



UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA
SEDE GUAYAQUIL
CARRERA DE MECATRÓNICA

PRÓTESIS DE MANO ROBÓTICA NEUROCONTROLADA

Trabajo de titulación previo a la obtención del
Título de Ingeniero en Mecatrónica

AUTORES: Bryan Sebastián Gómez Ayala
Juan Carlos Loza Hernández
TUTOR: Christopher Rubén Reyes López

Guayaquil - Ecuador
2024

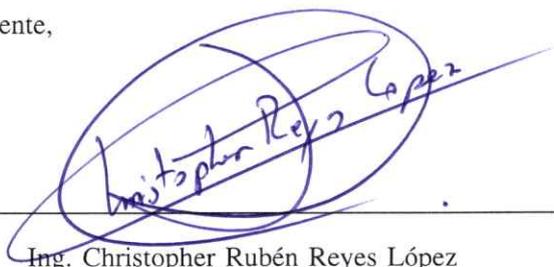
18-09-2024

CERTIFICADO DE DIRECCIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Yo, **Christopher Rubén Reyes López**, docente de la Universidad Politécnica Salesiana, declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación: **PRÓTESIS DE MANO ROBÓTICA NEUROCONTROLADA**, realizado por **Bryan Sebastián Gómez Ayala** con documento de identificación N° **0941295347** y por **Juan Carlos Loza Hernández** con documento de identificación N° **0952196525**, obteniendo como resultado final el trabajo de titulación bajo la opción **Dispositivo Tecnológico** que cumple con todos los requisitos determinados por la Universidad Politécnica Salesiana.

Guayaquil, 09 de septiembre del año 2024

Atentamente,



Ing. Christopher Rubén Reyes López
0923848691

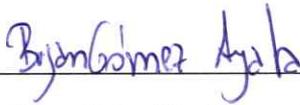
**CERTIFICADO DE CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE TITULACIÓN A LA
UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA**

Nosotros, **Bryan Sebastián Gómez Ayala** con documento de identificación N° **0941295347** y **Juan Carlos Loza Hernández** con documento de identificación N° **0952196525**, expresamos nuestra voluntad y por medio del presente documento cedemos a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que somos autores del **Dispositivo Tecnológico: PRÓTESIS DE MANO ROBÓTICA NEUROCONTROLADA**, el cual ha sido desarrollado para optar por el título de: Ingeniero en Mecatrónica, en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

En concordancia con lo manifestado, suscribimos este documento en el momento que hacemos la entrega del trabajo final en formato digital a la Biblioteca de la Universidad Politécnica Salesiana.

Guayaquil, 09 de septiembre del año 2024

Atentamente,



Bryan Sebastián Gómez Ayala
0941295347



Juan Carlos Loza Hernández
0952196525

CERTIFICADO DE RESPONSABILIDAD Y AUTORÍA DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Nosotros, **Bryan Sebastián Gómez Ayala** con documento de identificación N° **0941295347** y **Juan Carlos Loza Hernández** con documento de identificación N° **0952196525**; manifestamos que:

Somos los autores y responsables del presente trabajo; y, autorizamos a que sin fines de lucro la Universidad Politécnica Salesiana pueda usar, difundir, reproducir o publicar de manera total o parcial el presente trabajo.

Guayaquil, 09 de septiembre del año 2024

Atentamente,



Bryan Sebastián Gómez Ayala
0941295347



Juan Carlos Loza Hernández
0952196525

DEDICATORIA

Dedico este proyecto a mi madre, quien siempre ha creído en mí y me ha brindado su apoyo incondicional en cada paso de mi formación académica. Su amor y sacrificio han sido mi mayor fuente de motivación. A mi familia, que ha sido un pilar fundamental en mi vida, y a todos aquellos que me han impulsado a seguir adelante en momentos de duda, les dedico este logro con todo mi agradecimiento.

Bryan Sebastián Gómez Ayala

Este proyecto está dedicado a mi familia, especialmente a mis padres, por su constante esfuerzo y apoyo en cada etapa de mi vida. A mis hermanos, por ser mi fuente de ánimo y ejemplo de perseverancia. Sin su confianza y motivación, no habría podido alcanzar este importante logro. Este trabajo también es para ellos, que siempre han creído en mi capacidad de lograr grandes cosas.

Juan Carlos Loza Hernández

AGRADECIMIENTO

Quiero agradecer profundamente a mi Abuelo Vicente por haberme dado desde niño una guía y demostrarme que puedo alcanzar mis metas con esfuerzo, A mi Tío Paquito por sus consejos en este camino, a mi enamorada, amigos y familiares que me han brindado su apoyo incondicional en los momentos más difíciles.

Bryan Sebastián Gómez Ayala

Agradezco de todo corazón a mis profesores y a la Universidad Politécnica Salesiana por brindarme una educación de excelencia, que me ha permitido crecer profesional y personalmente. También quiero agradecer a mis amigos y compañeros de clase, quienes han sido una gran fuente de inspiración y camaradería durante todo este proceso.

Juan Carlos Loza Hernández

RESUMEN

Este proyecto se enfoca en la creación de una prótesis de mano neurocontrolada manejada por señales cerebrales, utilizando tecnologías como EEG (Electroencefalografía), Arduino y módulos de radiofrecuencia. El diseño de la prótesis incluye 3 grados de libertad por dedo lo que facilita los movimientos esenciales de la mano, como la acción de abrir y cerrar. A lo largo del desarrollo, se destacan aspectos como la neuroplasticidad cerebral para la adaptación del usuario y la necesidad de un entrenamiento previo para el control efectivo de la prótesis.

