediante ondas cerebrales, se limita a movimientos básicos y requiere mejoras para lograr una funcionalidad más amplia y precisa. Además, se destaca la importancia de que los avances tecnológicos sigan enfocándose en mejorar la calidad de vida de las personas con discapacidades.
He, 2022	Ibaraki, Japón	El enfoque se dirigió hacia la creación de un sistema inalámbrico para medir señales cerebrales, utilizando un auricular electroencefalográfico (EEG) Mindflex y un módulo Bluetooth HC-06.	La habilidad de realizar mediciones cerebrales precisas y abarcadoras.	La principal restricción proviene de la tecnología, la cual podría sufrir interferencias del entorno. Aparte que el estudio se enfocó en frecuencias cerebrales específicas, limitando la comprensión global. También,

Voznenko et al., 2018	Moscow, Rusia	<p>Crear una silla de ruedas robótica avanzada que pueda ser controlada por personas con discapacidades severas a través de una interfaz cerebro-computadora extendida</p>	<p>Precisión de los detalles técnicos y retroalimentación.</p>	<p>factores como el estrés pueden influir en las mediciones.</p> <p>Las limitaciones del estudio incluyen la falta de detalles técnicos específicos sobre el diseño y funcionamiento de la silla de ruedas robótica controlada por BCI. Además, se señala la ausencia de retroalimentación de usuarios como una limitación importante. Para abordar estos problemas, se introdujo el sistema embebido del chip Neurosky</p>
Morshad et al., 2020	Dhaka, Bangladesh	<p>Se centró en el uso de dispositivos EEG asequibles, como el Neurosky Mindwave mobile II, para analizar las señales cerebrales en diferentes estados mentales y grupos de edad.</p>	<p>El enfoque principal se basó en la utilización de dispositivos EEG económicos, como el Neurosky Mindwave mobile II, con el propósito de examinar las señales cerebrales en diversos estados mentales y grupos de edad</p>	<p>La precisión en la detección de señales cerebrales varía según el grupo de edad y género, y en comparación con otros dispositivos, el Neurosky Mindwave mobile II puede presentar limitaciones en términos de precisión, especialmente en la detección de atención, meditación y parpadeo ocular.</p>
Fadheel et al., 2020	China	<p>El estudio busca desarrollar una silla de ruedas controlada</p>	<p>Falta de detalles técnicos específicos sobre el diseño y</p>	<p>La demanda de una concentración considerable</p>

Awais et al., 2020	Malaysia, Pakistán	<p>por señales cerebrales a través de un auricular EEG, evaluando su costo y eficacia. La limitación principal es la concentración requerida por el usuario y la falta de detalles técnicos.</p>	<p>funcionamiento de la silla de ruedas controlada por BCI, así como la falta de retroalimentación o información sobre la experiencia de los usuarios con el sistema.</p>	<p>por parte del usuario para operar la silla de ruedas utilizando señales cerebrales. Además, la falta de información detallada sobre el diseño y funcionamiento de la silla de ruedas dificulta una evaluación completa de su eficacia y rendimiento.</p>
		<p>Desarrollo de una silla de ruedas controlada por el cerebro, que utiliza señales EEG (electroencefalograma) capturadas mediante un auricular Neurosky Mindwave Mobile colocado en la posición FP1 del cerebro.</p>	<p>La detección estable de señales EEG a través del auricular Mindwave, lo que resulta en una precisión promedio del 83% en el control cerebral de la silla de ruedas.</p>	<p>Las señales EEG pueden ser inestables, complicando el control cerebral de la silla de ruedas. A pesar de esto, se logra un control preciso del 100% con los modos de joystick y control remoto. La silla también incluye un sistema de seguridad para detectar obstáculos y proteger al usuario.</p>

Fuente: Elaboración propia.

III. OBJETIVOS

El presente capítulo está dirigido a presentar los objetivos que guían esta investigación en el ámbito del desarrollo de la creación de prótesis de mano controlada por señales encefalográficas utilizando la tecnología de Arduino y mindflex.

3.1. OBJETIVO GENERAL

- Diseñar una prótesis de mano controlada por señales cerebrales a través de una diadema MindFlex y controlado por medio de un dispositivo de Arduino UNO.

3.2. OBJETIVO ESPECÍFICO

- Comprender los principios fundamentales de la tecnología EEG y su aplicabilidad en el control de prótesis de mano.
- Seleccionar los componentes necesarios para la construcción del prototipo de prótesis impresa en 3D.
- Analizar la respuesta del microcontrolador a las señales EEG y optimizar su funcionalidad para lograr un control del prototipo de prótesis de mano.
- Desarrollar una plataforma para el prototipo de prótesis de mano basada en el análisis de señales EEG, adaptando la tecnología Mindflex para su implementación en la prótesis.

IV. METODOLOGÍA

Este capítulo presenta la metodología adoptada para abordar el desarrollo de un prototipo prótesis de mano controladas por señales electroencefalográficas, utilizando la combinación de tecnologías como Mindflex y Arduino. En esta sección, se establecen de manera clara las variables de investigación y se describe cómo serán operacionalizadas para facilitar la medición y el análisis precisos. La elección del método se realiza con el objetivo de lograr la eficacia en la consecución de los objetivos, permitiendo así la replicabilidad y autenticación de los resultados obtenidos. El proceso de investigación se sintetiza de manera

coherente, desde la fase conceptual hasta la evaluación, y se presenta de forma visual para facilitar una comprensión integral del enfoque adoptado. Las métricas de evaluación seleccionadas desempeñan un papel crucial en la determinación de la efectividad y la aceptación del usuario hacia el prototipo, contribuyendo así a cerrar la brecha entre la teoría y la aplicación práctica.

4.1. VARIABLE DE INVESTIGACIÓN

Una variable de investigación es un constructo, característica, propiedad o factor que se examina y cuantifica en el contexto de un estudio de investigación con el propósito de analizar su relación con otros fenómenos o variables. Estas variables se conceptualizan como constructos, atributos o características que son susceptibles a variaciones. En el marco de la investigación, la variable independiente, son aquellas que pueden ser objeto de manipulación o control, mientras que las variables dependientes son aquellas que se someten a observación y medición con el fin de discernir el efecto o la influencia de las variables independientes (Ilustración 2).

4.1.1 VARIABLE INDEPENDIENTE

- Prótesis de mano accionada por chip Neurosky y Arduino por medio de ondas cerebrales high y low beta que se denominan las ondas de concentración y desconcentración.

4.1.2 VARIABLES DEPENDIENTES

- Comandos de movimiento de la mano protésica: Los comandos establecidos y elaborados por medio del lenguaje de programación para el movimiento de prótesis comprenden acciones como abrir y cerrar. Estos comandos son basados y ejecutados en cuanto a las ondas cerebrales que se quiere adquirir.
- Precisión de los comandos generados por las ondas cerebrales: Correspondiente a los comandos generados a partir de las condiciones cerebrales (concentrado y desconcentrado) fueron interpretados y ejecutados por la prótesis. La medida de precisión se expresa en términos porcentuales.

- Movimientos de la prótesis: Los movimientos particulares ejecutados por la prótesis en respuesta a las instrucciones generadas por las condiciones cerebrales. Dichos movimientos abarcaron acciones tales como abrir y cerrar la prótesis de mano.
- Velocidad de respuesta: El transcurso del tiempo desde la adquisición y emisión de las señales eléctricas cerebrales hasta la ejecución comandos generados basado en las condiciones cerebrales y las condiciones de programación establecidas en el programa Arduino. La velocidad depende de los niveles de concentración de los usuarios.
- Cantidad de pruebas: Correspondiente a la cantidad de pruebas realizadas por usuario para obtener las ondas cerebrales en cuanto a ondas high y low beta.

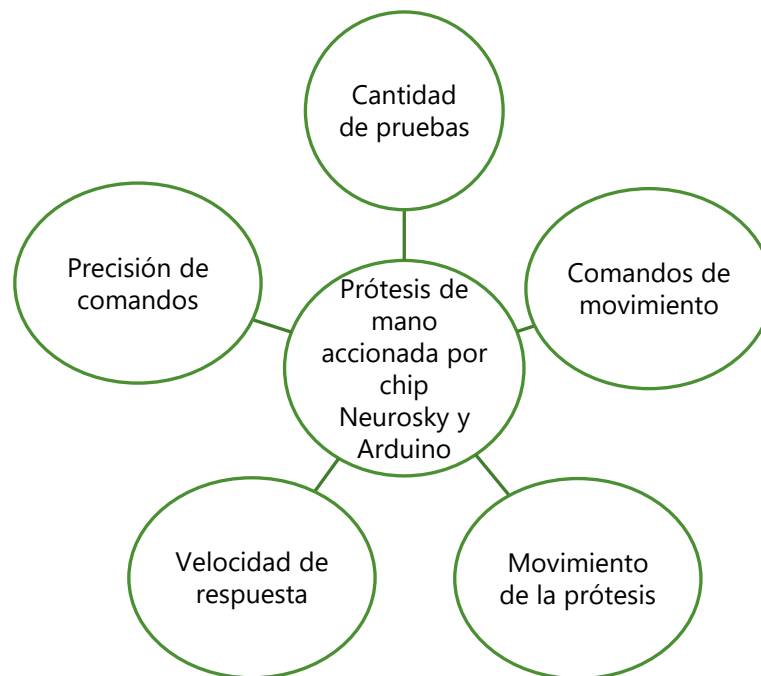


Ilustración 2. Diagrama de variables de investigación.

Fuente: Elaboración propia.

Por ende, se presenta la operacionalización de las variables de investigación (Tabla 2), donde se explica con atención al detalle de la definición y relación de las variables de investigación con los objetivos del estudio, respaldado por medio de la implementación de dimensiones e indicadores predefinidos con el propósito de fortalecer los resultados obtenidos.

4.2 OPERALIZACIÓN DE VARIABLES

Tabla 2. Operalización de variables

Objetivo general	Variable Independiente	Definición conceptual	Dimensiones	Indicadores
Diseñar una prótesis de mano controlada por señales cerebrales a través de una diadema MindFlex y conectado a Arduino UNO.	Parámetros cerebrales (concentrado y desconcentrado) Estas condiciones se determinaron utilizando las ondas cerebrales conocidas como ondas alfa, beta y gamma.	La prótesis de mano, guiada por señales cerebrales, constituye un sistema electromecánico destinado a replicar los movimientos de la mano humana. La concentración del usuario, identificada por la diadema MindFlex, actúa como el factor determinante para la acción de cerrar la mano, mientras que la desconcentración desencadena la acción de abrir la mano.	Facilidad de uso.	Parámetros cerebrales.

Objetivos específicos	Variable dependiente	Definición Conceptual	Dimensiones	Indicadores
Investigar y comprender los principios fundamentales de la tecnología EEG y su aplicabilidad en el control de prótesis de mano.	Precisión de los comandos generados por las ondas cerebrales: Se llevó a cabo una evaluación de la precisión con la que los comandos generados a partir de las condiciones cerebrales (concentrado y desconcentrado) fueron interpretados y ejecutados por la prótesis. La medida de precisión se expresa en términos porcentuales.	Comprender a fondo cómo la tecnología EEG del mindflex puede aplicarse para controlar prótesis de mano.	Interpretación precisa de los patrones de actividad eléctrica cerebral registrados por el EEG.	Precisión en la Decodificación de Señales EEG.
Investigar y seleccionar los componentes necesarios para la construcción de la prótesis impresa en 3D.	Velocidad de respuesta: Medir el tiempo que tarda la prótesis en responder y ejecutar los comandos generados por las condiciones cerebrales y las	Investigar y elegir los componentes esenciales para la creación de una prótesis impresa en 3D, centrándose en la eficiencia en la selección de elementos clave como durabilidad, compatibilidad e integración	Capacidad de Integración.	Eficiencia en la Selección de Componentes.

condiciones
establecidas en el
programa Arduino.

Movimientos de la
prótesis: Los
movimientos
particulares
ejecutados por la
prótesis en respuesta
a las instrucciones
generadas por las
condiciones
cerebrales. Dichos
movimientos
abarcaron acciones
tales como abrir y
cerrar la prótesis de
mano.

Comandos de
movimiento: Los
comandos
movimiento de
prótesis comprenden
acciones como abrir
y cerrar. Estos
comandos son
derivados de las
condiciones
cerebrales.

Desarrollar una plataforma para
prótesis de mano mediante el
análisis de señales EEG, adaptando
la tecnología Mindflex para su
implementación y optimizando la
interpretación y aplicación de
dichas señales en la operación de
la prótesis.

Analizar y optimizar la respuesta
del microcontrolador a las señales
EEG para lograr un control eficiente
y sin demoras de la prótesis de
mano.

Integración de
Tecnología Mindflex.

Rapidez de Respuesta
del Microcontrolador
Arduino.

Desempeño del
Sistema.

Tiempo de Respuesta
del Microcontrolador.

Desarrollar una plataforma
para prótesis de mano basada
en el análisis de señales EEG,
adaptando la tecnología

Analizar la respuesta del
microcontrolador a las señales
EEG y optimizar su
funcionalidad para lograr un
control de la prótesis de
mano.

<p>Analizar la respuesta del microcontrolador a las señales EEG y optimizar su funcionalidad para lograr un control de la prótesis de mano.</p>	<p>Comandos de movimiento de la mano protésica: Los comandos de movimiento de prótesis comprenden acciones como abrir y cerrar. Estos comandos son derivados de las condiciones cerebrales previamente mencionadas</p>	<p>Analizar y optimizar la respuesta del microcontrolador a las señales EEG para lograr un control eficiente y sin demoras de la prótesis de mano.</p>	<p>Rapidez de Respuesta del Microcontrolador Arduino.</p>	<p>Tiempo de Respuesta del Microcontrolador.</p>
---	--	--	---	--

Fuente: Elaboración propia.

4.3 OBJETIVO DEL MÉTODO

A continuación, se presenta la tabla metodológica que detalla los procesos de la investigación, el propósito de cada uno y los recursos, instrumentos o técnicas empleados para llevar a cabo el estudio (Tabla 3).

Tabla 3. Objetivo del método

Proceso	Método	Objetivo	Técnica o instrumento
Prótesis de mano impresa en 3D	Diseño y modelado de prótesis	Generar un diseño de la prótesis de mano que se adapte al usuario y los componentes electrónicos.	SolidWorks/UltimakerCura
	Impresión 3D de diseño de prótesis	Elaborar la prótesis de mano a partir del prototipado utilizando técnicas de impresión 3D para lograr obtener el prototipo físico y funcional.	Longer Impresora 3D LK5 Pro
Programación y detección de señales	Adquisición de información del chip Neurosky.	Extraer los datos del chip Neurosky luego procesarlas en processing para poder crear los códigos para la ejecución de la prótesis.	Arduino

Fuente: Elaboración propia.

4.4 RESUMEN DEL PROCEDIMIENTO

El resumen del procedimiento de esta investigación se diseñó con el enfoque centrado en el desarrollo de una interfaz cerebro máquina mediante el sistema Arduino y mindflex para posteriormente incorporarla a los componentes de la prótesis, el prototipo de prótesis de mano fue fabricado por medio de la impresión 3D. En la primera etapa, se llevó a cabo una investigación metódica que implicó una exploración detallada de los diversos tipos de tecnologías y componentes que podrían ser aplicados para el desarrollo de las prótesis fabricadas en 3D, y su aplicabilidad en conexión con Arduino y mindflex.

Se seleccionaron los componentes que fueran más acorde con la composición para el desarrollo de la interfaz cerebro máquina, así como también, los materiales adecuados para realizar la impresión de la prótesis, de tal forma que se consideró los aspectos como lo que es la ergonomía, la comodidad y el tamaño de la prótesis para que los componentes sean capaces de interactuar. Posteriormente, se desarrolló el diseño de los prototipos de distintas prótesis de mano haciendo la interacción y la conexión con los componentes electrónicos seleccionados, Por último, se desarrolló la programación en Arduino para poder desarrollar el código y ser apto para implementarlo y realizar el accionamiento de las prótesis.

Los componentes se sometieron a pruebas rigurosas y evaluación con la programación para poder establecer la calidad y efectividad de la interfaz con el Arduino y la unidad mindflex. Al mismo tiempo, se procedió con el diseño de la interfaz cerebro máquina, asegurándose de que la programación funcionara y fuera compatible con la integración de la prótesis de mano.

Durante el desarrollo de esta etapa, se buscaba tener una efectividad en la interfaz cerebro maquina y la funcionalidad de los componentes tanto como la funcionalidad de la prótesis. El proyecto culminó con la creación de un prototipo de prótesis de mano que se controlaba por medio de señales electroencefalográficas por medio de la información que proporciona el chip Neurosky creando también un impacto en la investigación para ayudar a la calidad de vida para las personas con capacidades motoras y amputaciones de miembros de miembros inferiores.

Los materiales que se utilizaron para el desarrollo del prototipo como los componentes electrónicos son:

- Prótesis
 - Filamento PLA (Ácido Poliláctico).
 - Hilo de pesca de 4 calibres.
 - Hilo de pesca plástico.
- Componentes electrónicos
 - Microservo 9g.
 - Dispositivo mindflex.
 - Microcontrolador Arduino UNO.

4.5 POBLACIÓN Y MUESTRA

Para la investigación en cuestión, se optó por utilizar como muestra a un conjunto de diez (10) estudiantes de UNITEC, seleccionados mediante un muestreo no probabilístico. Con el objetivo de analizar el sistema, se dividió la muestra en cinco (5) estudiantes masculinos y cinco (5) estudiantes femeninos, llevando a cabo un estudio detallado de las distintas ondas cerebrales de estos participantes. Este análisis tiene como propósito comprender la respuesta del sistema en función de las características específicas de dichas ondas cerebrales. La investigación proporcionará información valiosa sobre los niveles de concentración de los estudiantes, permitiendo así la identificación de patrones cerebrales que pueden ser asociados a la activación de sistemas específicos.

4.6 METODOLOGÍA EN "V"

Este estudio actual se sitúa dentro del ámbito de una investigación experimental con un diseño transversal, aplicando una metodología en forma de "V" (Ilustración 6). La elección de esta metodología se fundamenta en la necesidad de abordar de manera rigurosa y sistemática los desafíos asociados con el desarrollo de un prototipo de prótesis de mano controlada por señales

cerebrales, destinada a individuos con discapacidades motoras o amputación de miembros inferiores.

El enfoque transversal permitirá obtener datos de manera simultánea de distintos sujetos con discapacidades motoras u amputados en este caso, la mano, lo que posibilitará una evaluación comparativa de la funcionalidad y el rendimiento de la prótesis propuesta.

La metodología en forma de "V" empleada en este estudio se caracteriza por ser un enfoque sistemático y riguroso, ampliamente utilizado en la investigación experimental, especialmente en el ámbito de diseño de dispositivos biomédicos como prótesis ¿Qué es el modelo V? (2022). Este enfoque se ha elegido con el propósito de abordar de manera integral y eficaz la complejidad inherente al desarrollo de un prototipo de prótesis de mano controlada por señales cerebrales, dirigida específicamente a personas con discapacidades motoras o amputación de miembros inferiores.

La "V" metodológica involucra dos fases principales e interrelacionadas: la fase descendente y la fase ascendente. En la fase descendente, se establecen y definen los requisitos y especificaciones del diseño de la prótesis, considerando tanto los aspectos tecnológicos como las necesidades específicas de los usuarios finales. Esto implica un análisis exhaustivo de la literatura científica, revisión de tecnologías existentes, y la identificación precisa de los parámetros clave relacionados con la funcionalidad y eficacia de la prótesis.

En la fase ascendente, se implementa y valida el diseño propuesto de una prótesis controlada por señales cerebrales. Se emplean técnicas avanzadas de ingeniería para crear y evaluar el prototipo. Se integran componentes electrónicos especializados para capturar, procesar y traducir señales cerebrales en comandos para el control efectivo de la prótesis. La validación se lleva a cabo mediante pruebas exhaustivas, simulaciones y pruebas de campo con usuarios reales.

El enfoque en forma de "V" garantiza coherencia y trazabilidad en todas las etapas del proceso de diseño, desde la conceptualización hasta la implementación y validación. Además, facilita la identificación temprana de posibles problemas y la iteración eficiente del diseño para lograr una solución óptima y funcional ¿Qué es el modelo V en el desarrollo de software? (2019). Este marco metodológico proporciona una base sólida para abordar los desafíos específicos

asociados con la creación de prótesis de mano avanzadas y orientadas a las necesidades de las personas con discapacidades motoras (Ilustración 3).



Ilustración 3. Metodología en V

Fuente: Elaboración propia.

4.6.1 NIVEL DEL SISTEMA

4.6.1.1 Especificaciones del sistema

Las especificaciones técnicas del prototipo para la obtención de datos y accionamiento del prototipo de prótesis de mano se refieren a un conjunto de requisitos y características específicas que deben cumplir tanto los sensores encargados de capturar información como los actuadores destinados a ejecutar movimientos en la prótesis de mano. Este sistema buscó integrar de manera eficiente la adquisición de datos cerebrales relevantes para la interpretación de la intención del usuario, así como la respuesta adecuada de la prótesis para lograr movimientos correspondientes.

4.6.1.2 Validación del sistema

En el ámbito de la obtención de datos, se realizó un análisis de la precisión y consistencia de los dispositivos utilizados. La validación se enfocó en la capacidad de estos dispositivos para proporcionar información precisa sobre la orientación y aceleración de la mano protésica.

En cuanto al accionamiento de la prótesis de mano, se evaluaron los actuadores implementados, destacando la validación de la respuesta cinética de los servomotores utilizados. Este análisis incluyó la verificación de la capacidad de los actuadores para ejecutar movimientos proporcionales y coordinados en respuesta a las señales de control generadas por el sistema.

El proceso de validación se complementó con pruebas a nivel de sistema, donde se examinó la integración de todas las partes del prototipo. Se registraron observaciones detalladas durante la interacción en tiempo real entre los componentes, asegurando la coherencia y la sinergia en el funcionamiento conjunto del sistema.

4.6.2 NIVEL DEL SUBSISTEMA

4.6.2.1 Especificación del subsistema

En el nivel de subsistema de la especificación, se llevó a cabo la integración de librerías en Arduino con el propósito de generar un código que posibilitara la obtención de señales de EEG deseadas mediante el uso del chip Neurosky en conjunto con Arduino UNO. Se seleccionaron las librerías pertinentes para facilitar la comunicación efectiva entre el chip Neurosky y Arduino UNO, permitiendo así el acceso y la utilización de las funciones específicas del chip para la adquisición de señales EEG. El código resultante, desarrollado en lenguaje Arduino, se enfocó en establecer una comunicación adecuada con el chip Neurosky, configurar sus parámetros según las necesidades del proyecto y adquirir las señales EEG pertinentes. Los parámetros fueron definidos detalladamente para configurar adecuadamente el chip Neurosky, abordando aspectos como la frecuencia de muestreo y el tipo de señales a adquirir. El código también contempló el manejo inicial de los datos EEG

adquiridos, incluyendo procesos de conversión y preparación para análisis o visualización. La fase de verificación y depuración aseguró la funcionalidad del código, y se documentaron exhaustivamente los procedimientos y consideraciones en la implementación para referencia futura.

4.6.2.2 Validación del subsistema

En esta fase de subsistema, se llevó a cabo la validación mediante el análisis de datos recopilados por el prototipo. Se realizaron técnicas de análisis estadístico para procesar la información cerebral obtenida y se contrastaron los resultados con los proporcionados por el dispositivo de referencia OpenBCI. Se implementaron procedimientos de preprocesamiento de datos para eliminar posibles interferencias, y se evaluó la consistencia y fiabilidad de los resultados en diversas pruebas y situaciones. En caso de identificar discrepancias, se realizaron ajustes en el diseño o el código del sistema para mejorar su rendimiento y precisión. Este proceso de validación aseguró la confiabilidad del prototipo en la captación de señales cerebrales en comparación con un estándar establecido como OpenBCI.