Además, el proyecto destaca la importancia de tecnologías asequibles como la impresión 3D para reducir los costos de producción, lo que hace rentable la fabricación de prótesis personalizadas y funcionales. El uso de la tecnología Mindflex permite una conexión directa entre las ondas cerebrales del usuario y el control de la prótesis, todo a un precio accesible en comparación con otras opciones del mercado.

Palabras clave: Electroencefalografía, Neurocontrol, Arduino, Impresión 3D, Neuroplasticidad.

ABSTRACT

This project focuses on the creation of a neuro-controlled hand prosthesis that can be operated through brain signals, using technologies such as EEG, Arduino, and radio frequency modules. The prosthesis design includes degrees of freedom for the fingers, allowing for basic hand movements such as opening and closing. Throughout the development, aspects such as brain neuroplasticity for user adaptation and the need for prior training to effectively control the prosthesis are highlighted.

Additionally, the project emphasizes the importance of affordable technologies like 3D printing to reduce production costs, making the manufacturing of personalized and functional prostheses viable. The use of Mindflex technology enables a direct connection between the user's brain waves and the prosthesis control, all at an accessible price compared to other market options.

Keywords: Electroencephalography, Neurocontrol, Arduino, 3D Printing, Neuroplasticity.

ÍNDICE

I.	Introducción	1
II.	Problema	2
III.	Justificación	3
IV.	Objetivos	4
IV-A.	Objetivo general	4
IV-B.	Objetivos específicos	4
IV-C.	Matriz de objetivos	5
V.	Marco teórico referencial	6
V-A.	Tipos de Prótesis	6
V-B.	Sistema de sensado de señales nerviosas neuronales y su aplicación	7
VI.	Marco Metodológico	10
VI-A.	Diseño mecánico	10
VI-A1.	Circuito Esquemático Dispositivo Emisor	12
VI-A2.	Circuito Esquemático Dispositivo Receptor	14
VI-B.	Software	15
VI-C.	Uso y adaptación	16
VII.	Resultados	18
VIII.	Cronograma	19
IX.	Presupuesto	21
X.	Conclusiones	22
XI.	Recomendaciones	23
	Anexo A: Planos	24
	Anexo B: Equipos de Manufactura	34
	Anexo C: DIAGRAMAS EN PROTEUS	37
	Anexo D: Programación en Arduino	40
	Anexo E: Procesamiento de Datos en Processing	43
	Referencias	45

ÍNDICE DE FIGURAS

1.	A. Prótesis mioeléctrica - B. Prótesis de mano Michelangelo [15].	7
2.	Diadema Mindflex [18].	8
3.	Gráfica de ondas cerebrales Obtenidas y graficadas Mediante Fourier [21].	8
4.	Activación de las diferentes ondas en nuestro cerebro [21].	9
5.	Fases de la fabricación [27]	10
6.	Diseño de simulación y de piezas por separado en Robo Dk. Fuente: Los Autores.	11
7.	Posicionamiento de piezas en en Crality Print 5.1. Fuente: Los Autores.	11
8.	Prótesis de mano ensamblada. Fuente: Los Autores.	12
9.	Conexión de indicadores Leds en Proteus. Fuente: Los Autores.	12
10.	Transistor NPN en estado de Saturación en Proteus. Fuente: Los Autores.	13
11.	Esquema de simulación “Dispositivo Emisor” en Proteus. Fuente: Los Autores.	14
12.	Esquema de simulación “Dispositivo Receptor” en Proteus. Fuente: Los Autores.	14
13.	Ondas con valores numéricos en monitor serial de Arduino. Fuente: Los Autores.	15
14.	Ondas cerebrales en vivo en software Processing. Fuente: Los Autores.	16
15.	Diseño final de Prótesis de mano junto con Mindflex hackeado. Fuente: Los Autores.	19
16.	Diseño 3D del dedo índice en Robo DK. Fuente: Los Autores.	24
17.	Diseño 3D de Falange en Robo DK. Fuente: Los Autores.	24
18.	Emsamble de Piezas Vista inferior en Robo DK. Fuente: Los Autores.	25
19.	Emsamble de Piezas Vista Lateral Superior en Robo DK. Fuente: Los Autores.	25
20.	Diseño 3D de la Palma en Robo DK. Fuente: Los Autores.	26
21.	Diseño 3D tapa de la muñeca en Robo DK. Fuente: Los Autores.	26
22.	Diseño caja para circuito electrónico en SketchUp. Fuente: Los Autores.	27
23.	Diseño tapa de caja para circuito electrónico en, SketchUp. Fuente: Los Autores.	27
24.	Impresión 3D Tapa de Muñeca en Crality Print 5.1. Fuente: Los Autores.	28
25.	Impresión 3D Dedos - Falanges - Conectores en Crality Print 5.1. Fuente: Los Autores.	29
26.	Impresión 3D Muñeca - conectores para movimiento en Crality Print 5.1. Fuente: Los Autores.	30
27.	Impresión 3D Muñeca - conectores para movimiento por capas en Crality Print 5.1. Fuente: Los Autores.	31
28.	Impresión 3D Palma - conectores de movimiento por capas en Crality Print 5.1. Fuente: Los Autores.	32
29.	Impresión 3D Dedos - Falanges - Conectores por capas en Crality Print 5.1. Fuente: Los Autores.	33
30.	Impresión 3D Palma - conectores de movimiento en ENDER CR 10 pro. Fuente: Los Autores.	34
31.	Impresión en 3D de las piezas en ENDER CR 10 pro. Fuente: Los Autores.	35
32.	Palma Impresa en ABS. Fuente: Los Autores.	36
33.	Menú de funciones y elementos electrónicos de la prótesis en Proteus. Fuente: Los Autores.	37
34.	Diagrama Circuito Emisor RF en Proteus. Fuente: Los Autores.	38
35.	Diagrama Circuito Receptor RF en proteus. Fuente: Los Autores.	39
36.	Programación Arduino Emisor Parte 1. Fuente: Los Autores.	40
37.	Programación Arduino Emisor Parte 2. Fuente: Los Autores.	41
38.	Programación Arduino Receptor. Fuente: Los Autores.	42
39.	Programación en Processing. Fuente: Los Autores.	43
40.	Diagramas de ondas Neuronales con Processing y programación en Arduino. Fuente: Los Autores.	44

ÍNDICE DE TABLAS

I.	Matriz de objetivos, Fuente: Los Autores.	5
II.	Cronograma de trabajo. Fuente: Los Autores.	20
III.	Presupuesto. Fuente: Los Autores.	21

I. INTRODUCCIÓN

La pérdida de una extremidad, en particular de la mano, representa un desafío significativo para la calidad de vida de las personas, afectando su capacidad para realizar tareas cotidianas y limitar su independencia. En este contexto, el desarrollo de prótesis robóticas neurocontroladas ha cobrado gran relevancia en los últimos años, impulsado por avances en la neurociencia y la tecnología. Estas prótesis no solo buscan reemplazar la funcionalidad motora de la mano, sino también integrarse con los sistemas neuronales del usuario para lograr un control más natural y preciso.

El presente proyecto propone la creación de una prótesis de mano robótica controlada por señales cerebrales, utilizando tecnologías asequibles como la electroencefalografía EG, el microcontrolador Arduino y la impresión 3D. A través de un dispositivo de neurofeedback, como el Mindflex, se capturan las ondas cerebrales del usuario, las cuales se procesan para generar movimientos controlados de la prótesis. El diseño, además de ser funcional, se centra en reducir los costos de producción y mejorar la accesibilidad para personas con discapacidades.

Este trabajo aborda tanto el desarrollo técnico como los desafíos de la adaptación del usuario mediante la neuroplasticidad, lo que permite que el cerebro reorganice sus conexiones para optimizar el control de la prótesis. El objetivo final es proporcionar una solución innovadora, económica y efectiva que contribuya a mejorar la calidad de vida de las personas con amputaciones de mano.

II. PROBLEMA

Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), se estima que cada año ocurren alrededor de 2 millones de amputaciones de mano en todo el mundo [1]. Estas amputaciones se realizan principalmente para contrarrestar riesgos a la salud y preservar la vida [2]. Los procedimientos quirúrgicos son necesarios para posteriormente permitir una adecuada rehabilitación, que incluye la adaptación de una prótesis que sustituya funciones motoras perdidas de la mano. En Ecuador, el costo de fabricar una prótesis de manera privada es elevado, dependiendo del material y la funcionalidad requeridos [3].

Existen centros de creación de prótesis gestionados por el Ministerio de Salud Pública (MSP), que cuentan con equipos de última tecnología, incluyendo diseño asistido por computadora y fabricación asistida por computadora (CAD-CAM, por sus siglas en inglés), que permiten la realización de modelos 3D. Sin embargo, debido a la escasez de técnicos especializados en el desarrollo de prótesis, no se logra cubrir la demanda nacional, que asciende a 165 personas según datos del MSP [4]. Por otro lado, la Fundación Proyecto de Rangos de Movimientos (ROMP) estima que aproximadamente 15 mil personas en el país necesitan una prótesis.

A pesar de los avances tecnológicos en el desarrollo de prótesis de mano, su funcionalidad comparada con el uso de manos sanas sigue siendo limitada. Esta limitación se debe no solo a las restricciones mecánicas y las estrategias de manipulación, sino también a la capacidad del usuario para transmitir las órdenes adecuadas para producir los movimientos deseados. Una de las formas más comunes de controlar las prótesis es mediante el uso de ondas mioeléctricas, que son impulsos generados por los músculos del usuario al intentar ejecutar un movimiento [2]. Sin embargo, si el paciente tiene limitaciones en los músculos remanentes y no puede contraerlos fácilmente, los datos electromiográficos (EMG) del usuario no pueden ser captados, lo que limita o imposibilita la manipulación de la prótesis [4].

Además, identificar correctamente la intención de movimiento del usuario y la degradación de la señal muscular en pacientes cuya lesión ocurrió hace mucho tiempo puede ser difícil, ya que el paciente pierde la conexión con el sistema nervioso y desconoce el estado de sus músculos [2]. Por lo tanto, conseguir una prótesis en Ecuador enfrenta varios inconvenientes, como los elevados costos de fabricación privada, la falta de personal capacitado para realizar prótesis de manera pública, y las limitaciones de los métodos de electromiografía, que no siempre son funcionales para personas con pérdida significativa de actividad muscular y nerviosa.