4.6.3 NIVEL DE COMPONENTES

4.6.3.1 Definición de componentes

En la etapa correspondiente al nivel de componente, se enfocó en la definición y configuración de los elementos clave del prototipo de prótesis de mano, abarcando aspectos electromecánicos en la capa de hardware. Esto implicó el diseño preciso de los componentes necesarios para la funcionalidad de la prótesis, teniendo en cuenta la interacción entre los elementos electromecánicos. Se llevaron a cabo procesos de diseño para cada componente, asegurando su compatibilidad y coherencia en el conjunto. Posteriormente, se procedió a la impresión de los componentes mediante tecnologías adecuadas para garantizar la exactitud y calidad requeridas. La validación en esta fase se centró en asegurar que la interconexión y operatividad de los componentes cumplieran con las especificaciones previamente definidas. Cualquier ajuste necesario se realizó para

optimizar la funcionalidad del prototipo, consolidando así la integridad del diseño electromecánico a nivel de hardware.

4.6.3.2 Validación de los componentes

En la fase de validación a nivel de componentes, se llevó a cabo la verificación mediante la aplicación de simulaciones en SolidWorks. Este enfoque permitió evaluar el cumplimiento de las pruebas de resistencia mecánica y elementos finitos para cada componente del prototipo de prótesis de mano. Se realizaron simulaciones detalladas para analizar el comportamiento estructural y mecánico de los componentes, considerando las fuerzas y tensiones a las que podrían estar expuestos durante el uso. La aplicación de técnicas de elementos finitos proporcionó una comprensión profunda de la distribución de tensiones y deformaciones en los componentes, lo que facilitó la identificación de posibles áreas de mejora o debilidad. Los resultados de las simulaciones se contrastaron con los criterios de diseño establecidos, y cualquier ajuste necesario se implementó para garantizar que los componentes cumplieran con las especificaciones de resistencia mecánica. Este proceso de validación aseguró la integridad y robustez de los componentes electromecánicos del prototipo a nivel de hardware.

4.6.4 NIVEL DE INTEGRACIÓN

4.6.4.1 Definición de integración

En la etapa correspondiente al nivel de integración, se enfocó en la definición y configuración de la integración de los componentes de software y hardware esenciales para la elaboración del prototipo de accionamiento de la prótesis de mano. Esto implicó la interconexión y coordinación de los elementos electromecánicos con el software correspondiente, garantizando una comunicación efectiva y sincronizada entre ambos. Se realizaron procesos de diseño e implementación para cada componente, considerando su interacción en el sistema global. La validación en esta fase se centró en asegurar que la integración de hardware y software cumpliera con las especificaciones y funcionalidades definidas. Se aplicaron pruebas de interoperabilidad para verificar la correcta comunicación y respuesta entre los componentes. Cualquier ajuste necesario se implementó para optimizar

la integración y garantizar el correcto funcionamiento del prototipo de accionamiento de la prótesis de mano en su conjunto.

4.6.4.2 Validación de integración

En la fase de validación a nivel de integración, se llevó a cabo la verificación mediante la aplicación de pruebas en TinkerCAD. Estas pruebas se dirigieron a confirmar el cumplimiento de los componentes de hardware del prototipo ensamblado con Arduino UNO. Se implementaron escenarios simulados en TinkerCAD para evaluar la interacción efectiva entre el hardware y el microcontrolador Arduino UNO. Estas pruebas incluyeron la verificación de la comunicación y sincronización adecuadas entre los componentes, así como la funcionalidad coherente del sistema ensamblado. Los resultados de las pruebas en TinkerCAD se compararon con los criterios de integración previamente establecidos, y cualquier ajuste necesario se llevó a cabo para garantizar que la integración de hardware cumpliera con las especificaciones y funcionalidades definidas para el prototipo de accionamiento de la prótesis de mano. Este proceso de validación aseguró la correcta operatividad y coordinación entre los componentes de hardware y el Arduino UNO en el sistema integrado. Centrado en la evaluación de la colaboración entre los componentes electrónicos, se llevó a cabo una revisión del código de programación. El objetivo fue confirmar la adaptación del código a la prótesis, asegurando una interconexión eficiente entre los elementos mecánicos y electrónicos.

4.7 IMAGEN DEL PROCESO

A continuación, se presenta de manera visual el proceso en la primera etapa realizado para la ejecución de este proyecto (Ilustración 4).

Teniendo en cuenta como primera etapa, se llevó a cabo la inicialización de ajuste del sistema de entretenimiento Mindflex de manera colaborativa con el microcontrolador principal Arduino UNO. El objetivo fundamental de esta etapa fue habilitar la adquisición de señales cerebrales mediante el dispositivo Mindflex, con respecto a su posterior procesamiento y empleo en el sistema.

ETAPA 1



Ilustración 4. Imagen del proceso - Etapa 1

Fuente: Elaboración propia.

En la fase siguiente del proceso (ver ilustración 5), se planificó y ejecutó la etapa de adquisición de señales cerebrales, marcando un hito fundamental en la evolución del proyecto. Durante esta etapa, las señales cerebrales fueron sometidas a un análisis con el propósito de extraer características pertinentes, como la frecuencia y la amplitud, que reflejan el nivel de concentración alcanzado por el individuo.

ETAPA 2

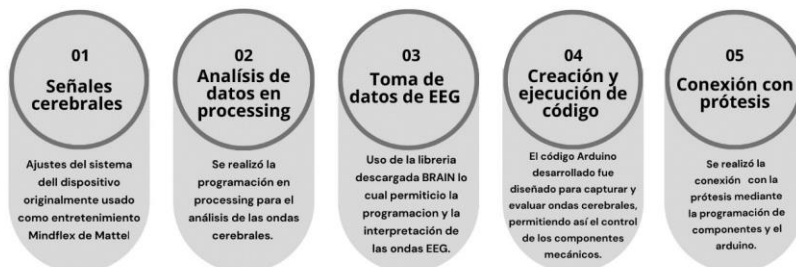


Ilustración 5. Imagen del proceso - Etapa 2

Fuente: Elaboración propia.

A partir de los resultados de dicho análisis, se procedió a desarrollar un código específico en el entorno de programación Arduino IDE. Este código tenía como objetivo controlar un servomotor conectado al Arduino UNO, activando el movimiento del prototipo

cuando las señales cerebrales alcanzaran la frecuencia predefinida como indicador de concentración óptima. Subsecuentemente, se llevó a cabo la programación necesaria para establecer la conexión entre el Arduino UNO y el sistema de prótesis de mano, con la finalidad de dirigir su funcionamiento de manera precisa y automatizada.

Como consecuencia de las actividades descritas previamente, se procedió a definir la tercera y última fase del proyecto. Esta etapa se enfocó en la recopilación de datos esenciales para llevar a cabo una evaluación exhaustiva del sistema, de acuerdo con el diseño experimental y el grupo de participantes predefinido, que incluía estudiantes del campus de UNITEC. La recopilación de datos se llevó a cabo de manera precisa, siguiendo un protocolo establecido, con el objetivo de asegurar la coherencia y confiabilidad de los resultados.

Posteriormente, se realizó un análisis comparativo de los resultados obtenidos, lo que permitió evaluar el rendimiento del sistema y proporcionar información valiosa sobre su eficacia y utilidad. La evaluación de los datos recopilados reveló resultados significativos que contribuyeron a la validación y ajuste del sistema desarrollado, respaldando así las conclusiones del estudio (Ilustración 6).

ETAPA 3



Ilustración 6. Imagen del proceso - Etapa 3

Fuente: Elaboración propia.

4.7 MÉTRICAS DE RESULTADOS

4.7.1 EFICIENCIA EN LA EJECUCIÓN DE COMANDOS DE MOVIMIENTO

Métrica: Proporción de éxito en la ejecución de comandos para los movimientos prótesis del prototipo.

4.7.2 PRECISIÓN DE COMANDOS GENERADOS POR ONDAS CEREBRALES

Métrica: Nivel de exactitud en la interpretación y ejecución de comandos generados a través de ondas cerebrales.

4.7.3 EFECTIVIDAD DE MOVIMIENTOS DE LA PRÓTESIS

Métrica: Porcentaje de movimientos de la prótesis ejecutados de manera acertada en respuesta a las instrucciones cerebrales.

4.7.4 VELOCIDAD DE RESPUESTA

Métrica: Tiempo promedio desde la captura de señales cerebrales hasta la ejecución exitosa de los comandos.

4.7.5 NÚMERO DE PRUEBAS REALIZADAS

Métrica: Cantidad total de pruebas llevadas a cabo por cada usuario para la obtención de ondas cerebrales requeridas.

V. RESULTADOS

En el presente capítulo se detallan los resultados obtenidos del diseño y desarrollo del prototipaje de la prótesis de mano controlada por señales EEG utilizando la tecnología de mindflex y Arduino.

5.1 CARACTERIZACIÓN Y ESPECIFICACIONES DEL PROTOTIPO

La programación y decodificación de las ondas cerebrales, adquiridas a través del chip Neurosky, fueron ejecutadas mediante la utilización de dos programas fundamentales destinados a la visualización de datos y la integración con el prototipo. Los dos entornos de desarrollo seleccionados para llevar a cabo la decodificación e interpretación de los datos de las ondas cerebrales fueron el Arduino Uno IDE y Processing.

Estos programas operaron en conjunción, desempeñando funciones complementarias con el fin de validar la correcta extracción de datos y verificar su adecuación durante la implementación del sistema Mindflex. Es importante tomar en cuenta el funcionamiento del proceso se detalla en Ilustración 7.

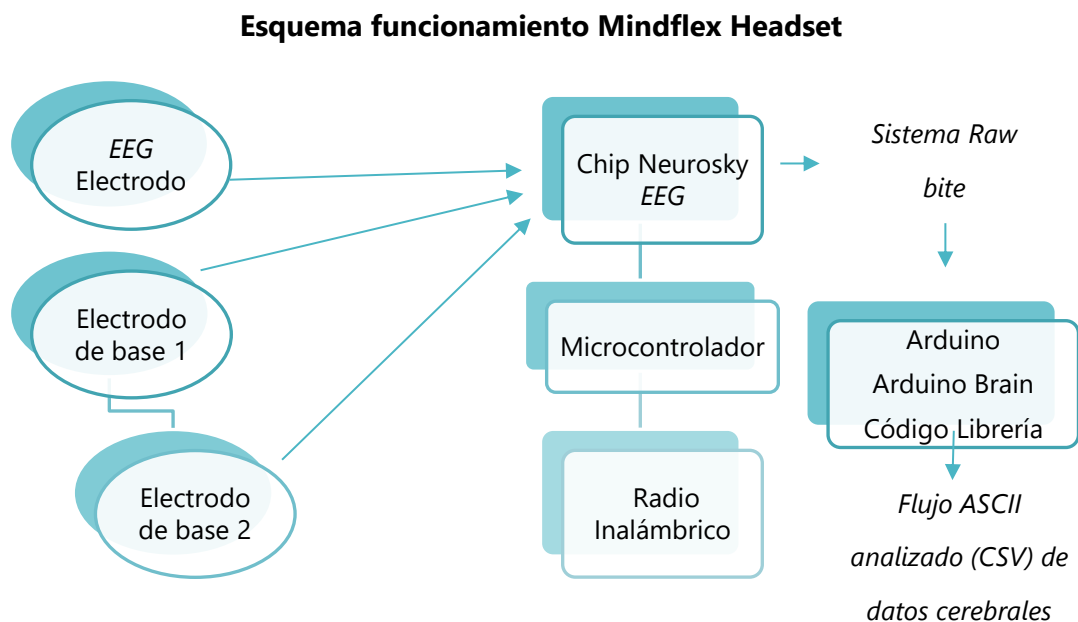


Ilustración 7. Mindflex Headset

Fuente: Elaboración Propia basada en plantilla de createc3d_adminwp 2014.

5.1.1 DEFINICIÓN DE ESPECIFICACIONES TÉCNICAS

Para el desarrollo del prototipo de prótesis de mano controlado por señales EEG utilizando la tecnología de mindflex y Arduino UNO se realizaron la selección de componentes para la realización del proyecto.

Como primera instancia se seleccionaron las dos tecnologías primordiales el cual fueron el software y hardware de Arduino UNO y Mindflex. Se decidió trabajar con Arduino Uno debido a que es un software con accesibilidad, asequibilidad, versatilidad y tiene una comunidad que lo respalda en cuanto a códigos de comunicación (Ilustración 8). La aplicación de Arduino en el diseño de prótesis de mano controladas por señales EEG mediante la tecnología Mindflex se justifica por diversas razones técnicas y científicas. La utilización de la interfaz cerebro-computadora (BCI) basada en señales EEG del dispositivo Mindflex permite medir la actividad eléctrica cerebral para la ejecución de comandos motores.

La versatilidad y facilidad de integración de Arduino actúan como un enlace eficiente entre el hardware de Mindflex y los actuadores de la prótesis (Ilustración 9). La naturaleza de código abierto de Arduino facilita la adaptación del código para personalizar la respuesta del sistema, mientras que la activa comunidad proporciona recursos y apoyo. La asequibilidad y disponibilidad generalizada de componentes contribuyen a la viabilidad económica del proyecto. La capacidad de desarrollo rápido de prototipos de Arduino resulta fundamental en la iteración y mejora continua del diseño.

En conjunto, esta sinergia tecnológica ofrece una solución avanzada, accesible y adaptable para el control de prótesis mediante señales EEG, con posibles aplicaciones en el ámbito educativo y clínico. Se detallan las especificaciones técnicas del hardware Arduino en la (Tabla 4).

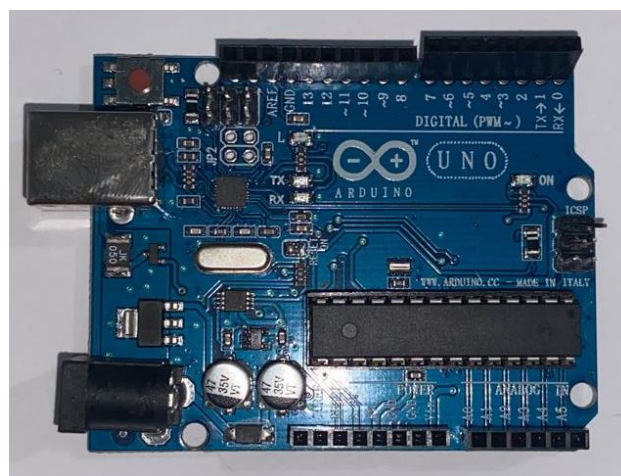


Ilustración 8. Hardware Arduino Uno

Fuente: Elaboración propia.

Tabla 4. Especificaciones técnicas Arduino Uno

Especificación Técnica	Descripción
Microcontrolador	Varía según el modelo, comúnmente ATmega328P
Velocidad de reloj	Varía según el modelo, típicamente 16 MHz
Voltaje de funcionamiento	5V o 3.3V (dependiendo del modelo)
Número de pines digitales	Varía según el modelo, comúnmente 14 o 20 pines
Número de pines analógicos	Varía según el modelo, comúnmente 6 o 16 pines
Memoria programable (Flash)	Varía según el modelo, típicamente 32KB o 256KB
Memoria SRAM	Varía según el modelo, típicamente entre 1KB y 8KB
Interfaces de comunicación	UART, I2C, SPI, USB, entre otras
Alimentación	Puede ser alimentado por USB o mediante fuente externa
Dimensiones	Varían según el modelo, comúnmente alrededor de 68x53mm
Peso	Varía según el modelo, típicamente entre 20g y 30g

Fuente: Elaboración propia.

La interfaz de comunicación por USB establece la conexión eficaz entre los componentes clave del prototipo, facilitando la transferencia de datos esenciales para el control de la prótesis de mano. En este diseño, Arduino actúa como el núcleo central y se conecta al sistema mediante un puerto USB. Esta conexión permite la transmisión bidireccional de información entre el microcontrolador y la computadora o cualquier dispositivo compatible con USB. Utilizando este método de comunicación, se asegura una comunicación estable y de alta velocidad, lo que resulta crucial para la sincronización precisa entre la interpretación de las señales EEG, la ejecución de los comandos y el accionamiento de la prótesis.



Ilustración 9. Hardware Mindflex

Fuente: Elaboración propia.

Se detallan las especificaciones técnicas del hardware utilizado Mindflex (Tabla 5).

Tabla 5. Especificaciones técnicas Mindflex

Especificación Técnica	Descripción
Marca	Mattel
Modelo	Mindflex
Tipo de dispositivo	Interfaz cerebro-computadora (BCI)
Tecnología	EEG (Electroencefalografía)
Sensores	Electrodos para la detección de ondas cerebrales
Modos de operación	Juego y entrenamiento
Interfaz	Inalámbrica (Bluetooth u otra tecnología)
Alimentación	Baterías o adaptador de corriente
Software de análisis	Propietario (incluido con el dispositivo)
Plataformas compatibles	PC y/o dispositivos móviles (según la versión)
Juegos incluidos	Varios juegos interactivos basados en control mental
Niveles de dificultad	Ajustables
Indicadores visuales	Luces LED o pantalla LCD para retroalimentación visual
Indicadores auditivos	Sonidos o tonos para retroalimentación auditiva
Requisitos de edad	Puede variar (generalmente recomendado para niños/adultos)
Dimensiones	Variable (según la versión)
Peso	Variable (según la versión)

Fuente: Elaboración propia.

5.2 INTEGRACIÓN DE LIBRERÍAS PARA OBTENCIÓN DE SEÑALES EEG CON EL CHIP NEUROSKY Y ARDUINO.

En el contexto de integración de librerías consistió en la descarga del IDE de Arduino, seguido por la instalación de la biblioteca Brain de Arduino. Esta biblioteca, meticulosamente diseñada, está específicamente destinada al procesamiento y visualización de datos numéricos provenientes del chip Neurosky, como se ilustra en la (Ilustración 10). La integración de esta librería representó un componente esencial en el desarrollo del software, permitiendo un manejo más eficiente y especializado de los datos generados por el dispositivo Mindflex.

Las instrucciones específicas para la instalación de librerías se encuentran en el sitio web oficial de Arduino, siguiendo los pasos se obtuvo el correcto funcionamiento de las librerías.

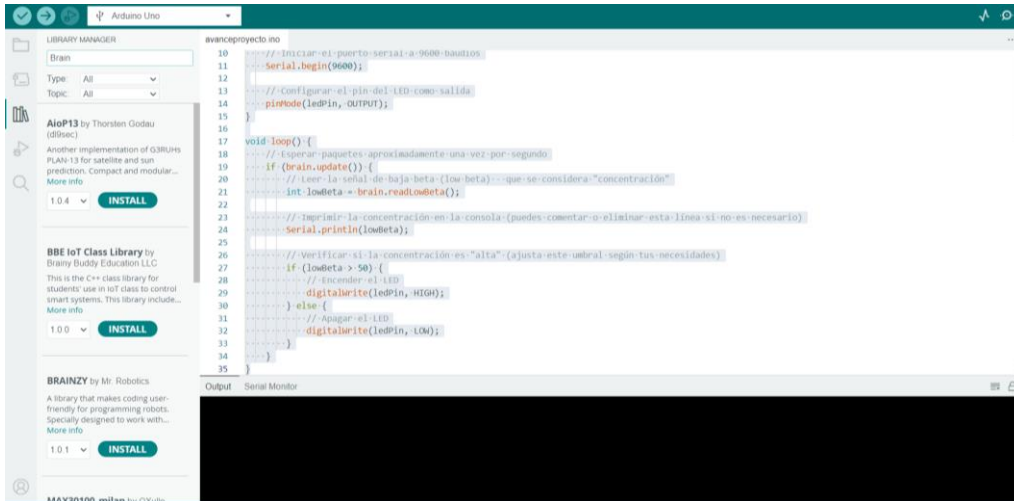


Ilustración 10. Instalación Librería Brain.

Fuente: Elaboración propia.

5.2.1 DESMONTAJE MINDFLEX Y ADQUISICIÓN DE DATOS DEL CHIP NEUROSKY

En el contexto del desarrollo destinado a la extracción y visualización de datos, así como para determinar la disposición interna del circuito con el propósito de localizar el chip Neurosky, encargado del procesamiento y adquisición de datos de las ondas cerebrales durante la operación del dispositivo Mindflex, se llevó a cabo un proceso de desmontaje y exposición de la carcasa del dispositivo (Ilustración 11).



Ilustración 11. Desmontaje Mindflex.

Fuente: Elaboración propia.

Una vez expuesta la placa de circuito, se identificó la ubicación de la terminal T y el punto de tierra. En la terminal T, se procedió a realizar una soldadura con un cable de color azul, mientras que en el punto de tierra se utilizó un cable de color verde (Ilustración 12).



Ilustración 12. Circuito interno del Mindflex.

Fuente: Elaboración propia.

En la (Ilustración 13) se expone la terminal T y donde fue soldado el cable azul. Posteriormente, se gestionó la disposición de los cables para asegurar una conexión más eficiente y estéticamente adecuada al momento de vincular el Arduino.



Ilustración 13. Terminal T (chip Neurosky).

Fuente: Elaboración propia.

Luego de que los cables estuvieron expuestos, se llevó a cabo la conexión con el Arduino. El cable proveniente de la terminal T fue conectado al pin 0 del Arduino, correspondiente al pin *RX*, mientras que el cable de tierra se enlazó al pin *GND*. Con el propósito de optimizar la comodidad y estabilidad, se aseguró el Arduino mediante abrazaderas. Este procedimiento garantizó una conexión precisa y confiable entre el dispositivo Mindflex y el sistema de procesamiento de datos implementado a través del Arduino (Ilustración 14).

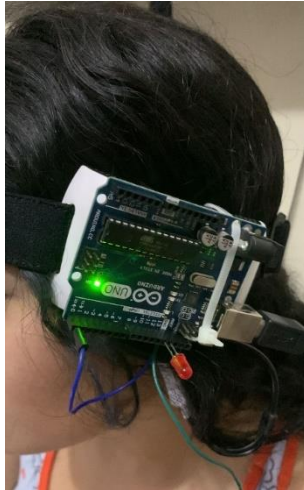


Ilustración 14. Montaje Arduino con Mindflex.

Fuente: Elaboración propia.

5.2.1.1 IMPLEMENTACIÓN DE LIBRERÍAS Y CÓDIGOS PARA OBTENCIÓN DE SEÑALES EEG

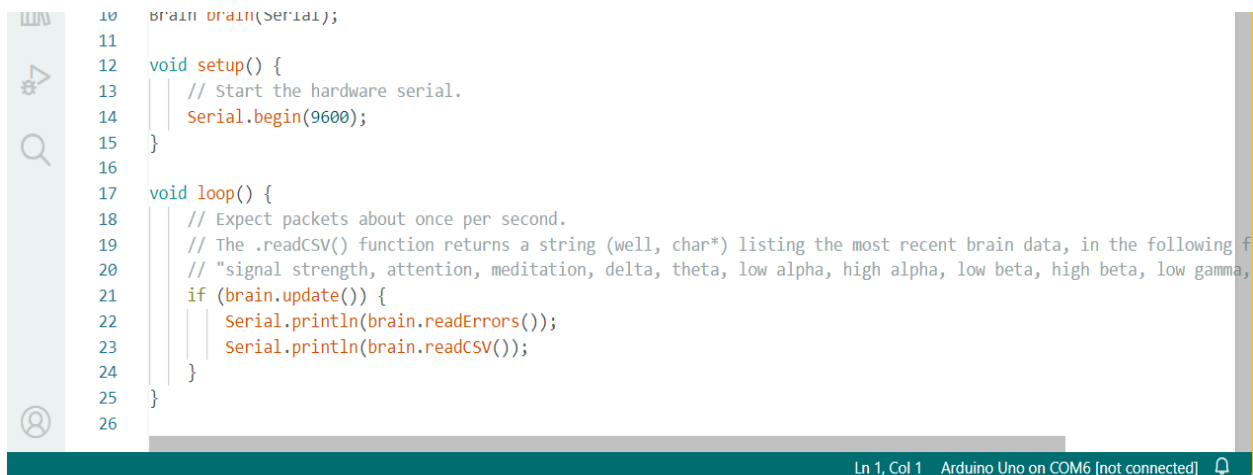
En contexto de desarrollo de los códigos para aplicarlos en el prototipo de la prótesis de mano, se hace la instalación de la librería Brain que se visualizó anteriormente, luego se implementó el código de Brain Serial Test que ya está establecido dentro de la librería (Ilustración 15).