III. JUSTIFICACIÓN

En la actualidad, la creación y desarrollo de prótesis robóticas para la mano se ha convertido en un campo de investigación y desarrollo tecnológico de gran relevancia [3]. Esta importancia radica en su capacidad para transformar la vida de las personas con discapacidades en las extremidades superiores, permitiéndoles ganar ciertas funcionalidades mejorando su calidad de vida de manera significativa.

Las personas que han sufrido amputaciones o malformaciones en la mano experimentan una pérdida drástica en su capacidad para realizar actividades cotidianas [5]. La creación de prótesis robóticas ofrece la posibilidad de restaurar parte de esa funcionalidad perdida, permitiendo a los individuos realizar tareas esenciales como agarrar objetos. Estas prótesis mejoran la independencia de los usuarios, por consiguiente, también les devuelven parte de la autoestima perdida y una nueva sensación de autonomía [6].

Muchas prótesis robóticas están diseñadas para ser estéticamente atractivas y personalizables, lo que permite a los usuarios expresar su identidad y estilo de vida a través de la tecnología. Si bien las personas que perdían una extremidad necesitaban un largo proceso de adaptación y entrenamiento para usar prótesis mecánicas [7]. Gracias a las prótesis robóticas con sistemas de control más intuitivos e interfaces cerebro-máquina más especializados se acelera el proceso de adaptación y se reduce la frustración de los usuarios. La necesidad de prótesis con mayores funcionalidades y las limitaciones encontradas en las controladas por señales mioeléctricas ha llevado al desarrollo de prótesis neuro controladas. Este tipo de prótesis han llevado a una mayor comprensión de la relación e interacción del cerebro humano con las extremidades [8].

Estas prótesis no solo restauran la funcionalidad perdida, sino que también promueven la integración social e impulsan la innovación tecnológica [9] por lo tanto, la inversión en este campo es esencial para el progreso de la sociedad y el bienestar de las personas que se benefician de estas innovadoras soluciones.

Este proyecto busca desarrollar una prótesis de mano robótica neurocontrolada empleando una técnica de interpretación de frecuencias cerebrales, y la ejecución de movimientos mediante mecanismos manufacturados en impresión en 3D logrando un bajo costo, resolviendo así las problemáticas antes planteadas de precio, escasez y funcionalidad.

IV. OBJETIVOS

IV-A. Objetivo general

Desarrollar una prótesis robótica de mano neuro controlada, explorando su viabilidad técnica y funcionalidad en contextos de movimientos y tareas cotidianas.

IV-B. Objetivos específicos

- Capturar las señales neuronales de manera inalámbrica para crear una base de datos sobre los movimientos de la prótesis.
- Elaborar mediante impresión 3D el prototipo de la prótesis de mano integrando los servomotores permitiendo 3 grados de libertad por dedo.
- Integrar de manera eficaz los componentes electrónicos en la prótesis, asegurando que sean imperceptibles debido a su diseño cubierto y ligero.

IV-C. Matriz de objetivos

Tabla I
MATRIZ DE OBJETIVOS, FUENTE: LOS AUTORES.

Objetivo	Planteamiento	Meta	Indicador
OE.1	Capturar las señales neuronales de manera inalámbrica para crear una base de datos sobre los movimientos de la prótesis.	Captación de un 90% de señales neuronales de movimiento.	Sistema de control capaz de percibir señales neuronales de movimiento.
OE.2	Elaborar mediante impresión 3D el prototipo de la prótesis de mano integrando los servomotores permitiendo 3 grados de libertad por dedo.	Tener al menos 3 grados de libertad por dedo de la mano impresa.	Se realizará una prótesis de mano funcional y de bajo costo.
OE.3	Diseño ordenado y sin componentes a la vista.	Diseñar una prótesis con al menos el 95% de los componentes electrónicos ocultos.	Integrar eficazmente los componentes electrónicos en la prótesis, obteniendo un diseño ligero.

V. MARCO TEÓRICO REFERENCIAL

V-A. Tipos de Prótesis

El desarrollo de prótesis ha avanzado significativamente, mejorando la destreza de los usuarios mediante diversos mecanismos que controlan su movimiento. A pesar de estos progresos, persisten ciertas limitaciones, como la precisión en los agarres, especialmente en objetos de formas irregulares. Existen prótesis que requieren el uso de otras extremidades, como el antebrazo, para articular el movimiento, lo que añade complejidad. Otras, como las prótesis que utilizan sistemas de compresión de aire, ofrecen mayor independencia en el movimiento de los dedos, pero presentan dificultades en su implementación y mantenimiento, lo que limita su adopción. Las prótesis mioeléctricas, que capturan señales del muñón del usuario, permiten un control más natural y preciso, integrándose mejor con la vida cotidiana de las personas amputadas. Prototipos avanzados como las prótesis Michelangelo han logrado emular con gran precisión la funcionalidad de una mano humana, permitiendo agarres seguros y movimientos personalizados, lo que las convierte en una opción popular en la actualidad. La investigación sigue buscando mejorar la confiabilidad y accesibilidad de estas tecnologías, contribuyendo a una mayor integración social de los usuarios [10].

El desarrollo de las prótesis mecánicas ha permitido avances importantes en la destreza de los usuarios, quienes logran controlar los movimientos de sus extremidades artificiales mediante diversos mecanismos. En muchos casos, el movimiento de estas prótesis se realiza con la ayuda de otra extremidad, como el antebrazo o el hombro, que está conectado a la prótesis mediante un arnés. Esto permite que el movimiento generado en la extremidad sana se transfiera a la prótesis, lo que facilita su articulación. Sin embargo, a pesar de estos progresos, aún persisten algunas limitaciones, como la precisión al sujetar objetos de formas irregulares o la necesidad de seguir mejorando la fiabilidad y precisión de estos dispositivos [11].

Por otro lado, las prótesis neumáticas representan una opción innovadora que utiliza aire comprimido para facilitar el movimiento de las articulaciones y los dedos. Estas prótesis suelen emplear dióxido de carbono, lo que permite una movilidad más independiente de cada dedo y la imitación de los movimientos naturales de la palma de la mano. Sin embargo, la implementación de estos sistemas presenta desafíos técnicos, lo que incrementa sus costos de mantenimiento y reduce su adopción en el mercado. A pesar de que son menos comunes, existen excepciones en algunos centros de rehabilitación donde se usan prótesis neumáticas diseñadas para casos específicos [10].

En el caso de las prótesis mioeléctricas, estas se basan en señales eléctricas emitidas por los músculos remanentes del muñón para controlar los movimientos de la prótesis. Estos dispositivos permiten una integración más natural con el cuerpo del usuario, ya que las señales mioeléctricas son procesadas para dirigir los movimientos de la prótesis, como abrir y cerrar la mano o mover los dedos de manera individual. El control de estas prótesis requiere un aprendizaje previo por parte del usuario, quien debe entrenar los músculos restantes para emitir las señales correctas. No obstante, estas prótesis ofrecen una mayor precisión y adaptabilidad a las necesidades diarias de los usuarios [12].

Un ejemplo avanzado de prótesis mioeléctrica es la mano Michelangelo, que ha destacado por su precisión y capacidad de emular los movimientos de una mano humana. Gracias a la tecnología Axon-Bus, estas prótesis logran movimientos muy precisos, incluyendo la rotación independiente del pulgar y diversos tipos de agarre, lo que facilita actividades cotidianas como sujetar objetos de diferentes tamaños y formas [13].

Además, con el avance de la impresión 3D, se han abierto nuevas posibilidades para la creación de prótesis más accesibles y personalizadas. Esta técnica permite la fabricación rápida y a bajo costo de piezas ajustadas a las necesidades específicas de cada usuario. En particular, el uso de materiales como el ácido poliláctico (PLA) y el acrilonitrilo butadieno estireno (ABS) garantiza que las prótesis sean ligeras, resistentes y funcionales, además de permitir ajustes personalizados mediante escaneos 3D [6].

Cada una de estas tecnologías ha contribuido significativamente al desarrollo de prótesis más funcionales y accesibles para personas con amputaciones. El objetivo final es siempre mejorar la calidad de vida del usuario, integrando estos avances en el campo de la robótica y la neurociencia para ofrecer dispositivos cada vez más precisos y fáciles de utilizar [17].

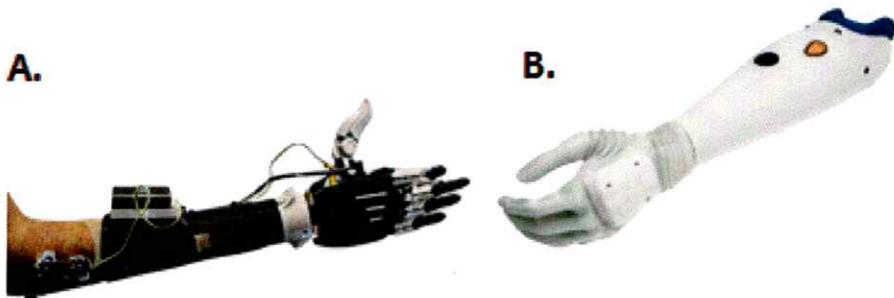


Figura 1. A. Prótesis mioeléctrica - B. Prótesis de mano Michelangelo [15].

V-B. Sistema de sensado de señales nerviosas neuronales y su aplicación

En la creación de una prótesis de mano neurocontrolada, cada componente cumple un papel fundamental en el procesamiento de las señales nerviosas y la ejecución de los movimientos. El cerebro humano, al ser un órgano electroquímico, genera señales que pueden ser capturadas para controlar dispositivos externos, como una prótesis. Para ello, se emplea un sistema de sensado neuronal que traduce las ondas cerebrales en órdenes concretas, activando así los mecanismos de la prótesis [18].

El Mindflex es el dispositivo encargado de captar estas señales neuronales [19].

Equipado con electrodos que se colocan en la frente y los lóbulos del usuario, el Mindflex detecta ondas cerebrales como las alfa, beta y theta mediante electroencefalografía (EEG). Estas ondas están asociadas con diferentes estados mentales, como la concentración y la relajación. A través de una interfaz cerebro-computadora (BCI), el Mindflex traduce las señales EEG en comandos comprensibles para la prótesis. La conexión entre el dispositivo y el cerebro permite una interacción fluida y directa, sin necesidad de utilizar mecanismos tradicionales como teclados o ratones. Además, el sistema de neurofeedback proporciona retroalimentación visual y auditiva, lo que ayuda al usuario a mejorar el control sobre su actividad cerebral, afinando su capacidad para manejar la prótesis [20].