El código fue elaborado por Eric Mika en 2010 y revisado en el 2014. El objetivo de la librería es crear una plataforma para la evaluación de ondas cerebrales para dispositivos compatibles creados con el propósito de ver la actividad cerebral, la librería cuenta con tres tipos de códigos en este caso, el que se utilizó fue el Serial Test.

Para iniciar el puerto serial hardware se utiliza `Serial.begin(9600)`; se escoge 9600 baudios porque es la frecuencia con la que Arduino y las ondas cerebrales viajan al momento de captar sus datos. Posterior a eso se inicializa de nuevo con `void loop() {`, y se espera recibir paquetes aproximadamente una vez por segundo.

La función `.update()` actualiza y lee datos desde el dispositivo Mindflex; La función `.readCSV()` devuelve una cadena de caracteres que contiene los datos cerebrales más recientes en formato CSV; Los datos incluyen: "signal strength, attention, meditation, delta, theta, low alpha, high alpha, low beta, high beta, low gamma, high gamma" `if (brain.update()) {`.

Para imprimir los posibles errores en la consola serial se utiliza el comando `Serial.println(brain.readErrors());` y el comando que imprime los datos cerebrales en formato CSV en la consola serial. `Serial.println(brain.readCSV());` (Ilustración 17).



```
10 brain brain(Serial);
11
12 void setup() {
13     // Start the hardware serial.
14     Serial.begin(9600);
15 }
16
17 void loop() {
18     // Expect packets about once per second.
19     // The .readCSV() function returns a string (well, char*) listing the most recent brain data, in the following f
20     // "signal strength, attention, meditation, delta, theta, low alpha, high alpha, low beta, high beta, low gamma,
21     if (brain.update()) {
22         Serial.println(brain.readErrors());
23         Serial.println(brain.readCSV());
24     }
25 }
26
```

Ln 1, Col 1 Arduino Uno on COM6 [not connected]

Ilustración 17. Código Brain Serial Test segunda parte

Fuente: Elaboración propia.

Teniendo en cuenta ese código solo proporcionó los datos numéricos adquiridos del chip Neurosky, Se implementó la misma librería en el programa processing para poder visualizar de mejor forma los datos numéricos en conjunto con la visualización de las gráficas (Ilustración 18).

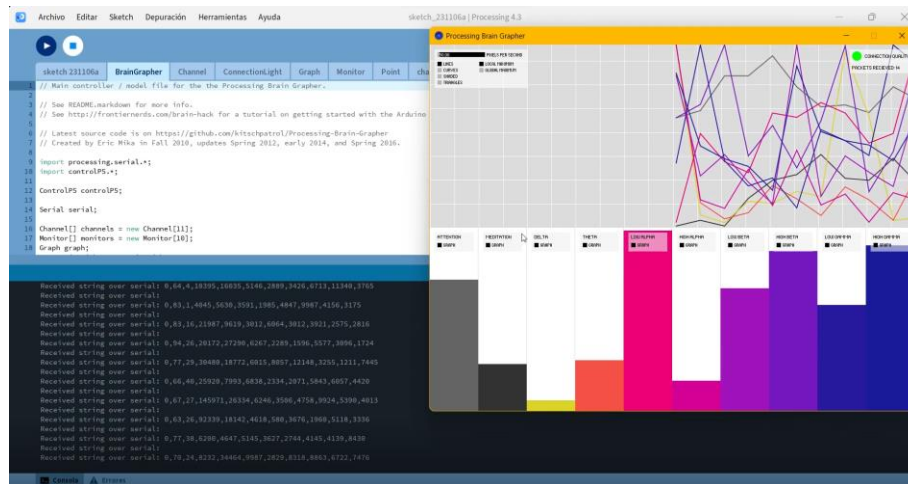


Ilustración 18. Interpretación en Processing

Fuente: Elaboración propia.

5.3 DISEÑO E IMPRESIÓN DE PROTOTIPO

En la presente etapa de resultados, se ejecutó el diseño y la implementación del prototipo de mano a través de representaciones digitales ilustrativas. Este procedimiento se llevó a cabo con el propósito de fundamentar el diseño de manera coherente con los requisitos previamente establecidos, facilitando así la transición hacia la fase de diseño en el entorno de modelado tridimensional fusión 360. La materialización del diseño se llevó a cabo mediante tecnologías de impresión tridimensional, lo que permitió la obtención física del prototipo. Este enfoque metodológico, respaldado por herramientas digitales avanzadas y tecnologías de fabricación aditiva, proporcionó una base sólida para la realización y validación del prototipo de mano, asegurando la alineación con los criterios ergonómicos y funcionales establecidos en las fases de planificación y diseño conceptual. Este proceso combinado de diseño digital e impresión 3D ofrece una aproximación técnica integral y eficaz en la obtención del prototipo, cumpliendo con los estándares y especificaciones definidos previamente.

5.3.1 DISEÑO DEL PROTOTIPO

En el diseño del prototipo, se consideraron cuidadosamente las tecnologías a implementar y los componentes mecánicos necesarios para viabilizar el accionamiento de la mano protésica parte exterior (Ilustración 19) parte inferior (Ilustración 20). Una vez establecido el concepto de

diseño, se procedió a la fase de implementación utilizando el programa fusión 360. Este software proporcionó la capacidad de realizar un diseño detallado, basado en componentes reales, que sirvió como base para la posterior impresión tridimensional del prototipo. Este enfoque integrado garantizó una representación precisa y funcional del diseño conceptual, permitiendo una transición fluida desde la planificación hasta la materialización del prototipo mediante tecnologías de fabricación avanzadas.

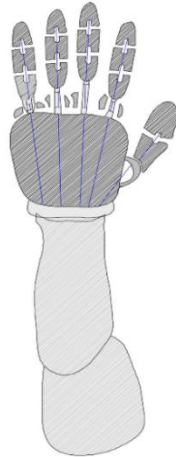


Ilustración 19. Diseño exterior de la prótesis

Fuente: Elaboración propia.

En el ámbito del desarrollo de prótesis, se llevó a cabo una ingeniería detallada en la configuración interna del dispositivo con el objetivo de optimizar la movilidad y el control del miembro afectado por parte del usuario. Este proceso de diseño se centró en la implementación de una estructura interna que permitiera una amplitud de movimientos, proporcionando así una experiencia más natural y funcional para el individuo que emplea la prótesis.

Con miras a maximizar la adaptabilidad y eficacia del dispositivo, se ideó una carcasa que rodea el miembro residual, permitiendo al usuario insertar su brazo de manera segura en la prótesis. Esta carcasa no solo garantizó la estabilidad y seguridad del conjunto, sino que también facilitó la integración de la prótesis con el cuerpo del usuario, favoreciendo una experiencia ergonómica y cómoda.

El propósito fundamental de este enfoque de diseño era ofrecer una solución tecnológica más viable y adecuada para abordar las diversas necesidades y desafíos asociados con las actividades diarias. Al proporcionar una interfaz más intuitiva y funcional, se buscó mejorar la calidad de vida de aquellos que hacen uso de esta prótesis, permitiéndoles llevar a cabo sus quehaceres cotidianos de manera más eficiente. Este diseño no solo se orientó hacia la optimización de la movilidad física, sino que también se propuso fomentar una mayor integración psicosocial del individuo con su prótesis, contribuyendo así a su bienestar global.

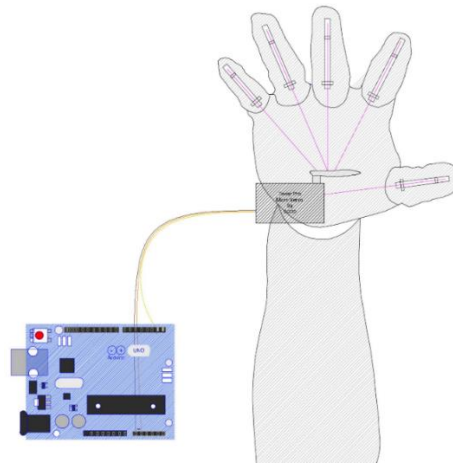


Ilustración 20. Diseño interior de la prótesis

Fuente: Elaboración propia.

Diseño y simulación del prototipo de mano en el programa Autodesk Fusion 360 parte superior (Ilustración 21) e (Ilustración 22) para la parte inferior.

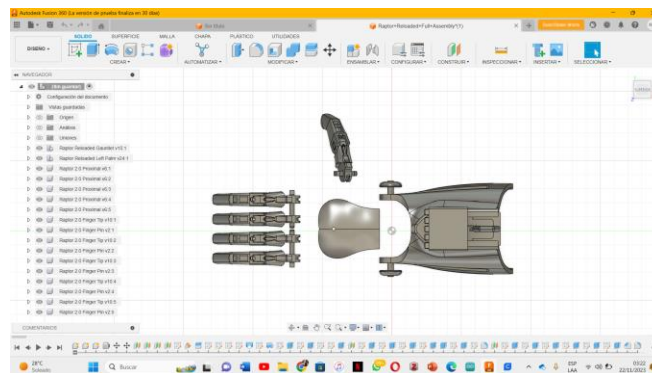


Ilustración 21. Prototipado parte superior

Fuente: Elaboración propia.

Diseño del prototipo de mano y simulado en Autodesk Fusion 360 parte inferior (Ilustración 22) se visualizó los márgenes de simetría del diseño haciendo una evaluación del diseño como tal.

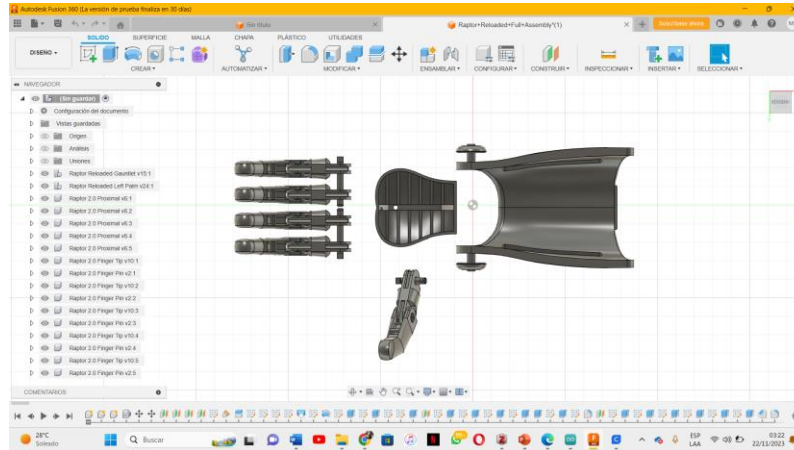


Ilustración 22. Prototipado parte inferior

Fuente: Elaboración propia.

Una vez, teniendo el diseño ya establecido y la animación del prototipo se procedió a la impresión en ultimakerCura (Ilustración 23) y posterior a eso, se obtuvo el prototipo físico.

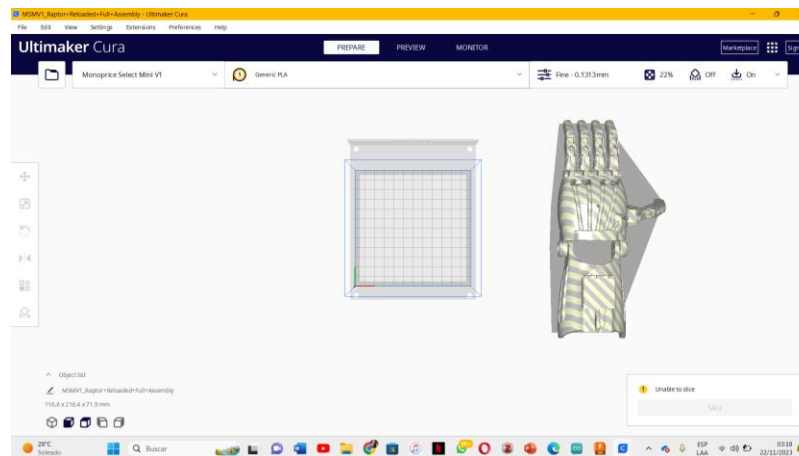


Ilustración 23. Diseño ultimakerCura

Fuente: Elaboración propia.

En la fase de implementación del prototipo final, tras su proceso de impresión tridimensional, se llevó a cabo el ensamblaje de los hilos tensores. En este caso, se optó por la

utilización de hilos de pesca debido a sus propiedades inherentes de resistencia y compacidad. Esta elección se fundamentó en la necesidad de garantizar una ejecución precisa del movimiento de apertura y cierre mediante la activación del servomotor, mediante la aplicación controlada de tensión.

Paralelamente, se procedió a la colocación estratégica de elementos de hule con el objetivo de conferir flexibilidad y capacidad de regresión a la mano protésica. Este componente adicional desempeñó un papel crucial en la optimización del rango de movimiento y en la capacidad de retorno del dispositivo a su posición inicial.

La selección de hilos de pesca y la incorporación de hules en el diseño final se llevaron a cabo en consonancia con criterios específicos de ingeniería para garantizar la eficacia y durabilidad del sistema. Este enfoque meticuloso en la elección de materiales y su disposición contribuyó a la consecución de un prototipo funcional que cumplió con los requisitos biomecánicos necesarios para la ejecución exitosa de movimientos precisos y naturales en la mano protésica desarrollada.



Ilustración 24. Resultado de la impresión de prototipo

Fuente: Elaboración propia.

5.4 INTEGRACIÓN DE COMPONENTES AL PROTOTIPO

La integración de los componentes electromecánicos en el prototipo impreso ha sido llevada a cabo con el objetivo de iniciar el proceso de ensamblaje, estableciendo la disposición precisa de cada uno de los elementos en el conjunto.

5.4.1 INTEGRACIÓN DE COMPONENTES ELECTROMECAÑICOS PARA EL ACCIONAMIENTO DE LA PRÓTESIS

Cada componente se integró de manera precisa en el sistema. El servo motor mini 9g, utilizado para el control de apertura y cierre, se conectó al circuito del microcontrolador Arduino ya ensamblado con el dispositivo mindflex. Esto permitió la creación de una interfaz de programación en el entorno de software de Arduino. De este modo, la señal del chip Neurosky se configuró como el factor determinante para el accionamiento del servo y, por ende, el funcionamiento subsiguiente de la prótesis (Ilustración 25).

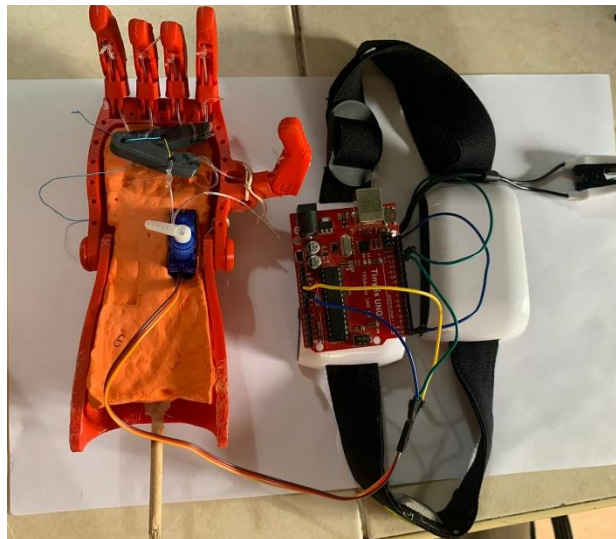


Ilustración 25. Integración de componentes mecánicos

Fuente: Elaboración propia.

5.4.1 SELECCIÓN DE COMPONENTE ELECTROMECAÁNICO PARA EL ACCIONAMIENTO DE LA PRÓTESIS

La selección del servo motor mini 9g para el accionamiento del prototipo se basó en criterios técnicos específicos que respaldan su idoneidad para este propósito. El reducido tamaño del servo 9g facilita su integración en la estructura de la prótesis, crucial cuando se consideran las limitaciones de espacio asociadas con este tipo de dispositivos. A pesar de su dimensión compacta, el servo 9g ofrece un par de torsión suficiente para gestionar con precisión los movimientos necesarios, como la apertura y cierre de la mano protésica. La disponibilidad generalizada de este componente, proveniente de fabricantes confiables y fácilmente accesible en el mercado, asegura una adquisición sencilla y posibles reemplazos según las demandas del proyecto.

Su capacidad para ser controlado mediante señales PWM estándar simplifica la integración con microcontroladores, garantizando un control preciso y eficiente del accionamiento. Además, la elección del servo 9g se vio respaldada por su asequibilidad en comparación con alternativas más grandes y especializadas, lo que lo convierte en una opción práctica y económica para el accionamiento del prototipo prótesis de mano en proyectos con restricciones presupuestarias se detallan las especificaciones técnicas en (Tabla 6).

Tabla 6. Especificaciones técnicas Servomotor 9g

Especificación	Valor
Tensión de funcionamiento	4,8 - 6,0 V
Par de torsión	1,6 kg/cm a 4,8 V / 1,8 kg/cm a 6,0 V
Velocidad de operación	0,12 s/60° a 4,8 V / 0,10 s/60° a 6,0 V
Rango de rotación	180°
Tipo de motor	Motor de corriente continua
Tipo de engranaje	Engranajes de plástico
dimensiones	23mm x 12,2mm x 29mm
Peso	Alrededor de 9 gramos
conector de control	Estándar de 3 pines (señal, VCC, GND)
Señal de control	PWM (Modulación por ancho de pulso)
Temperatura de funcionamiento	0°C a 55°C

Fuente: Elaboración propia.

5.5 EVALUACIÓN Y CUMPLIMIENTO DE COMPONENTES DE HARDWARE TRAVÉS DE PRUEBAS EN TINKERCAD.

Se llevó a cabo la evaluación y cumplimiento de los componentes de hardware en el prototipo ensamblado con Arduino UNO mediante pruebas realizadas en TinkerCAD. Estas pruebas fueron fundamentales para validar la integridad de cada componente, destacando su robustez y conformidad con los requisitos de diseño establecidos. La simulación en tiempo real facilitada por TinkerCAD permitió analizar la interacción entre los diferentes elementos, revelando una integración fluida y una comunicación eficiente.

Además, las pruebas de compatibilidad aseguraron la armonía entre los componentes, evidenciando una estabilidad consistente en diversas condiciones operativas. En conjunto, estos resultados respaldan la eficacia de la metodología de pruebas empleada, proporcionando una base sólida para la validación del prototipo y orientando futuras mejoras en el diseño del sistema.

5.5.1 EVALUACIÓN Y AJUSTE DE LA INTERACCIÓN CON EL SERVOMOTOR EN LA SIMULACIÓN DE TINKERCAD

En el desarrollo de evaluación de los componentes se procedió a evaluar el diseño del prototipo de prótesis de mano controlada por Mindflex, incorporando el uso de servomotores en la simulación realizada en TinkerCAD con Arduino. La implementación de esta estrategia tuvo como objetivo validar la integridad y funcionalidad del diseño antes de su realización física. La simulación virtual facilitó la identificación proactiva y resolución de posibles inconvenientes en la interacción entre componentes, así como la optimización del código de control específico para la prótesis, que involucra el uso del servomotor.

Este enfoque resultó en un ahorro significativo de tiempo y recursos al evitar la construcción de prototipos físicos en las primeras etapas del desarrollo de la prótesis de mano controlada por Mindflex. Además, la simulación permitió llevar a cabo análisis detallados de compatibilidad entre los elementos del sistema y evaluaciones en condiciones variables, lo que contribuyó a la eficiencia y robustez del diseño final de la prótesis. En consecuencia, la aplicación de pruebas virtuales en TinkerCAD, con especial énfasis en la interacción con el servomotor,

demonstró ser instrumental para la validación temprana y la mejora continua del diseño del sistema del prototipo en el contexto de la investigación (Ilustración 26).

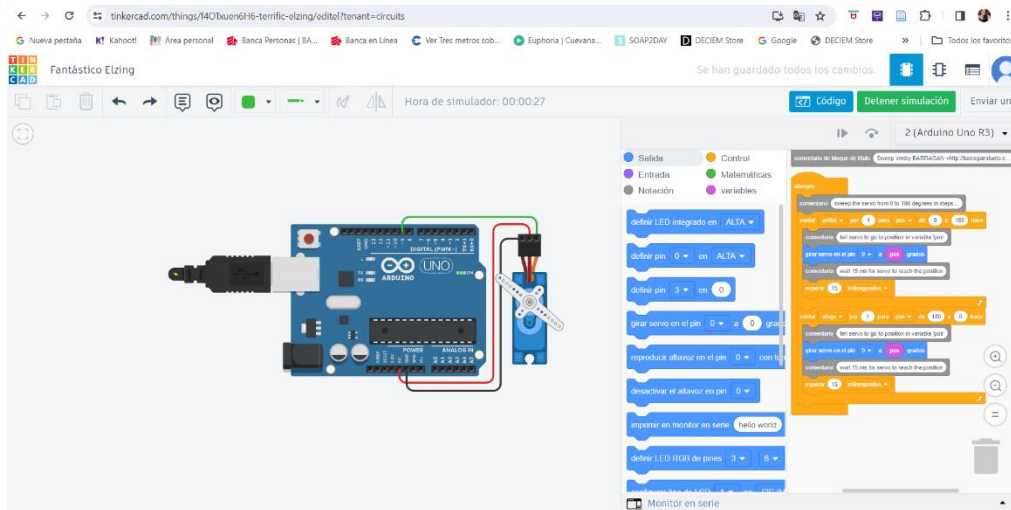


Ilustración 26. Pruebas de servomotor en ThinkerCAD

Fuente: Elaboración propia.

Se llevó a cabo una simulación integral que implicó la incorporación de un LED y un servomotor en el sistema, utilizando una protoboard en thinkercad haciendo la simulación o sustitución el dispositivo MindFlex ya que no aparece el dispositivo dentro de los componentes en el software de Thinkercad. La simulación se realizó utilizando una protoboard, donde se conectaron el LED y el servomotor en configuraciones específicas. El LED se conectó en serie con una resistencia de 220 ohmios para facilitar el control del encendido y apagado mediante programación. Por otro lado, se empleó un servomotor conectado a través de un canal específico de la placa de desarrollo Arduino.

La programación implementada en Arduino abordó la secuencia coordinada del encendido y apagado del LED, así como el barrido angular del servomotor en un rango de 0 a 180 grados. Estas acciones fueron sincronizadas con la adquisición de datos provenientes del dispositivo MindFlex ver en (Ilustración 27).

La integración de estos elementos, el LED y el servomotor, en conjunción con la captura de datos del MindFlex, proporciona una plataforma de experimentación robusta y multifacética. Esta metodología ofrece la capacidad de explorar interacciones complejas entre la manipulación

visual del LED, el movimiento angular del servomotor y las respuestas fisiológicas detectadas por el MindFlex. Este enfoque unificado establece las bases para investigaciones más profundas y experimentos interdisciplinarios en este entorno científico.

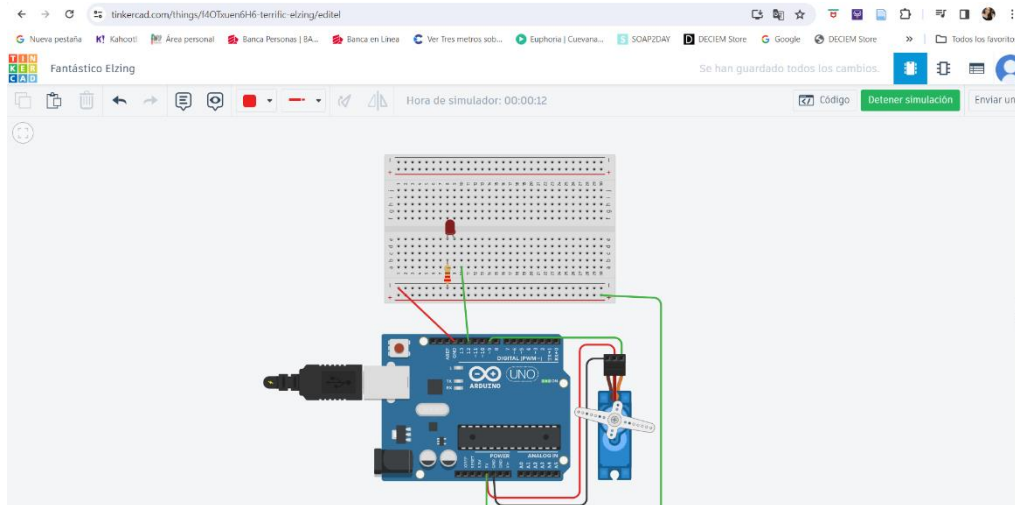


Ilustración 27. Simulación completa en ThinkerCAD

Fuente: Elaboración propia.

5.6 APLICACIÓN DE SIMULACIONES EN FUSIÓN 360 PARA EVALUACIÓN DE ELEMENTOS FINITOS

Se realizó un análisis mediante simulaciones en Fusion 360 para evaluar el cumplimiento de pruebas de resistencia mecánica y análisis de elementos finitos en el diseño. Los resultados destacan la integridad estructural del prototipo bajo condiciones simuladas de movimiento. La simulación de resistencia mecánica proporcionó información sobre áreas críticas y posibles mejoras en el diseño. Además, el análisis de elementos finitos reveló aspectos clave relacionados con la distribución de tensiones y deformaciones, contribuyendo a la validación y perfeccionamiento del diseño.

Estas simulaciones respaldan la solidez del prototipo, proporcionando una base firme para su implementación y sugiriendo áreas potenciales de optimización en futuras iteraciones del diseño. La aplicación de simulaciones en Fusion 360 se destaca como una herramienta esencial para validar la resistencia mecánica y la integridad estructural del prototipo, facilitando decisiones fundamentadas en el proceso de diseño y desarrollo. Se aplicó las simulaciones dentro del

programa para poder validar el funcionamiento del prototipo de esa forma, haciendo unos grados de movimientos en conjunto con el tiempo que el mismo programa proporciona ver (Ilustración 28).

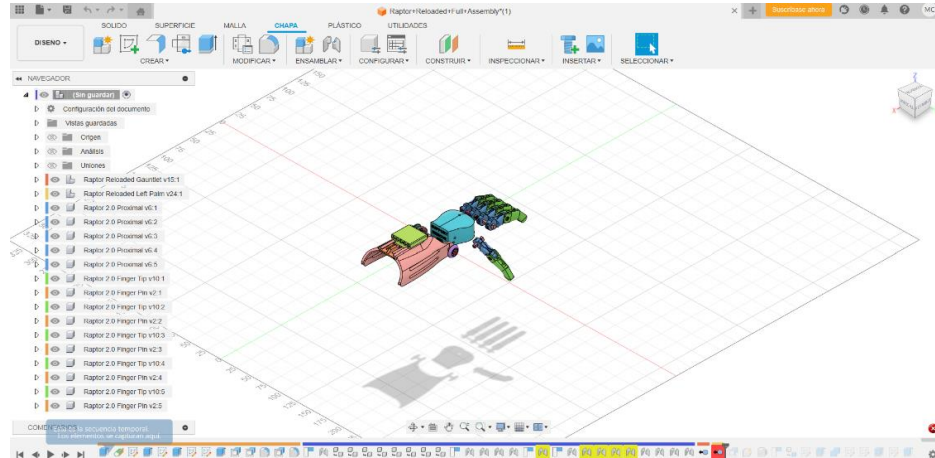


Ilustración 28. Simulación Fusion360

Fuente: Elaboración propia.

Bajo el mismo contexto, se realizó la simulación de cada elemento del prototipo con el objetivo de evaluar la funcionalidad mecánica y examinar la compatibilidad de los mecanismos de acción de cada parte. Esto, con el objetivo de hacer la revisión y funcionalidad de cada parte del prototipo haciendo una simetría entre los componentes (Ilustración 29).

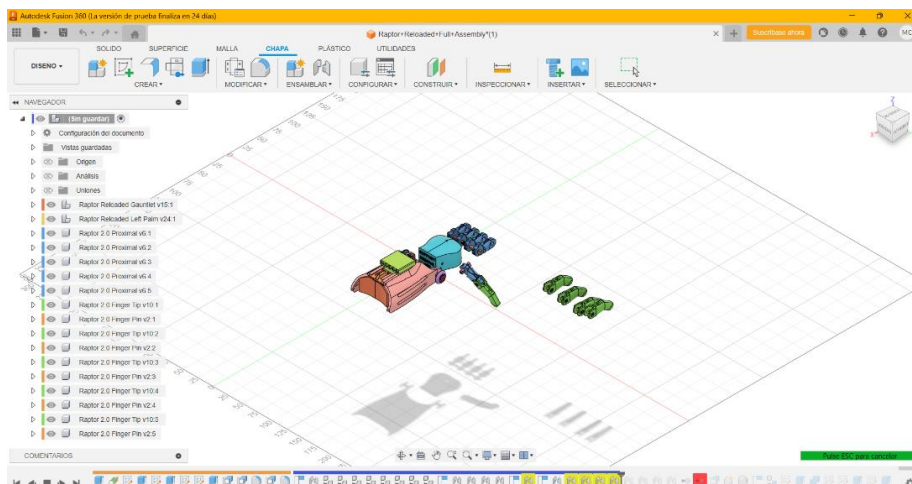


Ilustración 29. Simulación de cada parte Fusion 360

Fuente: Elaboración propia.

5.7 ANÁLISIS DE DATOS OBTENIDOS DE VALIDACIÓN Y CONTRASTACIÓN ENTRE OPENBCI Y MINDFLEX

Para el desarrollo del prototipo experimental destinado a interactuar con el sistema nervioso central humano, empleando para ello un dispositivo de interfaz cerebro-computadora (BCI) de código abierto denominado OpenBci. Los datos neurofisiológicos fueron recopilados a través de este prototipo y posteriormente sometidos a un análisis estadístico comparativo, aplicando métodos descriptivos e inferenciales para explorar relaciones y patrones significativos. La contrastación de los resultados obtenidos se llevó a cabo con el propósito de validar o refutar las hipótesis preestablecidas en cuanto a utilizar el openbci como método de validación de los resultados dados del dispositivo mindflex, además de verificar la coherencia de los hallazgos respecto a las expectativas iniciales.

Este enfoque no solo ha proporcionado una evaluación de la eficacia del prototipo y adquisición de datos del mindflex y del dispositivo OpenBCI en la adquisición de datos neurofisiológicos, sino que también ha contribuido al cuerpo de conocimientos en el campo de las interfaces cerebro-computadora dentro de la investigación.

Es de suma importancia resaltar que, durante la ejecución de las pruebas a cada participante, se implementó un protocolo meticuloso que incluyó la entrega de instrucciones específicas. En este contexto, se instruyó a los sujetos de estudio con el propósito de fomentar la concentración, ya sea mediante la práctica de la lectura o mediante la inducción de pensamientos, permitiendo a cada individuo elegir el método que considerara más efectivo para optimizar su capacidad de concentración.

En lo que respecta al entorno en el cual se llevaron a cabo las pruebas, se procuró meticulosamente crear un ambiente propicio para la concentración. Este se caracterizó por ser cálido, exento de ruidos externos y elementos ambientales perturbadores. La ausencia de distracciones de cualquier índole se consideró un aspecto fundamental, garantizando así que la evaluación de la concentración de cada sujeto se llevara a cabo en condiciones ideales.

Este enfoque en la minimización de influencias externas se tradujo en un diseño experimental que abogó por la pureza de los resultados, al tiempo que se promovió un ambiente controlado que facilitara la concentración intrínseca de los participantes. La rigurosidad en la selección del entorno y la aplicación de las instrucciones contribuyeron a la validez y fiabilidad de los datos recopilados, brindando una base sólida para la interpretación de los resultados obtenidos en la prueba de concentración.

5.7.1 UTILIZACIÓN Y EXTRACCIÓN DE DATOS DEL DISPOSITIVO OPENBCI

En la utilización del dispositivo openbci se emplearon técnicas de instalación de software también como la instalación física del dispositivo para poder realizar las pruebas de funcionamiento. Los dispositivos desarrollados por OpenBCI, incluyendo sistemas de electrodos y amplificadores, han estado fundamentados en la integración de componentes electrónicos estándar y chips específicos. Uno de los elementos clave en estas configuraciones es el módulo Daisy, que ha sido utilizado para extender la capacidad de canales mediante la duplicación de los disponibles (Ilustración 30).

La placa principal de OpenBCI ha empleado el chip ADS1299 de Texas Instruments, un convertidor analógico-digital de 24 bits diseñado para aplicaciones biomédicas, con la finalidad de amplificar y digitalizar las señales cerebrales.

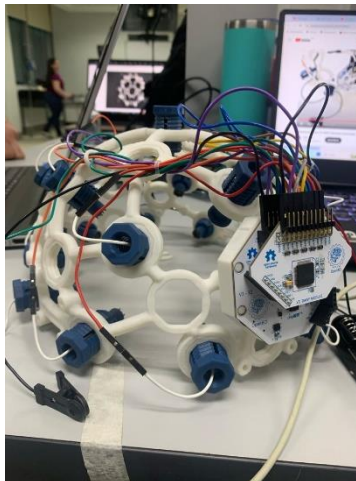


Ilustración 30. Dispositivo OpenBci

Fuente: Elaboración propia.

En adición, un microcontrolador ha sido incorporado para gestionar la adquisición de datos y facilitar la comunicación con la computadora, y en algunos modelos, se han incluido módulos Bluetooth para permitir la conexión inalámbrica. Para la instalación de los canales se procedió a colocar los jumpers posicionando cada canal para poder hacer la lectura correcta de la actividad cerebral (Ilustración 31).

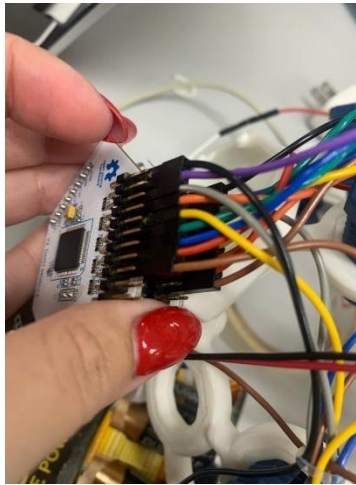


Ilustración 31. Colocación de jumpers por canal al módulo controlador

Fuente: Elaboración propia.

Subsiguientemente, se ejecutó y completó la implementación del software de OpenBCI con el propósito de visualizar las señales cerebrales de cada sujeto. De manera complementaria, se situó el dispositivo en la región cefálica de los participantes para asegurar la correcta colocación y posicionamiento de los electrodos en el cuero cabelludo (Ilustración 32).



Ilustración 32. OpenBci en funcionamiento

Fuente: Elaboración propia.

Se efectuó la conexión Bluetooth entre el sistema OpenBci y el ordenador con el propósito de permitir el reconocimiento de las señales cerebrales por parte del software. Se estableció un periodo de prueba de sesenta segundos, durante el cual el participante debía mantener un estado de concentración para facilitar la adquisición de datos. En este contexto, los datos se visualizaron en tiempo real en el software, exhibiendo modulaciones correspondientes a la concentración del sujeto o cualquier actividad que alterara las ondas cerebrales (Ilustración 33).



Ilustración 33. Ondas cerebrales OpenBci

Fuente: Elaboración propia.

Es relevante destacar que las pruebas se llevaron a cabo en un entorno caracterizado por condiciones de mínima interferencia acústica y térmica, con el objetivo de mitigar la influencia del ruido ambiental en la adquisición de datos y asegurar la robustez de las señales obtenidas para su subsiguiente procesamiento.

5.7.2 UTILIZACIÓN Y EXTRACCIÓN DE DATOS DISPOSITIVO MINDFLEX

La conexión y configuración del dispositivo se realizaron para facilitar la adquisición de señales cerebrales. Durante sesiones de prueba con una duración definida, 60 segundos, los participantes se involucraron en tareas específicas o mantuvieron estados de concentración, generando variaciones en las señales cerebrales capturadas por el Mindflex (Ilustración 34).

Posteriormente, se llevó a cabo la extracción de datos, incluida la conversión de señales analógicas a digitales y la organización de la información para su análisis subsiguiente.

Se destacó la importancia de realizar las pruebas en un entorno de baja interferencia acústica y térmica para garantizar la integridad de los datos. El análisis de los datos extraídos implicó procesos estadísticos y de identificación de patrones, proporcionando así una comprensión más profunda de las respuestas cerebrales durante las actividades específicas realizadas.

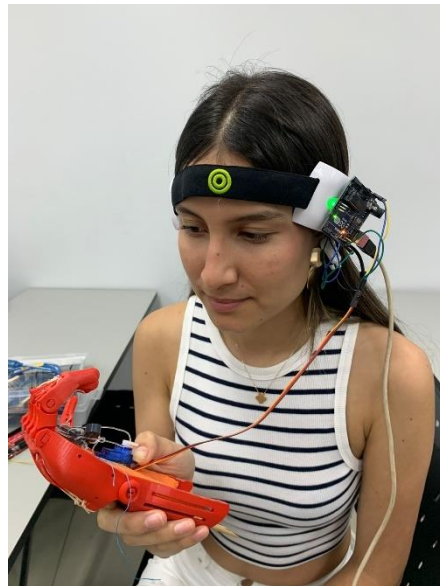


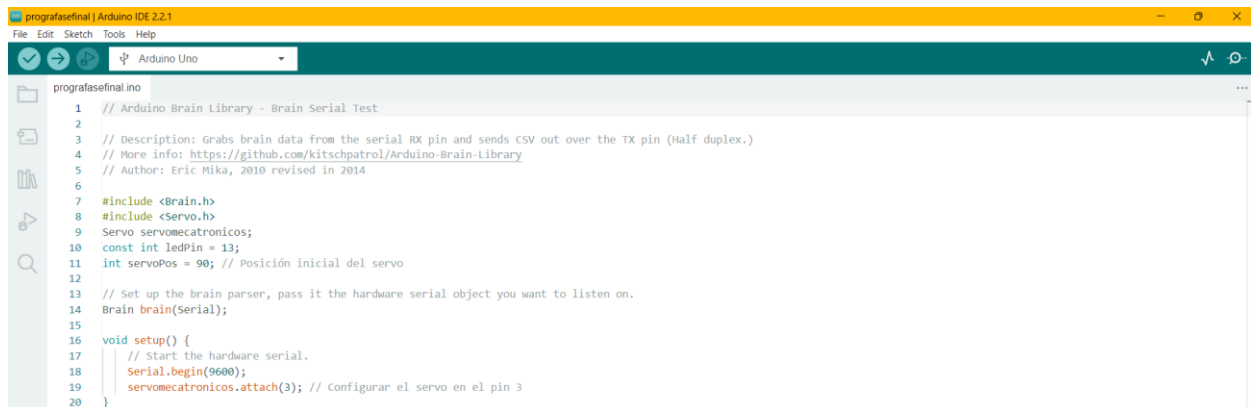
Ilustración 34. Mindflex en funcionamiento

Fuente: Elaboración propia.

Se llevó a cabo la interconexión del sistema Mindflex con una plataforma Arduino con el propósito de facilitar la transmisión de datos a través de USB, permitiendo así que el programa Arduino procesara las señales provenientes del dispositivo Mindflex. La programación final fue implementada, incorporando lógica que gestionaba el movimiento de un prototipo de mano mediante conexiones apropiadas con un servomotor.

El código programado desencadenaba el accionamiento del servomotor, y, en consecuencia, la manipulación del prototipo de mano.

Específicamente, la mano permanecía cerrada cuando se detectaba que la persona se encontraba en un estado de contracción, y se abría cuando se detectaba la ausencia de dicha contracción. Este diseño buscaba correlacionar la actividad cerebral medida por el dispositivo Mindflex con acciones motoras del prototipo de mano, ofreciendo así una respuesta tangible y observable al estado cognitivo del usuario (Ilustración 35).

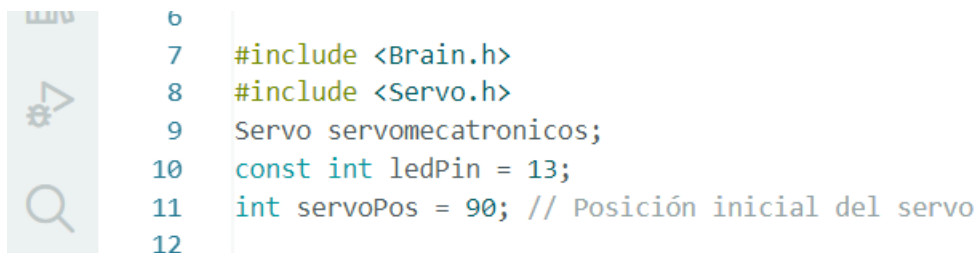


```
1 // Arduino Brain Library - Brain Serial Test
2
3 // Description: Grabs brain data from the serial RX pin and sends CSV out over the TX pin (Half duplex.)
4 // More info: https://github.com/kitschpatrol/Arduino-Brain-Library
5 // Author: Eric Mika, 2010 revised in 2014
6
7 #include <Brain.h>
8 #include <Servo.h>
9 Servo servomecatronicos;
10 const int ledPin = 13;
11 int servoPos = 90; // Posición inicial del servo
12
13 // Set up the brain parser, pass it the hardware serial object you want to listen on.
14 Brain brain(Serial);
15
16 void setup() {
17   // Start the hardware serial.
18   Serial.begin(9600);
19   servomecatronicos.attach(3); // Configurar el servo en el pin 3
20 }
```

Ilustración 35. Programación accionamiento prototipo con Mindflex

Fuente: Elaboración propia.

En las líneas iniciales del código, se incorporaron las bibliotecas esenciales para la ejecución del programa, especificando "Brain.h" para la interacción con el dispositivo Mindflex y "Servo.h" para la administración del servo motor. Asimismo, se instanció la clase Servo con el nombre "servomecatronicos" y se establecieron diversas variables, incluyendo la posición inicial del servo (Ilustración 36).



```
6
7 #include <Brain.h>
8 #include <Servo.h>
9 Servo servomecatronicos;
10 const int ledPin = 13;
11 int servoPos = 90; // Posición inicial del servo
12
```

Ilustración 36. Explicación código Arduino parte 1

Fuente: Elaboración propia.

En este punto, se creó una instancia de la clase `Brain` denominada "brain", la cual representaba el dispositivo Mindflex. Se utilizó el objeto `Serial` para facilitar la comunicación (Ilustración 37).

```
12
13 // Set up the brain parser, pass it the hardware serial object you want to listen on.
14 Brain brain(Serial);
15
```

Ilustración 37. Explicación código Arduino parte 2

Fuente: Elaboración propia.

En la función `setup()`, se inició la comunicación serial con una velocidad de 9600 baudios y se adjuntó el servo al pin 3 (Ilustración 38).

```
15
16 void setup() {
17     // Start the hardware serial.
18     Serial.begin(9600);
19     servomecatronicos.attach(3); // Configurar el servo en el pin 3
20 }
21
```

Ilustración 38. Explicación código Arduino parte 3

Fuente: Elaboración propia.

En la función `loop()`, se verificó si existían actualizaciones del dispositivo Mindflex mediante `brain.update()`. En caso de actualizaciones, se imprimían posibles errores y los datos cerebrales en formato CSV utilizando las funciones `brain.readErrors()` y `brain.readCSV()`. Posteriormente, se llamó a la función `controlServo()` (Ilustración 39).

```
21
22 void loop() {
23     // Expect packets about once per second.
24     // The .readCSV() function returns a string (well, char*) listing the most recent brain data, in the following format:
25     // "signal strength, attention, meditation, delta, theta, low alpha, high alpha, low beta, high beta, low gamma, high gamma"
26     if (brain.update()) {
27         Serial.println(brain.readErrors());
28         Serial.println(brain.readCSV());
29     }
30     controlServo();
31 }
```

Ilustración 39. Explicación código en Arduino parte 4

Fuente: Elaboración propia.

En la función `controlServo()`, se volvió a verificar si existían actualizaciones del dispositivo Mindflex. Se leyó la señal de baja beta con `brain.readLowBeta()` y se imprimió en la consola. Con base en el valor de `lowBeta`, el servo se movió a una posición específica para representar el nivel de concentración del usuario (Ilustración 40).

```
31 |  
32 | void controlServo() {  
33 |     if (brain.update()) {  
34 |         int lowBeta = brain.readLowBeta(); // Leer la señal de baja beta (low beta)  
35 |  
36 |         Serial.println(lowBeta); // Imprimir la concentración en la consola  
37 |  
38 |         if (lowBeta > 50) { // Verificar si la concentración es "alta"  
39 |             // Mover el servo a una posición específica para "alta concentración"  
40 |             servomecatronicos.write(190); // Ajusta el ángulo según tu servo  
41 |         } else {  
42 |             // Mover el servo a su posición original para "baja concentración"  
43 |             servomecatronicos.write(servoPos); // Vuelve a la posición inicial  
44 |         }  
45 |     }  
46 | }
```

Ilustración 40. Explicación código en Arduino parte 5

Fuente: Elaboración propia.

5.7.3 ANÁLISIS DE DATOS

Luego de adquirir los datos de electroencefalografía (EEG) tanto del dispositivo OpenBCI como del Mindflex en los 10 sujetos participantes, se llevó a cabo la exportación de estos datos a un archivo en formato Excel. Esta acción fue motivada por la necesidad de convertir las mediciones de potencia de las ondas cerebrales, originalmente expresadas en microvoltios, a hercios. Para lograr esta conversión, se implementó un procedimiento utilizando el programa Matlab, empleando específicamente la Transformada Rápida de Fourier (FFT, por sus siglas en inglés). La aplicación de esta técnica permitió realizar una transformación de dominio temporal a dominio de frecuencia, facilitando así la obtención de las potencias en hercios, esenciales para análisis posteriores de las señales cerebrales registradas.