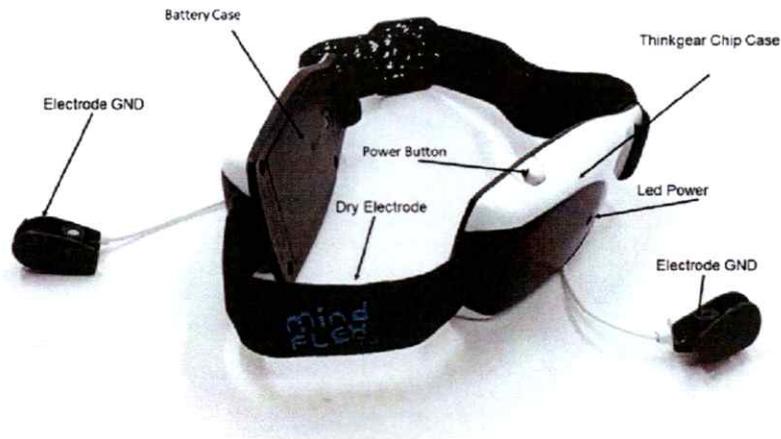


Figura 2. Diadema Mindflex [15].

Una vez que el Mindflex captura las señales, estas son transmitidas al Arduino Pro Mini, un microcontrolador que actúa como el cerebro de la prótesis.

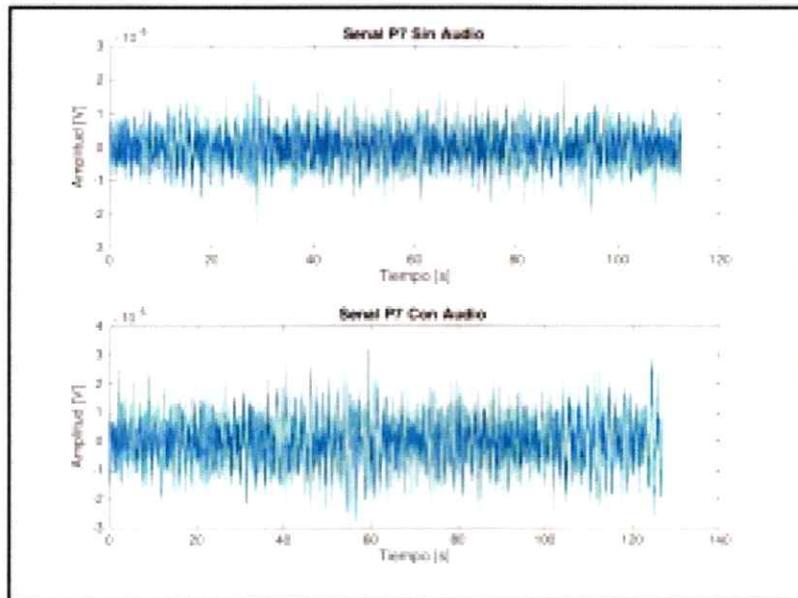


Figura 3. Grafica de ondas cerebrales Obtenidas y graficadas Mediante Fourier [16].

Este dispositivo compacto y eficiente es capaz de decodificar las señales eléctricas recibidas del Mindflex, analizarlas y utilizarlas para controlar los servomotores que permiten los movimientos de la mano. De esta forma, cuando el usuario se concentra o relaja, el Arduino recibe la señal correspondiente y activa los motores, permitiendo acciones como abrir, cerrar o mover los dedos de la prótesis. Gracias a su tamaño reducido y su bajo consumo energético, el Arduino Pro Mini es ideal para aplicaciones portátiles como esta [9].

La comunicación entre el Mindflex y el Arduino se realiza de manera inalámbrica mediante un módulo de radiofrecuencia (RF). Este sistema permite la transmisión de datos en tiempo real, asegurando que las órdenes del cerebro lleguen a la prótesis de manera rápida y sin interferencias. A diferencia de otros sistemas, como los que

usan infrarrojos, los módulos RF no requieren una línea de visión directa, lo que garantiza que las señales lleguen sin interrupciones, proporcionando así un control preciso de los movimientos [4].

Los movimientos de la prótesis se ejecutan gracias a los servomotores, unos motores eléctricos que pueden controlar la posición de cada dedo en un rango de 0° a 180°. Al recibir las señales procesadas por el Arduino, los servomotores ajustan su posición mediante una técnica llamada modulación por ancho de pulso (PWM), lo que permite replicar los movimientos naturales de la mano. Este control preciso y eficiente de los dedos es esencial para que el usuario pueda realizar tareas cotidianas como sujetar objetos o realizar gestos finos [17].

Finalmente, la neuroplasticidad juega un papel crucial en este proceso, ya que permite al cerebro adaptarse al uso de la prótesis. Con el tiempo y mediante el entrenamiento adecuado, el cerebro reorganiza sus conexiones para optimizar el control sobre la mano robótica, mejorando la precisión de los movimientos. A través del uso continuo del dispositivo y las técnicas de neurofeedback proporcionadas por el Mindflex, el usuario es capaz de perfeccionar su capacidad para controlar la prótesis, integrándola de manera natural en su vida diaria [18].



Figura 4. Activación de las diferentes ondas en nuestro cerebro [16].