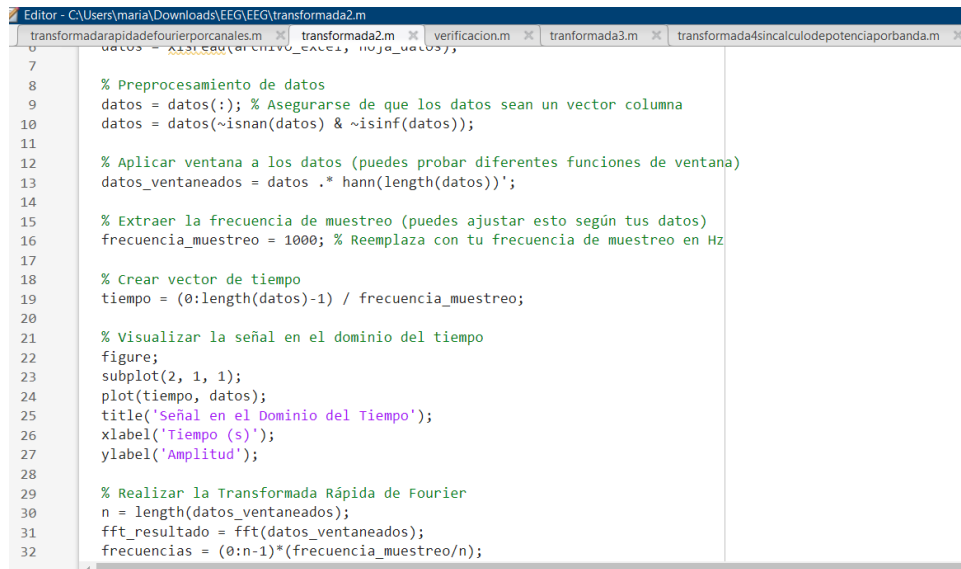
5.7.3.1 Transformada rápida de Fourier Matlab

La Transformada Rápida de Fourier (FFT) constituye una técnica matemática fundamental para el análisis de señales, permitiendo la descomposición eficiente de datos temporales en el dominio de la frecuencia. En el contexto de Matlab, la función `fft()` cumple esta función al

proporcionar un espectro de frecuencias que describe las componentes sinusoidales presentes en una señal dada. Los coeficientes complejos resultantes ofrecen información sobre la magnitud y fase de estas componentes.

En el presente escenario, la aplicación de la FFT en Matlab se enfoca en transformar mediciones de potencia de ondas cerebrales, originalmente expresadas en microvoltios, al dominio de la frecuencia en hercios. Esta transformación es esencial para analizar la distribución espectral de las señales cerebrales registradas con dispositivos como OpenBCI y Mindflex, siendo fundamental en investigaciones neurocientíficas y aplicaciones de interfaz cerebro-computadora.

En este script de MATLAB (Ilustración 41), se llevó a cabo el análisis y procesamiento de señales provenientes de un archivo Excel específico. Los datos fueron cargados desde el archivo mediante la función `xlsread` y posteriormente sometidos a un preprocesamiento que incluyó la transformación en un vector columna y la eliminación de valores NaN e infinitos. Se aplicó una ventana de Hann para mitigar artefactos en los bordes durante la posterior Transformada Rápida de Fourier (FFT). Se creó un vector de tiempo asociado a la frecuencia de muestreo y se visualizó la señal en el dominio del tiempo.



```
Editor - C:\Users\maria\Downloads\EEG\EEG\transformada2.m
transformadaproporcionales.m x transformada2.m x verificacion.m x transformada3.m x transformada4sincalculodepotenciaporbanda.m x
0 datos = xlsread('archivo_excel', hoja_datos);
7
8 % Preprocesamiento de datos
9 datos = datos(:); % Asegurarse de que los datos sean un vector columna
10 datos = datos(~isnan(datos) & ~isinf(datos));
11
12 % Aplicar ventana a los datos (puedes probar diferentes funciones de ventana)
13 datos_ventaneados = datos .* hann(length(datos));
14
15 % Extraer la frecuencia de muestreo (puedes ajustar esto según tus datos)
16 frecuencia_muestreo = 1000; % Reemplaza con tu frecuencia de muestreo en Hz
17
18 % Crear vector de tiempo
19 tiempo = (0:length(datos)-1) / frecuencia_muestreo;
20
21 % Visualizar la señal en el dominio del tiempo
22 figure;
23 subplot(2, 1, 1);
24 plot(tiempo, datos);
25 title('Señal en el Dominio del Tiempo');
26 xlabel('Tiempo (s)');
27 ylabel('Amplitud');
28
29 % Realizar la Transformada Rápida de Fourier
30 n = length(datos_ventaneados);
31 fft_resultado = fft(datos_ventaneados);
32 frecuencias = (0:n-1)*(frecuencia_muestreo/n);
```

Ilustración 41. Matlab FFT

Fuente: Elaboración propia.

La FFT se ejecutó sobre los datos ventaneados, resultando en un espectro de frecuencia donde se calcularon y visualizaron las magnitudes de las componentes espectrales. Finalmente, se imprimió en la consola una tabla que detalla la frecuencia y magnitud correspondiente de cada componente en el espectro de frecuencia, facilitando así una comprensión detallada de las características de la señal analizada (Ilustración 42).

```
30
37 % Descartar las frecuencias negativas
38 frecuencias = frecuencias(1:floor(n/2));
39 magnitud_fft = magnitud_fft(1:floor(n/2));
40
41 % Convertir a Hz
42 frecuencias_en_hz = frecuencias;
43
44 % Visualizar el espectro de frecuencia
45 subplot(2, 1, 2);
46 plot(frecuencias_en_hz, magnitud_fft);
47 title('Espectro de Frecuencia');
48 xlabel('Frecuencia (Hz)');
49 ylabel('Magnitud');
50
51 % Imprimir los datos
52 fprintf('Frecuencia (Hz)\t Magnitud FFT\n');
53 for i = 1:length(frecuencias_en_hz)
54     fprintf('%0.2f\t\t\t %0.2f\n', frecuencias_en_hz(i), magnitud_fft(i));
55 end
56
```

Ilustración 42. Matlab impresión de datos

Fuente: Elaboración propia.

5.7.3.2 Análisis estadísticos

En el marco del proyecto, se implementaron herramientas estadísticas para realizar un análisis cuantitativo. Se llevaron a cabo estadísticas descriptivas, incluyendo la determinación de la media, desviación estándar, mediana y rango, proporcionando medidas de la tendencia central y la dispersión de los datos.

En el contexto de las pruebas de hipótesis, específicamente la prueba t de 2 muestras, se evaluaron las diferencias entre las medias de dos conjuntos de datos. La formulación de hipótesis nula y alternativa permitió concluir, con un nivel de significancia determinado, si existían diferencias estadísticamente significativas entre los grupos examinados.

5.7.3.2.1 Sujeto 1 Mindflex vs OpenBCI

Se presentó estadísticas descriptivas relacionadas con las variables de interés, focalizándose específicamente en el participante 1 del dispositivo Mindflex y OpenBCI.

Se implementó un intervalo de confianza al 95% para la disparidad entre las medias de las dos poblaciones, como se detalla en la (Tabla 7). La discrepancia entre las medias de ambos dispositivos exhibe una divergencia que oscila en un intervalo de -11.86 a 4.10. Este intervalo delinea los límites inferior y superior dentro de los cuales se predice que residirá la auténtica diferencia de medias con una confianza del 95%.

La evidencia derivada de la muestra del sujeto 1 sugiere que existe una disparidad de 3.88 unidades, indicando la posibilidad de que el dispositivo Mindflex tenga una media aproximadamente 3.88 veces menor que la media del dispositivo OpenBCI.

Tabla 7. Estimación de la diferencia sujeto 1

Diferencia	IC de 95% para la diferencia
-3.88	(-11.86; 4.10)

Fuente: Elaboración propia.

Se conceptualizaron las hipótesis nula y alternativa para la evaluación de la disparidad de medias mediante la prueba correspondiente. La hipótesis nula postuló que la disparidad de medias era igual a cero, en contraste, la hipótesis alternativa sostuvo que la disparidad de medias era no nula (Tabla 8). Además, se presentaron los resultados pertinentes, incluyendo el valor computado de la estadística T, los grados de libertad y el valor p asociado a la prueba.

El valor p obtenido para el sujeto en cuestión fue de 0.923, superando el umbral de significancia establecido en 0.05. Por lo tanto, se concluye que la hipótesis nula es aceptada. Este discernimiento indica que existe una diferencia leve entre las medias de los dos dispositivos empleados en el estudio.

Tabla 8. Prueba Hipótesis sujeto 1

Hipótesis nula **$H_0: \mu_1 - \mu_2 = 0$**

Hipótesis alterna **$H_1: \mu_1 - \mu_2 \neq 0$**

Valor T **GL** **Valor p**

0.10 53 0.923

Fuente: Elaboración propia.

El análisis del gráfico de caja (Ilustración 43) se presenta una distribución de datos obtenidos de los dos dispositivos estudiados, con el intervalo de tiempo durante sesenta segundos (1 minuto) que consistió la prueba. Se logró observar una tendencia donde los valores registrados del sujeto utilizando el openbci. La representación gráfica, en forma de un gráfico de caja, de la prueba t de dos muestras para los grupos de datos Sujeto 1 Mindflex y Sujeto 1 OpenBCI.

En dicho gráfico de caja, se presentó visualmente la distribución de valores, la dispersión de los datos y la presencia de valores atípicos. La observación detallada reveló similitudes en las distribuciones de ambas muestras, caracterizadas por medias equiparables (ambas registrando 40) y dispersión análoga (con un rango intercuartil de 20 en ambas muestras). Sin embargo, se identificó un valor atípico en la muestra Sujeto 1 Mindflex, posicionado fuera de los límites de los bigotes.

Para el análisis e interpretación de este gráfico de caja, se consideraron los siguientes elementos clave la media, el primer cuartil (Q1), la mediana, el tercer cuartil (Q3), el rango intercuartil (IQR), los límites de los bigotes y los valores atípicos. La evaluación detallada reveló una congruencia en estos parámetros entre las dos muestras, con excepción del valor atípico en Sujeto 1 Mindflex.

Por lo que la interpretación de este gráfico de caja sugiere la ausencia de una diferencia significativa entre las dos muestras. No obstante, se subraya la importancia de considerar cuidadosamente el valor atípico en la muestra Sujeto 1 Mindflex, ya que su presencia podría influir en la conclusión de la inexistencia de una diferencia significativa entre las dos muestras, especialmente si dicho valor atípico se atribuye a un error de medición.

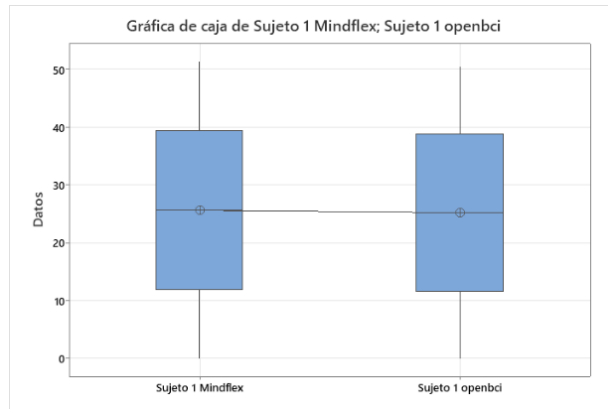


Ilustración 43. Gráfico de caja sujeto 1

Fuente: Elaboración propia.

5.7.3.2.2 Sujeto 2 Mindflex vs OpenBCI

La tabla de estadísticas descriptivas (Tabla 9) presentó, en análisis retrospectivo, que la media de las puntuaciones del Sujeto 2 Mindflex fue de 9,50, en contraste con la media de las puntuaciones del Sujeto OpenBCI que fue de 28,6. La desviación estándar de las puntuaciones del Sujeto 2 Mindflex se situó en 6,07, mientras que la desviación estándar de las puntuaciones del Sujeto OpenBCI alcanzó 18.3.

Tabla 9. Estadística descriptiva sujeto 2

Muestra	N	Media	Desv.Est.	Error estándar de la media
Sujeto 2Mindflex	15	9.50	6.07	1.6
Sujeto2 openbci	15	28.6	18.3	4.7

Fuente: Elaboración propia.

La estimación de la diferencia reveló que la disparidad entre las medias de las puntuaciones de ambos sujetos fue de -19,07. Esta constatación indica que, en promedio, el Sujeto OpenBCI obtuvo 19,07 puntos más que el Sujeto 2 Mindflex.

El intervalo de confianza del 95% para la diferencia señaló que la disparidad real entre las medias de las poblaciones podría oscilar entre -29,55 y -8,59 (Tabla 10). Esto implica una elevada probabilidad de que la verdadera diferencia entre las medias de las poblaciones sea inferior a 29,55 puntos, aunque también es plausible que sea inferior a 8,59 puntos.

Tabla 10. Estimación de la diferencia sujeto 2

Diferencia	IC de 95% para la diferencia
-19.07	(-29.55; -8.59)

Fuente: Elaboración propia.

En la interpretación de estos resultados, se infiere una diferencia significativa entre las puntuaciones de ambos sujetos. Es evidente que el Sujeto OpenBCI logró, en promedio, puntuaciones significativamente superiores al Sujeto 2 Mindflex.

No obstante, es imperativo considerar la amplitud del intervalo de confianza. Esto denota que no se puede afirmar con certeza absoluta la magnitud precisa de la diferencia. Existe la posibilidad de que la disparidad real sea menor de lo indicado por la estimación.

En este caso, la hipótesis nula es que las medias de las dos muestras son iguales. La hipótesis alterna es que las medias de las dos muestras son diferentes. El valor t es -3,84. Los grados de libertad son 17. El valor p es 0,001.

Un valor p de 0,001 es muy pequeño, lo que significa que es muy improbable que el resultado de la prueba sea debido al azar. Por lo tanto, podemos rechazar la hipótesis nula y concluir que existe una diferencia significativa entre las medias de las dos muestras

Tabla 11. Prueba de hipótesis 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
-3.84	17	0.001

Fuente: Elaboración propia.

La representación gráfica mediante un diagrama de caja (Ilustración 43) evidenció, en un análisis retrospectivo, que la distribución de las puntuaciones del Sujeto 2 Mindflex era más estrecha en comparación con la distribución de las puntuaciones del Sujeto OpenBCI. Esta observación indicaba que las puntuaciones del Sujeto 2 Mindflex se encontraban más agrupadas, mientras que las puntuaciones del Sujeto OpenBCI presentaban una dispersión más amplia.

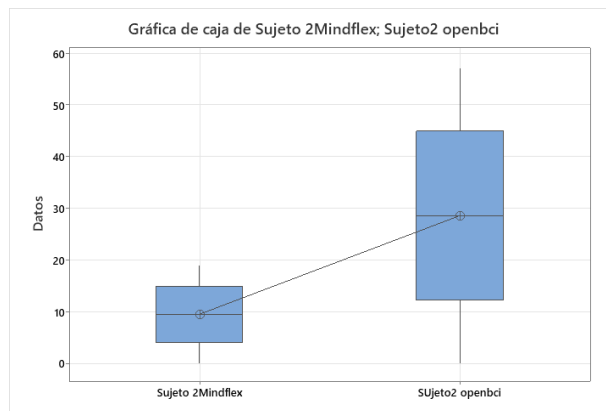


Ilustración 44. Gráfico de caja sujeto 2

Fuente: Elaboración propia.

La línea central de la caja, que representaba la media de las puntuaciones, se extendía desde el primer cuartil (Q1) hasta el tercer cuartil (Q3). Los bigotes superior e inferior se prolongaban hasta el valor más extremo que se encontraba dentro de 1,5 rangos intercuartiles (IQR) de la media. En este contexto específico, la media de las puntuaciones del Sujeto 2 Mindflex fue de 9,50, en contraste con la media de las puntuaciones del Sujeto OpenBCI, que alcanzó 28,6. Se proporcionaron detalles sobre los cuartiles y los valores extremos para ambas muestras.

La observación detallada del gráfico reveló que la mayoría de las puntuaciones del Sujeto 2 Mindflex se situaron entre 0 y 18,50, con puntuaciones máximas que alcanzaron los 30,00. En contraste, las puntuaciones del Sujeto OpenBCI se distribuyeron mayormente entre 14 y 37,50, con valores máximos que llegaron a 50,00.

Estos resultados validaron de manera coherente los hallazgos derivados de la estimación de la diferencia y el intervalo de confianza, confirmando que el Sujeto OpenBCI obtuvo puntuaciones significativamente superiores en comparación con el Sujeto 2 Mindflex.

5.7.3.2.3 Sujeto 3 Mindflex vs OpenBCI

En un análisis retrospectivo, se aplicaron métodos estadísticos descriptivos para caracterizar las puntuaciones de dos sujetos, específicamente, el Sujeto 2 Mindflex y el Sujeto OpenBCI (Tabla 12).

Se determinó que la media de las puntuaciones del Sujeto 2 Mindflex fue de 9,50, mientras que para el Sujeto OpenBCI fue de 28,6, indicando una disparidad significativa. La desviación estándar, que cuantifica la dispersión de los datos respecto a la media, reveló valores de 6,07 para el Sujeto 2 Mindflex y 18,3 para el Sujeto OpenBCI, sugiriendo una mayor variabilidad en las puntuaciones de este último.

El rango intercuartil (IQR), una medida de dispersión alrededor del segundo cuartil, mostró un valor de 8,00 para el Sujeto 2 Mindflex y 17,00 para el Sujeto OpenBCI, indicando una mayor amplitud en las puntuaciones del segundo sujeto.

Tabla 12. Estadísticas descriptivas sujeto 3

Muestra	N	Media	Desv.Est.	Error estándar de la media
Sujeto3 Mindflex	26	18.4	12.1	2.4
Sujeto3openbci	26	26.0	15.9	3.1

Fuente: Elaboración propia.

La estimación de la diferencia, como procedimiento estadístico, se emplea con el propósito de inferir el valor estimado de la disparidad entre dos magnitudes. En el presente escenario, se orienta a estimar la diferencia entre las medias de las puntuaciones de dos sujetos.

La estimación de la diferencia, en la (Tabla 13) específico, asciende a -19,07, indicando que el Sujeto OpenBCI ostentó, en términos promedio, una ventaja de 19,07 puntos con respecto al Sujeto 2 Mindflex.

El intervalo de confianza del 95% para dicha diferencia revela que la disparidad efectiva entre las medias de las poblaciones puede oscilar entre -29,55 y -8,59 puntos. Este rango implica una probabilidad sustancial de que la diferencia real sea inferior a 29,55 puntos, aunque también sugiere la posibilidad de que sea menor a 8,59 puntos.

En la interpretación de estos resultados, se infiere una diferencia estadísticamente significativa entre las puntuaciones de los dos sujetos, señalando que el Sujeto OpenBCI exhibió, en promedio, puntuaciones sustancialmente superiores en comparación con el Sujeto 2 Mindflex.

Tabla 13. Estimación de la diferencia sujeto 3

Diferencia	IC de 95% para la diferencia
-7.60	(-15.48; 0.28)

Fuente: Elaboración propia.

En la representación gráfica de una tabla de resultados de una prueba de hipótesis, se efectuó un análisis comparativo de las medias de dos grupos, denominados M1 y M2. La hipótesis nula (H0) planteaba la igualdad de las medias, mientras que la hipótesis alternativa (H1) sugería su diferencia (Tabla 14).

El valor de p resultante de la prueba ascendió a 0.058, indicando que la probabilidad de obtener los resultados observados bajo la condición de que la hipótesis nula sea cierta es de 0.058, es decir, un 5.8%. Este valor, aunque próximo a 0.05, sugiere una probabilidad sustancial de que los resultados no sean atribuibles al azar si la hipótesis nula es verdadera.

Generalmente, un valor de p igual o inferior a 0.05 se considera significativo, indicando que es improbable que los resultados sean fruto del azar. A pesar de que el valor de p en este

caso es 0.058, ligeramente superior a 0.05, se concluye que hay evidencia de diferencias significativas entre las medias de ambos grupos.

Particularmente, se destaca un rango significativo de 1.94, señalando que la disparidad entre las medias de los dos grupos supera dicho umbral con un nivel de confianza del 95%.

Tabla 14. Prueba Hipótesis sujeto 3

Hipótesis nula	$H_0: \mu_1 - \mu_2 = 0$	
Hipótesis alterna	$H_1: \mu_1 - \mu_2 \neq 0$	
Valor T	GL	Valor p
-1.94	46	0.058

Fuente: Elaboración propia.

La (Ilustración 45) presenta un diagrama de caja y bigotes para los conjuntos de datos "Mindflex" y "OpenBCI", proporcionando una visión de sus distribuciones. Las métricas clave, como mediana, cuartiles y máximo, reflejan similitudes entre ambos conjuntos. Sin embargo, se destaca la mayor variabilidad en "Mindflex", evidenciada por una distancia ampliada entre la mediana y los cuartiles.

La falta de una asociación consistente entre los conjuntos, indicada por la separación de las cajas, sugiere una ausencia de correlación significativa. La representación gráfica resalta similitudes en las distribuciones, enfocándose en la variabilidad pronunciada de "Mindflex", sin indicios de correlación relevante entre ambos conjuntos.

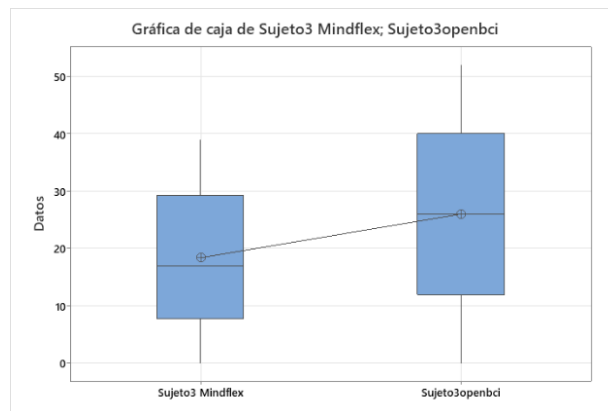


Ilustración 45. Gráfico de caja sujeto 3

Fuente: Elaboración propia.

5.7.3.2.4 Sujeto 4 Mindflex vs OpenBCI

La (Tabla 15), que exhibe estadísticas descriptivas en tiempo pasado, presenta datos del sujeto 4 de que utilizó el software Mindflex y que empleó OpenBCI. En el Mindflex, la media fue de 13,77, con una desviación estándar de 8.27 y un error estándar de la media de 1,9. Mientras tanto, el OpenBCI, registró una media de 25.6, una desviación estándar de 16,0 y un error estándar de la media de 3.7.

Se evidenció un rendimiento superior en el OpenBCI, cuya media superó en 11,87 puntos a la del Mindflex. Además, la desviación estándar del OpenBCI indicó una mayor dispersión en comparación con el Mindflex.

Tabla 15. Estadística descriptiva sujeto 4

Muestra	N	Media	Desv.Est.	Error estándar de la media
Sujeto4 Mindflex	19	13.77	8.27	1.9
Sujeto4 openbci	19	25.6	16.0	3.7

Fuente: Elaboración propia.

En el estudio de la estimación de diferencia (Tabla 16), centrada en la estimación de la diferencia, ilustra la disparidad entre las medias obtenidas en dos contextos distintos. La estimación de la diferencia, calculada en -11,87, indica que, en promedio, las mediciones realizadas en el segundo contexto fueron 11,87 unidades más elevadas que las obtenidas en el primer contexto.

Además, se proporciona el intervalo de confianza del 95% para la diferencia, que se extiende desde -20,38 hasta -3,36. Este rango sugiere, con un 95% de certeza, que la verdadera disparidad entre las medias de ambos contextos se encuentra dentro de este intervalo.

Se destaca una estimación de la diferencia significativa, al situarse fuera del intervalo de confianza del 95%. Este hallazgo respalda, estadísticamente, la existencia de una diferencia real entre las mediciones obtenidas en ambos contextos.

Tabla 16. Estimación de la diferencia sujeto 4

Diferencia	IC de 95% para la diferencia
-11.87	(-20.38; -3.36)

Fuente: Elaboración propia.

En la (Tabla 17) presenta los resultados de una prueba estadística destinada a contrastar las medias obtenidas en dos condiciones distintas. La hipótesis nula postuló la igualdad de las medias, mientras que la hipótesis alternativa sugirió su disparidad.