En conjunto, la combinación del Mindflex, el Arduino Pro Mini, los módulos de radiofrecuencia y los servomotores permiten crear una prótesis funcional y eficiente que responde a las señales neuronales del usuario. Este sistema de sensado neuronal no solo mejora la calidad de vida de personas con amputaciones, sino que también representa un avance significativo en el campo de las interfaces cerebro-máquina.

VI. MARCO METODOLÓGICO

El objetivo de este estudio es implementar y construir una prótesis de mano funcional controlada por las ondas Hertz generadas por el cerebro, proporcionando una sensación de control y realización a los usuarios. Para lograr esto, se emplea una diadema Mindflex que lee las ondas Hertz mediante sensores de EEG integrados. Estas ondas, clasificadas en frecuencias Alfa y Beta, son procesadas por un Arduino Pro Mini, denominado “Dispositivo Emisor”, situado en la diadema. Este dispositivo envía los datos a través de un módulo de radiofrecuencia a un Arduino Pro Mini que actúa como “Dispositivo Receptor” en la prótesis, el cual también está equipado con un módulo de radiofrecuencia.

El “Dispositivo Receptor” recibe las señales del “Dispositivo Emisor” y las convierte en datos numéricos mediante una programación específica en la plataforma Arduino. Estos datos se visualizan en un monitor serial de un ordenador, permitiendo el control de la prótesis en función de las señales recibidas.

La parte mecánica del proyecto incluye un diseño en 3D para la prótesis de mano, que proporciona tres grados de libertad por dedo. Este diseño permite que los dedos de la prótesis se abran y cierren, replicando la funcionalidad natural de una mano. La capacidad de movimiento se traduce en mayor libertad y comodidad para el usuario. Los servomotores integrados en la prótesis se activan en función de la intensidad de las ondas cerebrales detectadas por la diadema Mindflex. Al alcanzar un nivel específico de meditación, con los ojos cerrados, la prótesis se cierra completamente. En cambio, al reducir este nivel y abrir los ojos, la prótesis se abre.

Finalmente, tanto la diadema Mindflex como la prótesis están conectadas a bancos de baterías recargables Li-Ion de 3.7V. Los componentes electrónicos están ocultos para mantener un diseño ligero y funcional, cumpliendo con los objetivos de libertad y comodidad propuestos para el usuario.

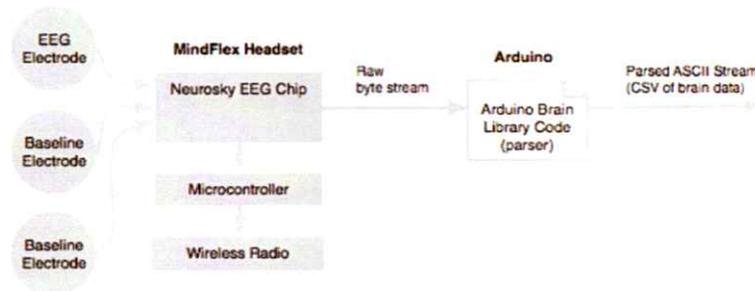


Figura 5. Fases de la fabricación [19]

VI-A. Diseño mecánico

Para el diseño mecánico de esta prótesis utilizamos el software SolidWorks en el cual se realizó cada una de las piezas necesarias para crear la mano, pensando en tener un espesor y acabado de calidad en nuestras piezas a la hora de imprimirlas en 3D, logrando crear una prótesis resistente y duradera.

Se tomo en cuenta también el acople de cada pieza para lograr los grados de libertad y realización de tareas cotidianas como lo es abrir y cerrar la mano para agarrar y soltar objetos, siendo estos objetivos que fueron planteados al comienzo de este proyecto.

Para la simulación, se unieron las piezas en el software, obteniendo un archivo único que muestra cómo se acoplan para formar la prótesis de mano como podemos ver en la figura 7.

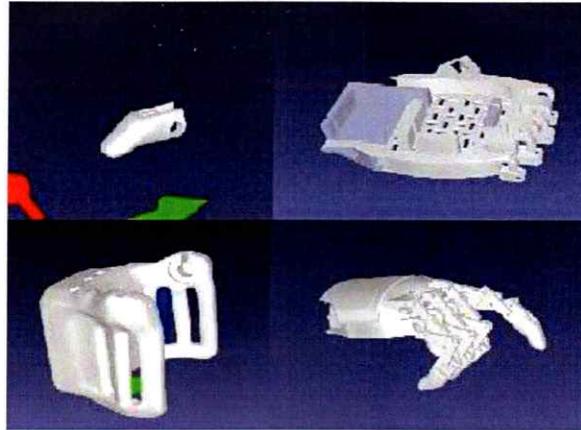


Figura 6. Diseño de simulación y de piezas por separado en Robo Dk. Fuente: Los Autores.

Procedimos a guardar estos archivos en formato STL para que puedan ser leídos por el software Creality print que usaremos para realizar la impresión en 3D. Se cargan los archivos de las piezas por separado para imprimir como vemos en la figura 8, cuando todas las piezas han sido impresas correctamente se empieza a ensamblar manualmente la prótesis de mano, uniendo las partes por medio de piezas pasantes, calor y pegamento obteniendo una prótesis de mano con calidad y funcionalidad como podemos ver en la figura 9.



Figura 7. Posicionamiento de piezas en en Crality Print 5.1. Fuente: Los Autores.