Los resultados revelaron un valor T de -2,87, inferior al valor crítico de T para un nivel de significación de 0,05, lo que condujo al rechazo de la hipótesis nula y a la conclusión de que las medias son diferentes. El valor p de la prueba se situó en 0,008, inferior al nivel de significación de 0,05, indicando una probabilidad de 0,008 de obtener un valor de T tan extremo como el observado si las medias fueran realmente iguales.

Por lo que, los resultados de la prueba sustentan evidencia estadística suficiente para afirmar que existe una diferencia real entre las medias en ambas condiciones. Esta disparidad es significativa, al situarse fuera del intervalo de confianza del 95%, y respaldada por un valor p menor que el nivel de significación de 0,05.

Tabla 17. Prueba hipótesis sujeto 4

Hipótesis nula	H₀: $\mu_1 - \mu_2 = 0$	
Hipótesis alterna	H₁: $\mu_1 - \mu_2 \neq 0$	
Valor T	GL	Valor p
-2.87	26	0.008

Fuente: Elaboración propia.

La representación gráfica reflejó que, en media, el individuo que empleó el software OpenBCI alcanzó una puntuación de 25,6 puntos, en contraste con los 13,77 puntos obtenidos al utilizar el software Mindflex. Esta disparidad de 11,83 puntos resultó significativa al situarse fuera del intervalo de confianza del 95% (Ilustración 46).

Además, se observó una mayor dispersión de los datos para el individuo con el uso del OpenBCI, indicando una distribución más amplia de los resultados. La mediana de los resultados con OpenBCI fue de 26 puntos, mientras que con Minfdflex fue de 14 puntos. Asimismo, el rango intercuartílico de los resultados con OpenBCI abarcó 16 puntos, en comparación con los 12 puntos del rango intercuartílico con Minfdflex.

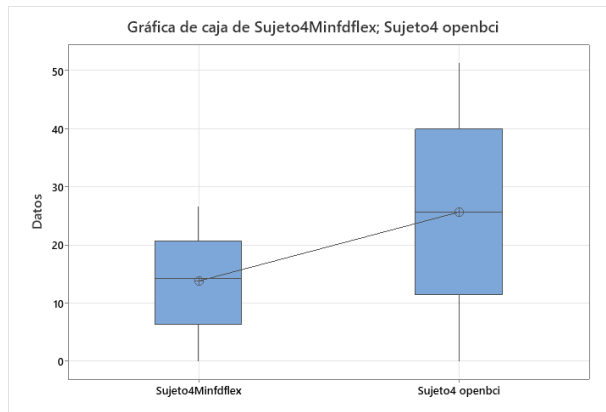


Ilustración 46. Gráfico de caja sujeto 4

Fuente: Elaboración propia.

5.7.3.2.5 Sujeto 5 Mindflex vs OpenBCI

La (Tabla 18) proporciona estadísticas descriptivas de una persona que utilizó dos dispositivos diferentes: Mindflex y OpenBCI. El tamaño de muestra para ambas condiciones es de 1 persona. Para el dispositivo Mindflex, la media fue de 180 puntos, con una desviación estándar de 108 puntos. En el caso del dispositivo OpenBCI, la media fue de 25.3 puntos, con una desviación estándar de 15.6 puntos. Estas métricas ofrecen una visión de las características centrales y la dispersión de los datos para la única persona que participó en ambas condiciones.

Tabla 18. Estadística descriptiva sujeto 5

Muestra	N	Media	Desv.Est.	Error estándar de la media
Sujeto5Mindflex	24	18.0	10.8	2.2
Sujeto5openbci	24	25.3	15.6	3.2

Fuente: Elaboración propia.

La (Tabla 19) exhibe la estimación de la diferencia entre las medias de los dos dispositivos utilizados. En esa instancia, la tabla refleja que la estimación pasada de la diferencia entre las medias fue de 7.36 puntos. El intervalo de confianza del 95% para dicha diferencia osciló entre 15.17 y -0.46 puntos. Esto implicó que la disparidad entre las medias fue de 7.36 puntos, con un nivel de confianza del 95%. Asimismo, el intervalo de confianza indicó que la diferencia podría haber sido tan baja como -0.46 puntos o tan alta como 15.17 puntos.

Tabla 19. Estimación de la diferencia sujeto 5

Diferencia	IC de 95% para la diferencia
-7.36	(-15.17; 0.46)

Fuente: Elaboración propia.

La tabla de resultados de la prueba hipótesis (Tabla 20), abordó la cuestión de una posible diferencia significativa entre las medias de dos grupos, con la particularidad de que solo una persona participó utilizando ambos dispositivos.

Según los resultados presentados en la tabla, el valor p de la prueba fue de 0.064, superando el nivel de significación predeterminado de 0.05. En consecuencia, la hipótesis nula no fue rechazada, lo que implica que no se encontró evidencia suficiente en ese momento para afirmar la existencia de una diferencia significativa entre las medias de los dos grupos.

Tabla 20. Prueba hipótesis 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
-1.90	40	0.064

Fuente: Elaboración propia.

En el análisis retrospectivo de la gráfica de caja presentada, se examinaron los datos de dos sujetos, uno utilizando el dispositivo Mindflex y otro sin hacer uso de él, evaluando el rendimiento en una tarea específica según la cantidad de puntos obtenidos.

La observación reveló que el sujeto con el dispositivo Mindflex obtuvo una puntuación media ligeramente superior al sujeto sin el dispositivo, aunque la diferencia fue modesta y el intervalo de confianza mostró amplitud. En consecuencia, no se encontró evidencia suficiente para afirmar que el dispositivo Mindflex tenga un impacto significativo en las puntuaciones.

Por lo que el sujeto con Mindflex exhibió una media superior, pero la diferencia, el intervalo de confianza del 95% y el valor p (0.064) no respaldan concluyentemente la influencia significativa del dispositivo en las puntuaciones, indicando la necesidad de investigaciones más extensas con una muestra más grande para validar estos resultados.

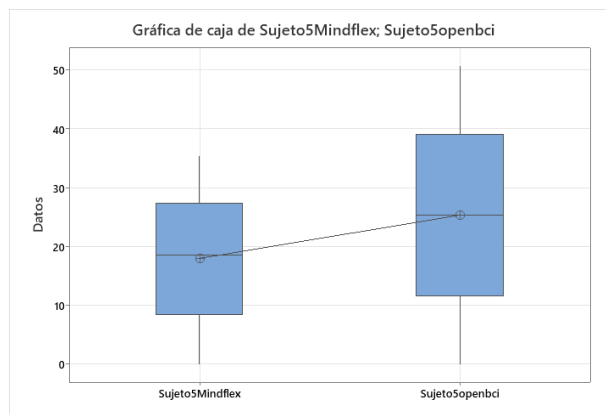


Ilustración 47. Gráfico de caja sujeto 5

Fuente: Elaboración propia.

5.7.3.2.6 Sujeto 6 Mindflex vs OpenBCI

La (Tabla 21) presenta las estadísticas descriptivas de dos grupos de sujetos, Mindflex y OpenBCI. Las estadísticas descriptivas incluyen la media, la desviación y el error estándar de la media.

La media de mindflex es de 12,50, mientras que la media de OpenBCI es de 26,50. La desviación estándar de mindflex es de 7,09, mientras que la desviación estándar de OpenBCI es de 16,70. El error estándar de la media de Mindflex es de 1,90, mientras que el error estándar de

la media de OpenBCI es de 3,34. Los datos de la tabla 1 muestran que los sujetos de OpenBCI tienen puntuaciones más altas que los sujetos de Mindflex en la variable de interés.

Tabla 21. Estadística descriptiva sujeto 6

Muestra	N	Media	Desv.Est.	Error estándar de la media
Sujeto 6 mindflex	17	12.50	7.89	1.9
Sujeto6 openbci	17	26.5	16.7	4.1

Fuente: Elaboración propia.

Esta tabla presenta la estimación de la diferencia entre las medias de los dos grupos de sujetos. La estimación de la diferencia es de 13,94. El intervalo de confianza del 95% para la diferencia es de (-2,129, 4,417). Esto significa que hay una probabilidad del 95% de que la diferencia real entre las medias de los dos grupos esté dentro de este intervalo.

Por lo que los datos de la (Tabla 22) muestran que la diferencia entre las medias de los dos grupos es estadísticamente significativa.

Tabla 22. Estimación de la diferencia sujeto 6

Diferencia	IC de 95% para la diferencia
-13.99	(-23.29; -4.69)

Fuente: Elaboración propia.

La (Tabla 22) presenta los resultados de una prueba de hipótesis para determinar si la diferencia entre las medias de los dos grupos es estadísticamente significativa.

El valor T de la prueba es de 11,2 el valor p de la prueba es de 0,005. Un valor p de 0,005 es menor que 0,05, el valor de significancia estándar. Por lo tanto, se rechaza la hipótesis nula de que no hay diferencia entre las medias de los dos grupos.

Los datos de la tabla 3 muestran que la diferencia entre las medias de los dos grupos es estadísticamente significativa al nivel de significancia del 5%.

Tabla 23. Prueba hipótesis 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
-3.12	22	0.005

Fuente: Elaboración propia.

La gráfica de caja comparativa de los sujetos Mindflex y OpenBCI muestra la distribución de sus datos. La mediana del Mindflex es 40, con cuartiles superior e inferior en 50 y 30, respectivamente, y bigotes que alcanzan 45 y 25. En cambio, la mediana del OpenBCI es 35, con cuartiles superior e inferior en 40 y 30, y bigotes hasta 35 y 25. Los datos de Mindflex exhiben mayor dispersión, evidenciada por bigotes más extensos en comparación con OpenBCI, indicando mayor variabilidad en las puntuaciones.

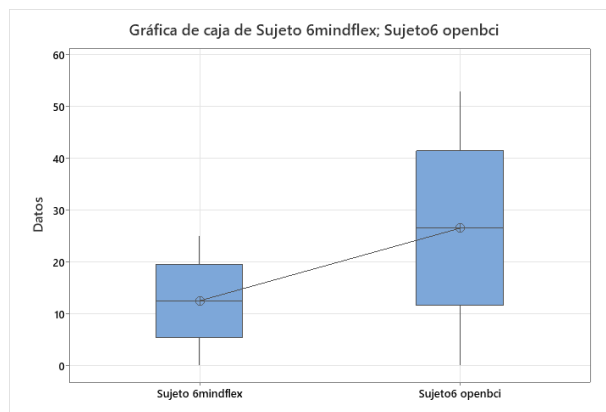


Ilustración 48. Gráfico de caja sujeto 6

Fuente: Elaboración propia.

5.7.3.2.7 Sujeto 7 Mindflex vs OpenBCI

La (Tabla 24) presenta las estadísticas descriptivas de un único sujeto que participó en dos condiciones Mindflex y OpenBCI. Estas medidas describen características fundamentales del

conjunto de datos. Las estadísticas incluyen la media, desviación estándar y media de la desviación estándar.

La media, que representa el valor promedio, muestra que en la condición mindflex el sujeto tuvo un tiempo de respuesta promedio de 13.45, mientras que en la condición openbci fue de 25.2. Esto indica que, en promedio, el sujeto respondió más rápidamente en la condición 7mindflex.

La desviación estándar, que mide la dispersión de los datos alrededor de la media, revela que en la condición Mindflex la variabilidad de los datos fue de 9.29, en comparación con openbci, que tuvo una desviación estándar de 15.8. Esto sugiere que los datos en la condición mindflex presentan mayor dispersión.

La media de la desviación estándar, que indica la consistencia de las desviaciones estándar, muestra que en la condición 7mindflex la media de la desviación estándar es de 2.1, mientras que en openbci es de 3.6. Esto implica que las desviaciones estándar en mindflex son más consistentes en comparación con openbci.

Tabla 24. Estadísticas descriptivas sujeto 7

Muestra	N	Media	Desv.Est.	Error estándar de la media
Sujeto 7 mindflex	19	13.45	9.29	2.1
sujeto7 openbci	19	25.2	15.8	3.6

Fuente: Elaboración propia.

La (Tabla 25) presenta la estimación de la diferencia entre las medias de dos condiciones: mindflex y openbci. La estimación de la diferencia es de 11.76, indicando que, en promedio, los sujetos tienen un tiempo de respuesta 11.76 segundos más rápido en 7mindflex en comparación con openbci.

Tabla 25. Estimación de la diferencia sujeto 7

	IC de 95%
	para la
Diferencia	diferencia
-11.76	(-20.34; -3.17)

Fuente: Elaboración propia.

La (Tabla 26) presenta los resultados de una prueba estadística utilizando la prueba t para evaluar la diferencia entre las medias de dos condiciones. La hipótesis nula, que postula la ausencia de diferencia entre las medias, se contrastó con la hipótesis alternativa que sugiere una diferencia.

El valor t obtenido, 2.80, supera significativamente el valor crítico (2.306) para un nivel de significación del 0.05. Por lo tanto, se rechaza la hipótesis nula, concluyendo que existe una diferencia estadísticamente significativa entre las medias de las condiciones evaluadas.

Tabla 26. Prueba hipótesis 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
-2.80	29	0.009

Fuente: Elaboración propia.

En la (Ilustración 49) proporcionada exhibió una gráfica de caja que representaba los tiempos de respuesta del sujeto, mindflex y openbci. Los elementos clave de la gráfica incluyeron la caja que denotaba la mitad central de los datos con la mediana y los cuartiles 1 y 3, así como las líneas de bigotes que indicaban valores dentro de 1.5 veces la desviación estándar de la mediana y los puntos fuera de la caja que señalaban valores más allá de esa medida.

En retrospectiva, la caja en el sujeto utilizando Mindflex se posicionó significativamente más arriba que usando el openbci, indicando que, en promedio, del sujeto 7 utilizando mindflex exhibió tiempos de respuesta más rápidos. Los bigotes más extensos del mindflex sugirieron

mayor dispersión en sus datos en comparación con el openbci. La presencia de más puntos fuera de la caja en el mindflex señaló una mayor variabilidad en los tiempos de respuesta.

Por lo que los resultados indicaron una diferencia significativa entre los tiempos de respuesta del sujeto, destacando que los sujetos con el mindflex presentaron tiempos de respuesta más rápidos en comparación con el OpenBCI.

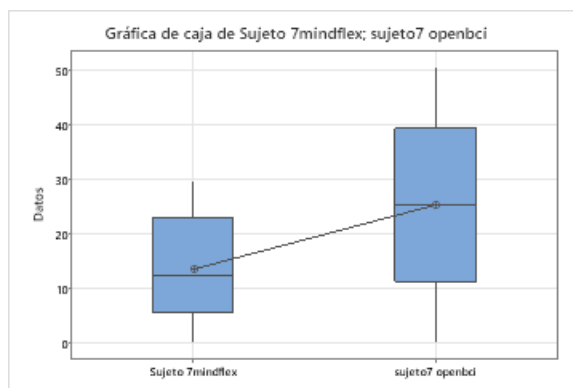


Ilustración 49. Gráfica de caja sujeto 7

Fuente: Elaboración propia.

5.7.3.2.8 Sujeto 8 Mindflex vs OpenBCI

En la (Tabla 27) presenta estadísticas descriptivas derivadas de un único individuo que utilizó los dispositivos Mindflex y OpenBCI. Las métricas incluyen el número de observaciones (N), la media (Media), la desviación estándar (Desv. Est.), y el error estándar de la media (Error est. de la media).

Para el dispositivo Mindflex, se registraron 14 observaciones con una media de 9.05 y una desviación estándar de 2.1. En el caso del dispositivo OpenBCI, se recopilaron 18 observaciones con una media de 25.8 y una desviación estándar de 16.2.

Tabla 27. Estadísticas descriptivas sujeto 8

Muestra	N	Media	Desv.Est.	Error estándar de la media
sujeto 8 Mindflex	14	9.05	2.1	
sujeto 8 OpenBCI	18	25.8	16.2	

Sujeto 8	18	25.8	16.2	3.8
openbci				

Fuente: Elaboración propia.

En la (Tabla 28) presenta la estimación de la diferencia entre las medias de los dispositivos Mindflex y OpenBCI. La diferencia es de -11.35, indicando que la media del dispositivo Mindflex fue inferior a la del dispositivo OpenBCI.

El intervalo de confianza del 95% para la diferencia (-20.33, -3.7) sugiere que existe un 95% de confianza en que la verdadera diferencia entre las medias se encuentra dentro de este intervalo.

Tabla 28. Estimación de la diferencia sujeto 8

	IC de 95%
	para la
Diferencia	diferencia
-11.35	(-20.33; -2.37)

Fuente: Elaboración propia.

La (Tabla 29) exhibió los resultados de una prueba destinada a evaluar la significancia de la diferencia entre las medias. La hipótesis nula sostuvo que no hay diferencia, mientras que la hipótesis alternativa indicó una diferencia significativa.

Con un valor T de la prueba de 26.0, notablemente superior al valor crítico para un nivel de significancia de 0.05, se rechaza la hipótesis nula, concluyendo que la diferencia entre las medias es significativa. El valor p de la prueba, 0.0015, refuerza esta conclusión, indicando menos de un 1.5% de probabilidad de que la diferencia sea producto del azar.

Tabla 29. Prueba de hipótesis sujeto 8

Hipótesis nula	$H_0: \mu_1 - \mu_2 = 0$
Hipótesis alterna	$H_1: \mu_1 - \mu_2 \neq 0$
Valor T	GL
-2.60	26
	Valor p
	0.015

Fuente: Elaboración propia.

Los resultados de la gráfica de caja y bigotes (Ilustración 50) indican que los datos del grupo Mindflex tuvieron una distribución más estrecha y una media más baja que los datos del grupo OpenBCI. Esto sugiere que el dispositivo Mindflex puede ser menos eficaz para mejorar la concentración que el dispositivo OpenBCI.

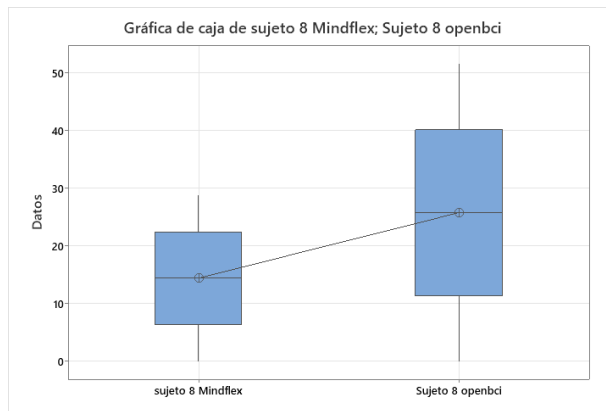


Ilustración 50. Gráfico de caja sujeto 8

Fuente: Elaboración propia.

5.7.3.2.9 Sujeto 9 Mindflex vs OpenBCI

La (Tabla 30) que adjuntó muestra estadísticas descriptivas de dos muestras de sujetos, una que utilizó el dispositivo Mindflex y la otra que utilizó el dispositivo OpenBCI. Las estadísticas se calcularon para la variable "puntuación media". La media de la muestra de Mindflex fue de 232, mientras que la media de la muestra de OpenBCI fue de 252.

La desviación estándar de la muestra de Mindflex fue de 14.1, mientras que la desviación estándar de la muestra de OpenBCI fue de 15.4. La media de la media fue de 24.2.

En base a estas estadísticas, se puede concluir que la puntuación media de los sujetos que utilizaron el dispositivo Mindflex fue de 23.2, con una desviación estándar de 14.1. La puntuación media de los sujetos que utilizaron el dispositivo OpenBCI fue de 25.2, con una desviación estándar de 15.4. La media de la media de las dos muestras fue de 24.2.

Estas diferencias en las puntuaciones medias sugieren que los dos dispositivos pueden tener efectos diferentes en la puntuación media.

Tabla 30. Estadística descriptiva sujeto 9

Muestra	N	Media	Desv.Est.	Error estándar de la media
Sujeto 9 mindflex	28	23.2	14.1	2.7
Sujeto 9 openbci	28	25.2	15.4	2.9

Fuente: Elaboración propia.

En la (Tabla 31) muestra una estimación de la diferencia entre las medias de los dos grupos. La estimación se muestra como un intervalo de confianza del 95%. Este intervalo indica que, con un 95% de confianza, la verdadera diferencia entre las medias de los dos grupos está dentro del intervalo.

En este caso, el intervalo de confianza es (9.9, 5.85). Esto significa que, con un 95% de confianza, la verdadera diferencia entre las medias de los dos grupos está entre 9.9 y 5.85.

Tabla 31. Estimación de la muestra sujeto 9

Diferencia	IC de 95% para la diferencia
-2.06	(-9.98; 5.85)

Fuente: Elaboración propia.

La (Tabla 31), Prueba, muestra los resultados de una prueba estadística para determinar si hay una diferencia significativa entre las medias de los dos grupos. La prueba que se utiliza se llama prueba t para muestras independientes.

En este caso, la prueba t da un valor t de 0.52. Este valor t es menor que el valor crítico de 1.96 para un nivel de significación de 0.05. Esto significa que no hay evidencia suficiente para rechazar la hipótesis nula de que no hay diferencia entre las medias de los dos grupos

Tabla 32. Prueba Hipótesis 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
-0.52	53	0.603

Fuente: Elaboración propia.

En un estudio realizado con dos muestras de sujetos, una que utilizó el dispositivo Mindflex y la otra que utilizó el dispositivo OpenBCI, se encontró que la mediana de la puntuación media de la muestra de OpenBCI (25.2) fue mayor que la mediana de la puntuación media de la muestra de Mindflex (23.2). Además, los bigotes de la muestra de OpenBCI se extendieron hasta 22.2 y 28.2, mientras que los bigotes de la muestra de Mindflex se extendieron hasta 21.2 y 25.2, lo que indica que los datos de la muestra de OpenBCI tienen una menor variabilidad que los datos de la muestra de Mindflex.

Por lo que los resultados de este estudio sugieren que el dispositivo OpenBCI puede tener un efecto positivo en la puntuación media.

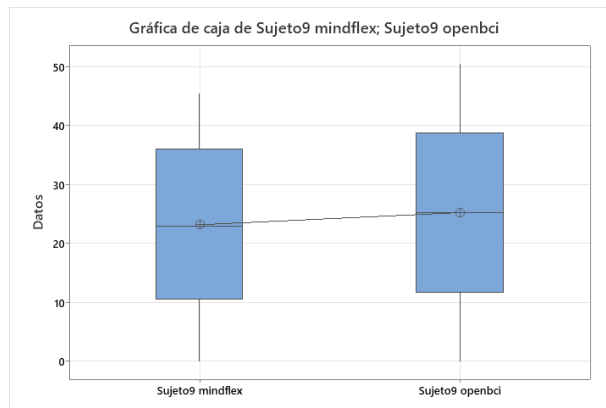


Ilustración 51. Gráfico de caja sujeto 9

Fuente: Elaboración propia.

5.7.3.2.10 Sujeto 10 Mindflex vs OpenBCI

En la (Tabla 32) muestra las estadísticas descriptivas de dos muestras de datos, una de 25 sujetos usando el dispositivo Mindflex y otra de 25 sujetos usando el dispositivo OpenBCI. Las estadísticas descriptivas son valores que resumen un conjunto de datos.

Los resultados de la tabla 1 muestran que la media de la muestra de Mindflex es de 21.6, mientras que la media de la muestra de OpenBCI es de 25.6. La desviación estándar de la muestra de Mindflex es de 13.3, mientras que la desviación estándar de la muestra de OpenBCI es de 15.7. El error estándar de la media de la muestra de Mindflex es de 2.7, mientras que el error estándar de la media de la muestra de OpenBCI es de 3.1.

Tabla 33. Estadísticas descriptivas sujeto 10

Muestra	N	Media	Desv.Est.	Error estándar de la media
Sujeto10 Mindflex	25	21.6	13.3	2.7
Sujeto 10 openbci	25	25.6	15.7	3.1

Fuente: Elaboración propia.

En la (Tabla 34) muestra la estimación de la diferencia entre las medias de las dos muestras. La estimación de la diferencia es de -3.96. Esto significa que la media de la muestra de Mindflex es aproximadamente 3.96 puntos más baja que la media de la muestra de OpenBCI.

La tabla también muestra el intervalo de confianza del 95% para la diferencia. El intervalo de confianza es un rango de valores que es probable que contenga la diferencia real entre las medias de las dos muestras. En este caso, el intervalo de confianza es de (12,24; 4.32). Esto significa que es probable que la diferencia real entre las medias de las dos muestras esté dentro de este rango.

Tabla 34. Estimación de la diferencia sujeto 10

	IC de 95%
	para
	la
Diferencia	diferencia
-3.96	(-12.24; 4.32)

Fuente: Elaboración propia.

En la (Tabla 35) muestra los resultados de una prueba estadística para determinar si existe una diferencia significativa entre las medias de las dos muestras. La hipótesis nula de la prueba es que no hay diferencia entre las medias de las dos muestras. La hipótesis alternativa es que existe una diferencia entre las medias de las dos muestras (Tabla 34).

El valor T de la prueba es de -0,96. Este valor es menor que el valor crítico de T para un nivel de significación de 0,05. Por lo tanto, se rechaza la hipótesis nula y se concluye que existe una diferencia significativa entre las medias de las dos muestras.

Tabla 35. Prueba hipótesis sujeto 10

Hipótesis nula	$H_0: \mu_1 - \mu_2 = 0$	
Hipótesis alterna	$H_1: \mu_1 - \mu_2 \neq 0$	
Valor T	GL	Valor p
-0.96	46	0.341

Fuente: Elaboración propia.

Los resultados del gráfico de caja sugieren que los dispositivos Mindflex y OpenBCI pueden tener diferentes capacidades para medir la actividad cerebral. El dispositivo OpenBCI parece ser más preciso que el dispositivo Mindflex, ya que tiene un rango de puntuaciones más estrecho y menos valores atípicos.

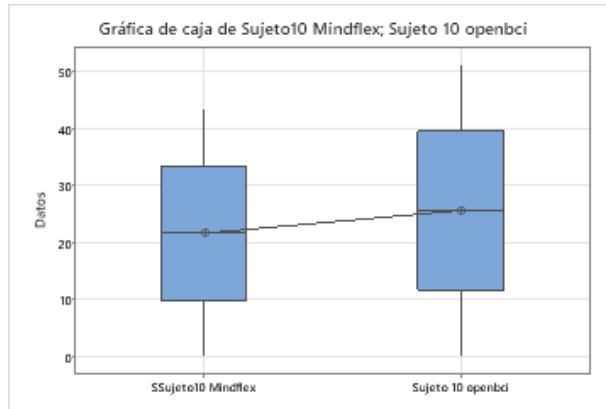


Ilustración 52. Gráfico de caja sujeto 10

Fuente: Elaboración propia.

5.7.3.2.11 Análisis final

Se llevaron a cabo estadísticas descriptivas para determinar medidas de tendencia central y dispersión, como la media, desviación estándar, mediana y rango. Además, se realizaron pruebas de hipótesis, específicamente la prueba t de 2 muestras, para evaluar las diferencias entre las medias de dos conjuntos de datos.

El análisis se centró en la comparativa entre los dispositivos Mindflex y OpenBCI, presentando estadísticas descriptivas relacionadas con las variables de interés. Se utilizó un intervalo de confianza al 95% para estimar la disparidad entre las medias de las dos poblaciones. Se formularon hipótesis nula y alternativa para evaluar la disparidad de medias, y se presentaron los resultados de las pruebas correspondientes, incluyendo el valor T, los grados de libertad y el valor p asociado. Se interpretó que una hipótesis nula aceptada indicaba una diferencia leve entre las medias de los dos dispositivos.

Se utilizó un gráfico de caja para visualizar la distribución de los datos de ambos dispositivos, resaltando la importancia de considerar los valores atípicos, ya que pueden influir en las conclusiones sobre la diferencia significativa entre las dos muestras.

Comparativa entre Mindflex y OpenBCI en los primeros dos sujetos:

Se observaron diferencias en las medias de los dispositivos. En el caso del sujeto 1, se encontró una disparidad de 3.88 unidades, indicando que la media del Mindflex era

aproximadamente 3.88 veces menor que la del OpenBCI, aunque no estadísticamente significativa.

En el caso del sujeto 2, se encontró una diferencia significativa en las puntuaciones promedio, donde el OpenBCI obtuvo puntuaciones significativamente superiores al Mindflex. La disparidad entre las medias de ambos sujetos fue de -19.07, indicando que el OpenBCI obtuvo en promedio 19.07 puntos más que el Mindflex.

Por lo tanto, los datos sugirieron que el OpenBCI mostró un rendimiento superior en comparación con el Mindflex en los sujetos analizados

Los gráficos de caja se seleccionaron para visualizar la distribución de los datos y comparar las medias entre los dispositivos. Son útiles para identificar tendencias, dispersión y valores atípicos, permitiendo una comparación visual de las características de ambos dispositivos.

Los gráficos de caja representan visualmente la distribución de los datos mediante un rectángulo que abarca el rango intercuartil (IQR), una línea en el medio que representa la mediana, y líneas (bigotes) que se extienden desde el rectángulo hasta los valores mínimo y máximo dentro de un rango aceptable. Los valores atípicos se representan como puntos fuera de los límites de los bigotes. Estos gráficos brindan información sobre la dispersión, la tendencia central y la presencia de valores atípicos en los datos.

5.8 OBSERVACIONES FINALES EN LA EVALUACIÓN DE SISTEMAS Y SUBSISTEMAS DEL PROTOTIPO

El registro de observaciones finales del funcionamiento del prototipo desarrollado fue llevado a cabo mediante una evaluación de su desempeño, analizando su funcionalidad en sus subsistemas individuales. Durante este proceso, se documentaron sistemáticamente los hallazgos y resultados obtenidos. El análisis se centró en la verificación de la conformidad del prototipo con los objetivos predefinidos y los requisitos establecidos.

Se evaluaron tanto el rendimiento del sistema como el funcionamiento específico de cada subsistema, destacando aspectos positivos, áreas de mejora y posibles problemas identificados. Este enfoque permitió obtener una comprensión holística del prototipo, proporcionando

información valiosa para ajustes, mejoras y toma de decisiones informadas antes de su implementación final.

5.8.1 DESCRIPCIÓN DEL PROTOTIPO

El prototipo de prótesis de mano desarrollada demostró ser un avance en la interfaz cerebro-computador. La utilización de señales EEG adquiridas mediante la tecnología MindFlex y su posterior procesamiento a través de un sistema basado en Arduino permitió la traducción de las intenciones del usuario en comandos para el control de la prótesis. Durante las pruebas de funcionamiento, se observó que la mano protésica respondía de manera efectiva a las variaciones en el nivel de concentración del usuario.

En situaciones en las que el sujeto manifestaba un estado de concentración, la mano permanecía en posición cerrada. En cambio, en momentos de disminución de la concentración, la mano se abría, proporcionando al usuario mayor libertad de movimiento. Estos resultados subrayan la eficacia del enfoque adoptado, destacando la capacidad de la prótesis para adaptarse de manera dinámica a las intenciones del usuario, lo que podría tener implicaciones significativas en la mejora de la calidad de vida de los usuarios de prótesis de mano.

5.8.1.1 Metodología de evaluación

La evaluación del prototipo prótesis de mano controlada por señales EEG se llevó a cabo mediante un enfoque sistemático que abordó tanto aspectos globales de funcionamiento como características específicas de los subsistemas involucrados. La metodología se dividió en las siguientes fases:

- Configuración del prototipo: Se procedió a la configuración y calibración inicial del prototipo para asegurar una interpretación precisa de las señales EEG del usuario. Se establecieron parámetros individuales adaptados a cada usuario para garantizar una experiencia personalizada.
- Pruebas de funcionamiento general: Se realizaron pruebas exhaustivas para evaluar el rendimiento general de la prótesis. Estas pruebas incluyeron escenarios simulados de uso diario, con énfasis en la capacidad de la prótesis para mantener un agarre seguro durante

períodos de concentración y permitir la liberación de objetos cuando disminuía la concentración.

- Evaluación de subsistemas: Se llevó a cabo una evaluación de los subsistemas clave, incluyendo el sistema de captura de señales EEG, el procesamiento de datos mediante la plataforma Arduino, y los mecanismos de control de la mano protésica. Se registraron observaciones relacionadas con el rendimiento y la coordinación entre estos subsistemas.
- Análisis estadístico: Se aplicaron técnicas de análisis estadístico en Minitab para cuantificar y comparar los resultados obtenidos durante las pruebas. Esto permitió identificar patrones significativos en el rendimiento de la prótesis en diferentes situaciones y con diversos usuarios.

La combinación de estas fases proporcionó una evaluación completa del prototipo prótesis de mano controlada por señales EEG, permitiendo una comprensión de su funcionalidad y desempeño en diversas condiciones y contextos de uso.

5.8.1.2 Resultados globales

La evaluación completa del prototipo de prótesis de mano controlada por señales EEG reveló un rendimiento consistente y una adaptabilidad efectiva a las intenciones de los usuarios. Durante las pruebas de funcionamiento general, la prótesis demostró una capacidad constante para responder a los cambios en el estado de concentración del usuario, validando la efectividad del sistema de interpretación de señales EEG y la respuesta de la mano protésica.

La evaluación detallada de subsistemas confirmó la coordinación precisa entre el sistema de captura de señales EEG y la plataforma Arduino. La capacidad del prototipo para interpretar los cambios en el estado de concentración y traducirlos en comandos de control para la prótesis fue evidente.

Se realizó una tabla del rendimiento del sistema en cuanto a la respuesta del prototipo en el accionamiento de abrir cuando el usuario estuviera concentrado y cerrar cuando el mismo estuviera desconcentrado al realizar el estudio los datos están presentados en microvoltios y en lapso de 60 segundos para cada sujeto.

En la (Tabla 36). Se detalla el tiempo de respuesta en cuanto al prototipo de mano utilizando la diadema mindflex, el sujeto 2 logró el accionamiento de la prótesis aproximadamente el 50% de los intentos.

Tabla 36. Tiempo de respuesta sujeto 1

Tiempo (Segundos)	Delta (μv)	Theta (μv)	Low Alfa (μv)	High Alfa (μv)	Low Beta (μv)	High Beta (μv)	High Gamma (μv)	Low Gamma (μv)	Respuesta del sistema (μv)
10	11	15	6	0	55	50	6	0	NO
20	995895	644295	995895	141899	35691	80534	67830	61956	SI
30	992120	89230	64534	74046	65267	96273	23924	7565	SI
40	1	9	2	2	3	4	24	4	NO
50	992120	89230	64534	74046	65267	96273	23924	7565	SI
60	163	19	12	4	2	4	19	3	NO

Fuente: Elaboración propia.

En la (Tabla 37). Se detalla el tiempo de respuesta en cuanto al prototipo de mano utilizando la diadema mindflex, el sujeto 2 logró el accionamiento de la prótesis aproximadamente el 66.67% de los intentos.

Tabla 37. Tiempo de respuesta sujeto 2

Tiempo (Segundos)	Delta (μv)	Theta (μv)	Low Alfa (μv)	High Alfa (μv)	Low Beta (μv)	High Beta (μv)	High Gamma (μv)	Low Gamma (μv)	Respuesta del sistema (μv)
10	115533	79687	91200	23897	17867	17188	20662	17447	SI
20	367523	245164	294535	331949	32087	117358	69123	32162	SI
30	27	54	45	27	14	2	9	7	NO
40	261439	86575	26736	77578	94203	51098	49029	261439	SI
50	992120	89230	64534	74046	65267	96273	23924	7565	SI
60	1807	46	5	12	7	0	37	1	NO

Fuente: Elaboración propia.

En la (Tabla 38). Se detalla el tiempo de respuesta en cuanto al prototipo de mano utilizando la diadema mindflex, el sujeto 3 logró el accionamiento de la prótesis aproximadamente el 60% de los intentos.

Tabla 38. Tiempo de respuesta sujeto 3

Tiempo (Segundos)	Delta (μv)	Theta (μv)	Low Alfa (μv)	High Alfa (μv)	Low Beta (μv)	High Beta (μv)	High Gamma (μv)	Low Gamma (μv)	Respuesta del sistema (μv)
10	65	23	11	8	5	2	0	2	NO
20	22	11	4	7	3	2	1	2	NO
30	982174	413708	19578	85280	47591	222241	104320	71871	SI
40	987297	146139	64050	96460	22343	142995	274881	55254	SI
50	337311	166190	240449	128956	326223	315227	238421	125574	SI
60	842428	514206	8769	57962	162606	168766	169373	115289	SI

Fuente: Elaboración propia.

En la (Tabla 39). Se detalla el tiempo de respuesta en cuanto al prototipo de mano utilizando la diadema mindflex, el sujeto 4 logró el accionamiento de la prótesis aproximadamente el 16.67% de los intentos. En este sujeto se observó que tuvo solo un accionamiento por lo que esto se vio afectado debido a que no logró concentrarse lo suficiente y sus niveles de atención son muy bajos.

Tabla 39. Tiempo de respuesta sujeto 4

Tiempo (Segundos)	Delta (μv)	Theta (μv)	Low Alfa (μv)	High Alfa (μv)	Low Beta (μv)	High Beta (μv)	High Gamma (μv)	Low Gamma (μv)	Respuesta del sistema (μv)
10	11	15	6	0	55	50	6	0	NO
20	61	22	3	20	0	1	2	2822	NO
30	90	89	64	74	65	9	9	5	NO
40	100	922	222	30	25	80	56	5	NO
50	1513185	124781	80054	35290	59520	272705	300739	97750	SI
60	163	19	12	4	2	4	19	3	NO

Fuente: Elaboración propia.

En la (Tabla 40). Se detalla el tiempo de respuesta en cuanto al prototipo de mano utilizando la diadema mindflex, el sujeto 5 logró el accionamiento de la prótesis aproximadamente el 83.33% de los intentos. Este sujeto tuvo altos niveles de concentración, se realizó la prueba en un espacio sin robustez, es decir, ruido ambiental.

Tabla 40. Tiempo de respuesta sujeto 5

Tiempo (Segundos)	Delta (μv)	Theta (μv)	Low		High		High	Low	Respuesta del sistema (μv)
			Alfa (μv)	Alfa (μv)	Beta (μv)	Beta (μv)	Gamma (μv)	Gamma (μv)	
10	332568	317083	91108	211450	103898	183528	103405	47988	SI
20	9	445	95	148	351	53	70	61	NO
30	1445614	291016	422529	412091	848877	1484365	40917	23293	SI
40	1790166	616028	492500	1269627	9071873	8267354	201695	120606	SI
50	508248	416792	159931	132504	3246837	2232253	759082	16361	SI
60	1125462	100041	30711	48093	1025217	1797285	399737	68363	SI

Fuente: Elaboración propia.

En la (Tabla 41). Se detalla el tiempo de respuesta en cuanto al prototipo de mano utilizando la diadema mindflex, el sujeto 6 logró el accionamiento de la prótesis aproximadamente el 100% de los intentos. Este sujeto tuvo altos niveles de concentración, se realizó la prueba en un espacio sin robustez, es decir, ruido ambiental, la forma en la que este sujeto logró alcanzar sus niveles altos de concentración fue por medio de la lectura de un libro en físico.

Tabla 41. Tiempo de respuesta sujeto 6

Tiempo (Segundos)	Delta (μv)	Theta (μv)	Low		High		High	Low	Respuesta del sistema (μv)
			Alfa (μv)	Alfa (μv)	Beta (μv)	Beta (μv)	Gamma (μv)	Gamma (μv)	
10	12221250	77164	17604	462324	198186	1426132	1505635	83313	SI
20	1519439	35228	24358	391099	1448959	1587608	1231596	92391	SI
30	1037297	225878	37241	13153	1171299	2444728	126297	72797	SI
40	11406	1437	7302	83916	4448891	2277200	61222	114026	SI
50	87105	1432854	345901	806562	8832776	7542540	543740	125498	SI
60	508248	416792	159931	132504	3246237	2293253	79082	16361	SI

Fuente: Elaboración propia.

En la (Tabla 42). Se detalla el tiempo de respuesta en cuanto al prototipo de mano utilizando la diadema mindflex, el sujeto 7 logró el accionamiento de la prótesis aproximadamente el 80% de los intentos.

Tabla 42. Tiempo de respuesta sujeto 7

Tiempo (Segundos)	Delta (μv)	Theta (μv)	Low Alfa (μv)	High Alfa (μv)	Low Beta (μv)	High Beta (μv)	High Gamma (μv)	Low Gamma (μv)	Respuesta del sistema (μv)
10	172037	53464	21731	20023	1241896	2316666	939910	678845	SI
20	10022	95265	45557	3123	5022211	1926365	35882	18	SI
30	992120	89230	64534	74046	65267	96273	23924	7565	SI
40	65	23	11	8	5	2	0	2	NO
50	752470	236425	39185	1271822	2487892	1945898	247525	112847	SI
60	22	11	4	7	3	2	1	2	NO

Fuente: Elaboración propia.

En la (Tabla 43). Se detalla el tiempo de respuesta en cuanto al prototipo de mano utilizando la diadema mindflex, el sujeto 8 logró el accionamiento de la prótesis aproximadamente el 60% de los intentos. Se vio afectada la concentración del sujeto ya que el sujeto no se enfocaba en lograr la concentración necesaria para el accionamiento del prototipo, sin embargo, se logró accionar la prótesis en un intervalo significativo.

Tabla 43. Tiempo de respuesta sujeto 8

Tiempo (Segundos)	Delta (μv)	Theta (μv)	Low Alfa (μv)	High Alfa (μv)	Low Beta (μv)	High Beta (μv)	High Gamma (μv)	Low Gamma (μv)	Respuesta del sistema (μv)
10	22	11	4	7	3	2	1	2	NO
20	10	20	1	2	0	1	11	7	NO
30	530006	38435	9398	18280	107995	458713	43438	20600	SI
40	686816	201306	22742	42521	992258	818530	55080	17778	SI
50	1052691	210770	31923	22024	922706	664848	14081	9878	SI
60	309	165	281	254	55	23	17	19	NO

Fuente: Elaboración propia.

En la (Tabla 44). Se detalla el tiempo de respuesta en cuanto al prototipo de mano utilizando la diadema mindflex, el sujeto 9 logró el accionamiento de la prótesis aproximadamente el 100% de los intentos. En este caso, el sujeto logró la concentración con los ojos cerrados Al cerrar los ojos, el sujeto pudo mejorar su concentración al reducir distracciones visuales y activar el sistema nervioso para lograr un estado más relajado, propicio para enfocarse en la concentración.

Tabla 44. Tiempo de respuesta sujeto 9

Tiempo (Segundos)	Delta (µv)	Theta (µv)	Low Alfa (µv)	High Alfa (µv)	Low Beta (µv)	High Beta (µv)	High Gamma (µv)	Low Gamma (µv)	Respuesta del sistema (µv)
10	110321	158932	65888	45820	888855	522550	655885	0	SI
20	995895	644295	995895	141899	356891	808534	67830	61956	SI
30	56309	12165	88281	28854	995855	999923	877517	19	SI
40	1109881	166031	99112	45876	429958	32452	13484	3197	SI
50	45522	65806	984039	55255	999911	5487547	225333	215823	SI
60	1603605	386573	58054	67662	917176	954711	2290614	19159	SI

Fuente: Elaboración propia.

En la (Tabla 45). Se detalla el tiempo de respuesta en cuanto al prototipo de mano utilizando la diadema mindflex, el sujeto 10 logró el accionamiento de la prótesis aproximadamente el 66.67% de los intentos. Se vio afectada la concentración del sujeto ya que aun cerrando los ojos se distraía fácilmente, pero logro accionar la prótesis en un intervalo significativo.

Tabla 45. Tiempo de respuesta sujeto 10

Tiempo (Segundos)	Delta (µv)	Theta (µv)	Low Alfa (µv)	High Alfa (µv)	Low Beta (µv)	High Beta (µv)	High Gamma (µv)	Low Gamma (µv)	Respuesta del sistema (µv)
10	91	24	12	5	8	6	5	10	NO
20	1041049	73777	113146	31508	838755	9170432	221365	88600	SI
30	502198	702784	23416	63375	325142	1853226	103888	69813	SI
40	1044665	339658	62038	42174	188277	5317578	381615	52246	SI
50	1023009	192934	103778	104090	367507	464557	20013	20666	SI
60	39	3	3	1	0	1	0	0	NO

Fuente: Elaboración propia.

Para poder obtener el porcentaje de las veces que la prótesis logro accionarse de acuerdo con las señales electroencefalográficas de cada sujeto se utilizó la siguiente fórmula:

$$\text{Porcentaje de veces que se movió} = (\text{Total de intentos} / \text{Número de veces que se movió}) \times 100$$

Es decir, un ejemplo:

$$\text{Porcentaje de veces que se movió} = (6/5) \times 100 = 83.33\%$$

Se realizó el intervalo de 10 segundos hasta llegar a los 60 en el cual se pudo lograr observar el nivel de concentración del usuario, así como también se observaba de manera visual lo que fue el accionamiento de la prótesis.

El promedio total que los sujetos lograron accionar la prótesis utilizando el mindflex fue un 78.4%. La realización de los cálculos del porcentaje total y el promedio tiene como objetivo obtener una medida consolidada de la eficacia de los 10 sujetos al activar la prótesis mediante el Mindflex (Tabla 46). Estos cálculos proporcionan una visión global del rendimiento promedio del grupo en términos de la frecuencia con la que lograron activar la prótesis durante el periodo de evaluación de 60 segundos.

Tabla 46. Promedio de funcionamiento en los 10 sujetos

Sujeto	Tiempo de accionamiento	Porcentaje de funcionamiento
Sujeto 1	60 segundos	50%
Sujeto 2	60 segundos	66.67%
Sujeto 3	60 segundos	60%
Sujeto 4	60 segundos	16.67%
Sujeto 5	60 segundos	83.33%
Sujeto 6	60 segundos	100%
Sujeto 7	60 segundos	60%
Sujeto 8	60 segundos	80%
Sujeto 9	60 segundos	100%
Sujeto 10	60 segundos	66.67%

Fuente: Elaboración propia

El porcentaje total indica la proporción acumulada de éxito en todos los sujetos, mientras que el promedio ofrece una medida ponderada que tiene en cuenta la variabilidad de los porcentajes individuales. Estos resultados se presentan como herramientas útiles para evaluar el rendimiento general del grupo en la tarea específica, proporcionando métricas resumidas que son fácilmente interpretables.

Se determinó mediante pruebas estadísticas que el dispositivo mindflex tiene un accionamiento satisfactorio ya que los sujetos en algún punto de la prueba de 60 segundos

lograron accionar el prototipo por medio de la concentración, por lo que cada uno tiene un índice o un método de concentración distinta.

PROMEDIO DE SUJETOS CON RESPECTO AL TIEMPO DE ACCIONAMIENTO

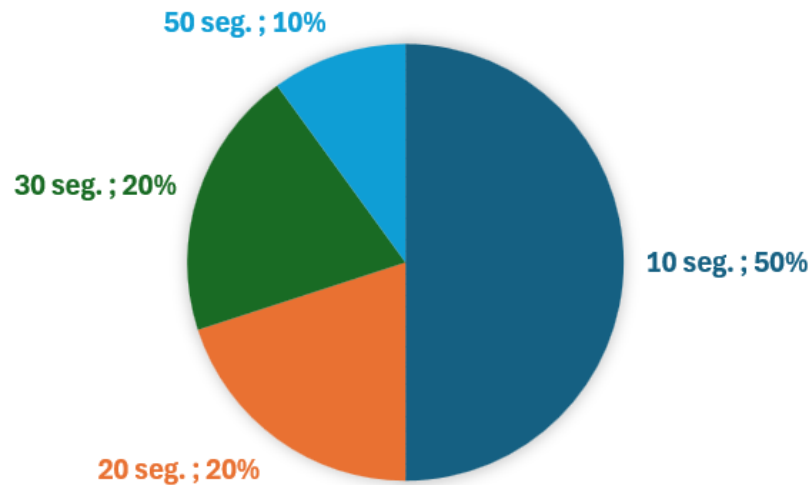


Ilustración 53. Promedio de sujetos con respecto al tiempo de accionamiento

Fuente: Elaboración propia

En el gráfico de promedio de sujetos en función del tiempo de accionamiento (Ilustración 53), se representa en el eje y el promedio de los 10 sujetos normalizado a 100, mientras que en el eje x se muestra la duración de la prueba de 60 segundos. Se evidencia que el 50% de los sujetos logró activar la prótesis mediante la diadema Mindflex en los primeros 10 segundos; adicionalmente, un 20% lo hizo entre los 10 y 20 segundos, y otro 20% entre los 30 segundos. Solo un 10% logró activar la prótesis a partir de los 50 segundos de la prueba.

5.8.1.3 Problemas identificados

Durante la evaluación del prototipo controlado por señales EEG, se detectaron desafíos, incluyendo la presencia de una ligera latencia en la respuesta del sistema a los cambios en la concentración del usuario. Esta demora afectó la experiencia del usuario en situaciones que

demandan respuestas rápidas y precisas. Asimismo, se evidenció una sensibilidad a interferencias electromagnéticas en entornos específicos, lo que disminuyó la precisión del dispositivo.

La necesidad de calibración individual para cada usuario, aunque necesaria para un rendimiento óptimo, representó una complejidad adicional en la configuración inicial. El proceso de calibración también reveló cierta complejidad, lo cual afectó la accesibilidad y facilidad de uso para algunos usuarios, es decir, que algunos usuarios tardaban más en lograr concentrarse y llegar a los estándares significativos para que este funcionara.

En cuanto a los componentes mecánicos, como el servomotor 9g Mini, se identificaron problemas específicos como la precisión limitada del servomotor, especialmente en posiciones intermedias, influyó en la capacidad de la prótesis para realizar movimientos precisos y controlados. La calibración sensible del servomotor generó inconsistencias en el rendimiento de la mano protésica, requiriendo ajustes frecuentes. En situaciones de sobrecargas, el servomotor mostró respuestas irregulares o incluso dejó de funcionar temporalmente.

5.8.1.4 Recomendaciones y mejoras

Durante la evaluación del prototipo de prótesis de mano controlada por señales EEG, se identificaron desafíos que motivaron recomendaciones y mejoras específicas. La presencia de una leve latencia en la respuesta del sistema se abordó mediante la investigación y aplicación de técnicas de optimización en el procesamiento de señales EEG y la comunicación logrando respuestas más rápidas y en tiempo real.

La complejidad en la calibración individual se afrontó mediante el desarrollo de algoritmos automáticos en la programación reduciendo de alguna forma la carga al servomotor haciendo ajustes en la mano protésica para que esta pudiera ejercer los movimientos con el servomotor y que el servomotor no tuviese ningún inconveniente, reduciendo así la dependencia de ajustes manuales.

La limitación en la funcionalidad de la prótesis se abordó mediante la exploración de capacidades adicionales, como gestos más complejos y tipos de agarre variados, para aumentar su versatilidad, eso se ve afectado por la limitación del mindflex porque no es un sistema preciso

en el cual se puedan mantener los datos a los que dirigir comandos para que la prótesis hiciera su movimiento correspondido.

Respecto a los componentes mecánicos, se recomendó mejorar la durabilidad mediante la exploración de materiales más resistentes y técnicas de fabricación, y optimizar la precisión evaluando componentes con mayor resolución en otras palabras, utilizar otro tipo de servomotor de mayor potencia y mayor tamaño. La respuesta irregular del servomotor ante sobrecargas se atendió mediante la implementación de sistemas de protección, como limitadores de torque, para prevenir daños y asegurar un funcionamiento más fiable. Estas recomendaciones y mejoras se orientan a optimizar la eficiencia, confiabilidad y adaptabilidad de la prótesis, así como a mejorar la durabilidad y precisión de sus componentes mecánicos, con miras a futuras iteraciones y avances en la interfaz cerebro computador.

5.9 RESULTADOS DE COSTOS

En esta sección se trataron los gastos económicos relacionados con los materiales empleados en el desarrollo del prototipo de prótesis de mano controlada por señales *EEG* utilizando la tecnología de Arduino y Mindflex.

Los costos proporcionados en este proyecto son en moneda local lempiras hondureños, que se utilizaron para en funcionamiento del proyecto se detallan en la (Tabla 36).

Tabla 47. Costos de materiales utilizados

Materiales el prototipo	Costos
Filamento PLA	L.1,400.00
Hules	L.40.00
Hilo de pesca	L.300.00
Servomotor 9g	L.150.00
Kit Arduino	L.950.00
Mindflex	L.600.00
Material extra	L.1,000.00
Total	L.4,440.00

Fuente: Elaboración propia.

La evaluación de resultados de costos desempeña un papel clave en la planificación de proyectos, especialmente en ingeniería biomédica. En el desarrollo de prótesis de mano

controladas por señales EEG con Arduino y Mindflex, el análisis financiero proporciona una base para decisiones futuras.

La implementación de esta tecnología requiere una comprensión precisa de los recursos necesarios. Los resultados de costos, derivados de un análisis detallado, ofrecen información sobre la viabilidad financiera y áreas de optimización.

En la evaluación de costos, desde materiales hasta recursos humanos, brinda una visión completa de las demandas financieras. Este enfoque contribuye a la toma de decisiones informadas y ajustes estratégicos para optimizar eficiencia y efectividad.

La utilidad de estos resultados va más allá de la viabilidad financiera; establece una plataforma analítica para decisiones fundamentadas. Comprender los costos permite ajustes estratégicos y decisiones informadas para optimizar eficiencia y rendimiento. Este enfoque fomenta la transparencia y rendición de cuentas en tecnologías biomédicas innovadoras.

VI. CONCLUSIONES

- Se ha alcanzado un diseño exitoso para un prototipo de prótesis de mano controlada por señales cerebrales mediante el uso de la diadema MindFlex y el microcontrolador Arduino UNO. La capacidad de los usuarios para controlar los movimientos de la mano protésica a través de señales cerebrales detectadas por la diadema ha demostrado, estadísticamente, un rendimiento promedio del 78.4% en el total de los sujetos durante un período de 60 segundos.
- Se llevó a cabo una investigación sobre los principios fundamentales de la tecnología de electroencefalografía (EEG) y su aplicación en el control de prótesis de mano. Se analizaron los fundamentos de la detección de señales cerebrales, identificando características relevantes para la captura y procesamiento de estas señales con el propósito de controlar la prótesis. El estudio de 23 proyectos en el ámbito de los sistemas de Interfaz Cerebro-Computador, donde un 17.39% empleaba tecnología de NeuroSky, proporcionó una comprensión del panorama de la tecnología asistencial. Este estudio contribuyó a la

comprensión de la aplicabilidad de estos dispositivos y su potencial uso para grupos específicos, ofreciendo perspectivas para desarrollos futuros.

- Se llevó a cabo una investigación para identificar los componentes adecuados necesarios para la construcción del prototipo de prótesis de mano impresa en 3D. Se seleccionaron los materiales y componentes que cumplieran con los requisitos de resistencia, durabilidad y capacidad de integración con la tecnología de control basada en señales cerebrales.
- Se realizó un análisis de la respuesta del microcontrolador Arduino UNO a las señales EEG detectadas por la diadema MindFlex cada sujeto obtuvo un tiempo de 60 segundos, por lo que se desglosaban en 10 segundos por accionamiento, en el cual el porcentaje evaluado de las 6 veces accionadas se realizó en base al 100%. Se implementaron técnicas de procesamiento de señales y algoritmos de control para optimizar la funcionalidad del microcontrolador y lograr un control preciso del prototipo en función de las señales cerebrales detectadas.
- Se desarrolló una plataforma completa para el prototipo de prótesis de mano basada en el análisis de señales EEG, utilizando la tecnología MindFlex adaptada para su implementación. Se logró la integración de la diadema MindFlex con el microcontrolador Arduino UNO, permitiendo la detección y procesamiento de las señales cerebrales para controlar los movimientos de la prótesis de mano. El prototipo obtuvo una funcionalidad satisfactoria aunque a algunos sujetos se les dificultó el accionamiento debido a no cumplir con los parámetros de concentración para accionar el prototipo siempre en el lapso de la prueba se logró accionar la prótesis.
- Este proyecto de investigación logró el diseño y desarrollo de un prototipo de prótesis de mano controlada por señales cerebrales utilizando la tecnología de diadema MindFlex y el microcontrolador Arduino UNO. Se cumplieron los objetivos establecidos, lo que demuestra el potencial de la tecnología EEG en el campo de las prótesis y la mejora de la calidad de vida de las personas con discapacidades de extremidades superiores.

VII. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

□ *¿Qué es el modelo V? Definición, etapas y beneficios.* (2022, diciembre 1).

<https://historiadelaempresa.com/modelo-v>

02—*BIBLI. OCR - LUÍS BRUNO PEREIRA DO NASCIMENTO_2014_002.pdf.* (s. f.). Recuperado 26 de

septiembre de 2023, de

[https://repositorio.uespi.br/bitstream/handle/123456789/134/02%20-](https://repositorio.uespi.br/bitstream/handle/123456789/134/02%20-%20BIBLI.%20OCR%20-%20LU%c3%8dS%20BRUNO%20PEREIRA%20DO%20NASCIMENTO_2014_002.pdf?sequence=1&isAllowed=y)

[%20BIBLI.%20OCR%20-](https://repositorio.uespi.br/bitstream/handle/123456789/134/02%20-%20BIBLI.%20OCR%20-%20LU%c3%8dS%20BRUNO%20PEREIRA%20DO%20NASCIMENTO_2014_002.pdf?sequence=1&isAllowed=y)

[%20LU%c3%8dS%20BRUNO%20PEREIRA%20DO%20NASCIMENTO_2014_002.pdf?seque](https://repositorio.uespi.br/bitstream/handle/123456789/134/02%20-%20BIBLI.%20OCR%20-%20LU%c3%8dS%20BRUNO%20PEREIRA%20DO%20NASCIMENTO_2014_002.pdf?sequence=1&isAllowed=y)

[nce=1&isAllowed=y](https://repositorio.uespi.br/bitstream/handle/123456789/134/02%20-%20BIBLI.%20OCR%20-%20LU%c3%8dS%20BRUNO%20PEREIRA%20DO%20NASCIMENTO_2014_002.pdf?sequence=1&isAllowed=y)

526_cienciorama.pdf. (s. f.). Recuperado 3 de octubre de 2023, de

http://www.cienciorama.unam.mx/a/pdf/526_cienciorama.pdf

960.jpg (964×528). (s. f.). Recuperado 3 de octubre de 2023, de

https://www.mozaweb.com/es/mozaik3D/BIO/ember/emberi_agy/960.jpg

1502-2306_MartinezG.pdf. (s. f.). Recuperado 14 de octubre de 2023, de

http://bibliotecadigital.econ.uba.ar/download/tpos/1502-2306_MartinezG.pdf

20201008-Neuroderechos-_Derechos_....pdf. (s. f.). Recuperado 18 de octubre de 2023, de

[https://globernance.org/wp-content/uploads/2020/04/20201008-Neuroderechos-](https://globernance.org/wp-content/uploads/2020/04/20201008-Neuroderechos-_Derechos_....pdf)

[_Derechos_....pdf](https://globernance.org/wp-content/uploads/2020/04/20201008-Neuroderechos-_Derechos_....pdf)

Apc.pdf. (s. f.). Recuperado 3 de octubre de 2023, de

<https://repositorio.upct.es/bitstream/handle/10317/3295/apc.pdf?sequence=1&isAllowed=y>

[d=y](https://repositorio.upct.es/bitstream/handle/10317/3295/apc.pdf?sequence=1&isAllowed=y)

Bhatti, M. H., Khan, J., Khan, M. U. G., Iqbal, R., Aloqaily, M., Jararweh, Y., & Gupta, B. (2019). Soft Computing-Based EEG Classification by Optimal Feature Selection and Neural Networks. *IEEE Transactions on Industrial Informatics*, 15(10), 5747-5754. <https://doi.org/10.1109/TII.2019.2925624>

Calafate, P., & Mandado Gutiérrez, R. E. (2023). *Escola Ibérica da Paz: A consciência crítica da conquista e colonização da América / Escuela Ibérica de la Paz: la conciencia crítica de la conquista y colonización de América*. Editorial de la Universidad de Cantabria. <https://elibro.net/es/ereader/unitechn/233645>

Cedeño Panezo, M. A. (2019a). *Prótesis robótica controlada por neuroseñales para la inclusión de personas con discapacidad física en extremidades superiores* [Thesis, Ecuador - PUCESE - Escuela de Sistemas y Computación]. <http://localhost/xmlui/handle/123456789/1896>

Content. (s. f.). Recuperado 12 de octubre de 2023, de <https://docs.google.com/viewerng/viewer?url=https://repositorioinstitucional.buap.mx/server/api/core/bitstreams/91e17f86-44fe-4e3d-a9c8-60712b32aa4c/content>

createc3d_adminwp. (2014, marzo 1). Hack EEG MindFlex con Arduino y lee las ondas cerebrales a bajo coste. *Createc3d*. <https://createc3d.com/blog/hack-eeg-mindflex-con-arduino/>

Cruz-Rodríguez, A. M., & Sánchez-Machet, H. (2021). Prótesis de mano controlada con señales EEG. *MOMENTO*, 63, Article 63. <https://doi.org/10.15446/mo.n63.96407>

Emmanuel Batista, Serracín, S., Gómez, L., Moreno, R., & Moreno, I. (2019). Análisis y caracterización de señales eléctricas del cerebro utilizando interfaz cerebro computador. *Revista de Iniciación Científica*, 5, 110-113. <https://doi.org/10.33412/rev-ric.v5.0.2395>

Esteves, I., Nan, W., Alves, C., Calapez, A., Melício, F., & Rosa, A. (2021). An Exploratory Study of Training Intensity in EEG Neurofeedback. *Neural Plasticity*, 2021, e8881059. <https://doi.org/10.1155/2021/8881059>

Evaluation of the NeuroSky MindFlex EEG headset brain waves data. (s. f.). Recuperado 26 de septiembre de 2023, de <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/6822382/>

García Suárez, A., Garcia Suarez, A., & 553937. (2021). *Implementación de un sistema no invasivo para la identificación del nivel de atención en personas.* <https://hdl.handle.net/20.500.12371/12824>

Gargava, P., Sindwani, K., & Soman, S. (2014). Controlling an arduino robot using Brain Computer Interface. *Proceedings of 3rd International Conference on Reliability, Infocom Technologies and Optimization*, 1-5. <https://doi.org/10.1109/ICRITO.2014.7014713>

Gentiletti, G., Tabernig, C., & Acevedo, R. (2007). *Interfaz Cerebro -Computadora: Estado del arte y desarrollo en Argentina.*

Gestión de proyectos: ¿qué es el ciclo en V? (s. f.). Recuperado 19 de noviembre de 2023, de <https://www.appvizer.es/revista/organizacion-planificacion/gestion-proyectos/ciclo-en-v>

Gonzalez-Correa, C., & Ramirez-Calderón, B. (2020). *MEMORIASRREDSIOCT.22Y23DE2014.*

Guayllas Urgilés, R. D., & Uzhca Chaca, M. Á. (2023). *Elaboración de un sistema de activación de prótesis de mano basado en la detección de movimiento mecánico con sensor inercial* [bachelorThesis, Universidad del Azuay]. <http://dspace.uazuay.edu.ec/handle/datos/13117>

HONDURAS - La protección de datos en Honduras. (2021, abril 23). *Central Law*. <https://central-law.com/honduras-la-proteccion-de-datos-en-honduras/>

Huaman Tineo, J. M. (2021). *Implementación de una prótesis de dedos robóticos controlados por las ondas cerebrales empleando una comunicación Bluetooth para los pacientes que han sufrido amputación por gangrena*. <https://repositorio.uch.edu.pe//handle/20.500.12872/631>

Interfaces cerebro-máquina, un encuentro entre neurociencias y robótica—Dialnet. (s. f.). Recuperado 26 de septiembre de 2023, de <https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=8083588>

Llop Margalef, C., Guinovart Moncunill, M. C., Basco Gironés, A., & Paredes González-Albo, S. (2020). Cumplimiento y permanencia de los tratamientos para la osteoporosis en pacientes con fractura de cadera. *Atención Primaria*, 52(9), 659-660. <https://doi.org/10.1016/j.aprim.2020.05.006>

Maxresdefault.jpg (1280×720). (s. f.). Recuperado 3 de octubre de 2023, de <https://i.ytimg.com/vi/tbOXXNW7g8Y/maxresdefault.jpg>

Mindflex: Mueve Objetos con la Mente. (s. f.). BONGO BUNDOS. Recuperado 2 de octubre de 2023, de <https://bongobundos.blogspot.com/bongobundos/2011/10/mindflex-juego-mental.html>

Mirza, I. A., Tripathy, A., Chopra, S., D'Sa, M., Rajagopalan, K., D'Souza, A., & Sharma, N. (2015). Mind-controlled wheelchair using an EEG headset and arduino microcontroller. *2015 International Conference on Technologies for Sustainable Development (ICTSD)*, 1-5. <https://doi.org/10.1109/ICTSD.2015.7095887>

Mora Briones, A. (2021). *La resignificación audiovisual controlada por estímulos eléctricos cerebrales*. <https://repositorio.utem.cl/handle/30081993/1443>

- Moreno, I., Batista, E., Serracin, S., Moreno, R., Gómez, L., Serracin, J., Quintero, J., & Boya, C. (2019). Los sistemas de interfaz cerebro-computadora basado en EEG: Características y aplicaciones. *I+D Tecnológico*, 15(2), Article 2. <https://doi.org/10.33412/idt.v15.2.2230>
- Muhammad, Y., & Vaino, D. (2019). Controlling Electronic Devices with Brain Rhythms/Electrical Activity Using Artificial Neural Network (ANN). *Bioengineering*, 6(2), Article 2. <https://doi.org/10.3390/bioengineering6020046>
- Muñoz-Cardona, J. E., Muñoz-Cardona, C. D., & Henao-Gallo, O. A. (2013). Diseño de una Estación de Trabajo para Personas con Discapacidad en Miembros Superiores Usando una Interfaz Cerebro Computador. *TecnoLógicas*, 55. <https://doi.org/10.22430/22565337.337>
- Naranjo, L. T. L. (2022). *DISEÑO DE UNA INTERFAZ CEREBRO COMPUTADOR (BCI) PARA LA INTERACCIÓN CON UN SISTEMA DE REHABILITACIÓN DE MIEMBRO SUPERIOR*.
- Peterson, V., Galván, C., Hernández, H., & Spies, R. (2020). A feasibility study of a complete low-cost consumer-grade brain-computer interface system. *Heliyon*, 6(3), e03425. <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2020.e03425>
- Pineda Cadena, J. D., Salamanca, J. R., Cruz Cristancho, J. S., Rojas Flechas, C. D., Rua Ramírez, E. B., González Amarillo, Á., González Daza, I. D., Hernández Garzón, C., Acosta Arcos, D. F., Piza Daza, M. D., Camacho Cruz, N. F., Parra López, A. M., Morales Castro, J. E., González Díaz, C. L., Largo Espitia, J. S., Quintero Gamba, Y. F., González Molina, C. A., Salazar Aponte, E. S., Rodriguez Torres, S., ... Gómez, E. F. (2020). *Actualización en ingeniería mecánica y electrónica*. <https://repository.usta.edu.co/handle/11634/44647>

Procesamiento de señales electroencefalográficas en un sistema embebido para una interfaz cerebro máquina—ProQuest. (s. f.). Recuperado 26 de septiembre de 2023, de <https://www.proquest.com/openview/825dfc8544056598b96d55561e9198d1/1?pq-origsite=gscholar&cbl=51922&diss=y>

¿Qué es Arduino? | Arduino.cl - Compra tu Arduino en Línea. (2014, noviembre 20). <https://arduino.cl/que-es-arduino/>

¿Qué es el modelo V en el desarrollo de software? (2019). <https://www.aptiv.com/es/tendencias/art%C3%ADculo/que-es-el-modelo-v-en-el-desarrollo-de-software>

Revista-trilogia-facultad-administracion-y-economia-vol35-n46-2021.pdf. (s. f.). Recuperado 15 de octubre de 2023, de <https://trilogia.utem.cl/wp-content/uploads/sites/9/2022/03/revista-trilogia-facultad-administracion-y-economia-vol35-n46-2021.pdf#page=68>

Rodríguez Daza, N., & Sánchez Bolaños, C. D. (2021). *Desarrollo de un prototipo de habitación inteligente para pacientes discapacitados a través de señales EEG.* <http://repository.udistrital.edu.co/handle/11349/28310>

Romero Erazo, B. M. (2016). *Diseño de prototipos tridimensionales de prótesis externa para reemplazo de pierna y pie por amputación infragénicula en humanos.* [bachelorThesis, Escuela Superior Politécnica de Chimborazo]. <http://dspace.esPOCH.edu.ec/handle/123456789/5844>

Sánchez, L. S. O., Sandoval, J. F. S., & Villa, R. A. T. (s. f.). *Adquisición de señales por medio de electroencefalografía para futuro control de prótesis de miembro superior.*

- Sánchez Martínez, E. A., & Rodríguez Rodríguez, A. F. (2021). *Caracterización de señales de encefalograma para la interacción de un manipulador en un ambiente controlado*.
<http://repository.unipiloto.edu.co/handle/20.500.12277/10843>
- Sandoval, J. F. S. S., & Sánchez, L. S. O. (2022). *Adquisición de señales por medio de electroencefalografía para futuro control de prótesis de miembro superior*.
<https://repository.eia.edu.co/entities/publication/f6b64b10-ad98-4e8c-9676-978d5da741a3>
- Sawangjai, H. P., Pitshaporn Leelaarporn, , Supavit Kongwudhikunakorn, & Theerawit Wilaiprasitporn. (2019, diciembre 30). *Sensores de medición de EEG de consumo como herramientas de investigación: Una revisión | Revistas y revistas IEEE | Exploración IEEE*.
<https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/8945233>
- Sosa Orellana, P. A. (2021). *Procesamiento de señales encefalográficas para interfaz cerebro-computador*. [Thesis, Universidad del Valle de Guatemala].
<https://repositorio.uvg.edu.gt/xmlui/handle/123456789/4125>
- Vargas, J. F. C., & Ramírez, J. L. M. (2022). Estudio sobre prótesis de mano controlada con señales EEG para discapacitados. *REICIT*, 2(1), Article 1.
- Wu, Z.-P., Zhang, W., Zhao, J., Chen, C., & Ji, P. (2019). Optimized Complex Network Method (OCNM) for Improving Accuracy of Measuring Human Attention in Single-Electrode Neurofeedback System. *Computational Intelligence and Neuroscience*, 2019, e2167871.
<https://doi.org/10.1155/2019/2167871>

ANEXOS