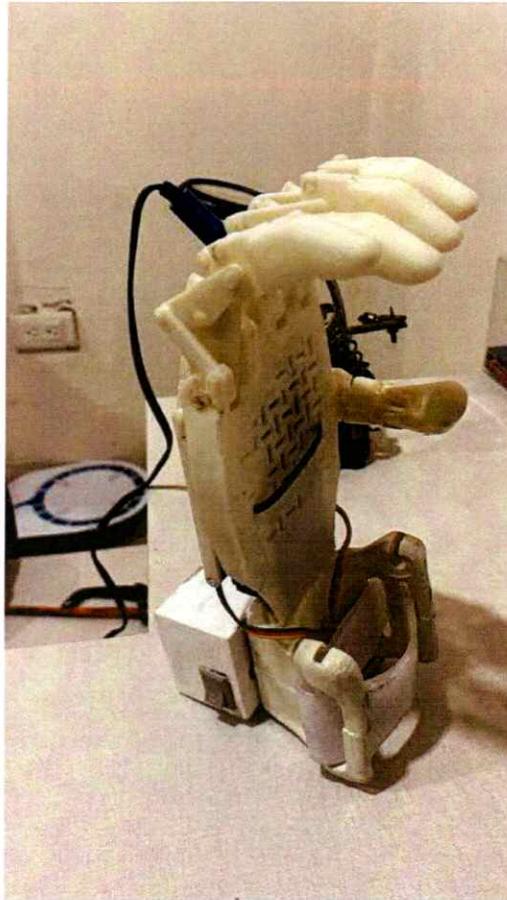


Figura 8. Prótesis de mano ensamblada. Fuente: Los Autores.

VI-A1. Circuito Esquemático Dispositivo Emisor: En esta primera parte interpretamos la señal que envía el Mindflex en Hercios (Hz) y milivoltios (mV) que junto a la programación nos genera valores numéricos del 0 al 100, en este diseño usaremos la onda Alfa que se relaciona con la meditación como activador. Cuando el parámetro de meditación es menor a 50 envía una señal de alto (5 Voltios) en el pin 2 del Arduino Pro-mini, este a su vez se conecta con una resistencia de 220 ohmios y un led indicador azul. Cuando la Señal se encuentra en el rango de 50 a 75 envía una señal de alto (5 Voltios) en el pin 4 que a su vez enciende un indicador amarillo. Cuando la señal genera un valor mayor a 75, se enciende un indicador led rojo conectado al pin 7 del arduino.

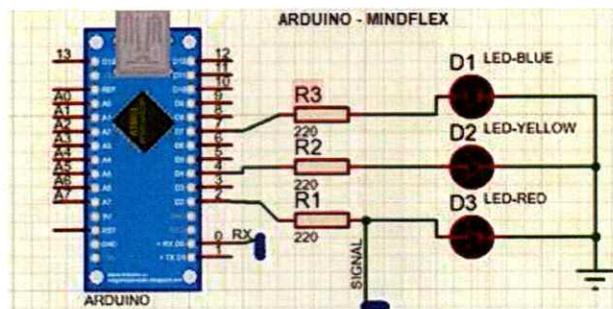


Figura 9. Conexión de indicadores Leds en Proteus. Fuente: Los Autores.

Enviamos la señal del pin 7 del Arduino hacia una resistencia de 1k ohm que posterior se conecta a la base de un transistor NPN 2N2222A, que mediante cálculos ingresa en estado de Saturación y funciona como interruptor accionando el módulo de radiofrecuencia.

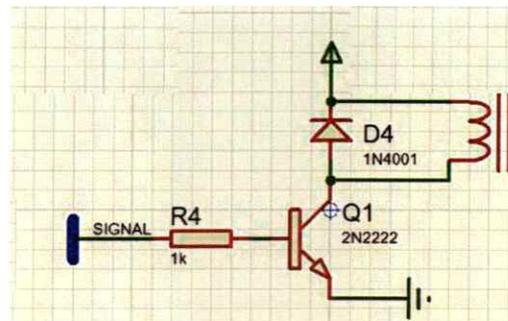


Figura 10. Transistor NPN en estado de Saturación en Proteus. Fuente: Los Autores.

Para que el transistor funcione en saturación, el voltaje colector-emisor (VCE) debe ser cero. Se calcula la corriente de base aplicando un análisis de mallas de Kirchhof y considerando que el pin 7 del Arduino envía 5V, que se reducen a 3V tras pasar por una resistencia de 330 ohmios. Con una resistencia de 1k ohmio en la base del transistor y un voltaje base-emisor de 0.7V (como en un diodo rectificador).

$$+3V - 1K * I_B - V_{BE} = 0$$

$$2.3mA = I_B$$

Después de calcular la corriente de base, se determina la corriente del colector (IC) multiplicando la ganancia del transistor (hFE) por la corriente de base (IB). En este caso, el transistor 2N2222A tiene una hFE de 75.

$$I_C = hFE * I_B$$

$$I_C = 172.5mA$$

Se aplica una malla de Kirchhoff en el colector para calcular el voltaje colector-emisor (VCE). Al medir con el multímetro, se obtiene que la resistencia del relé es de 28,89 ohmios.

$$+5V - 28.89 * 172.5mA - V_{CE} = 0$$

$$0 = V_{CE}$$

Cuando el transistor entra en estado de saturación, el interruptor electrónico se activa, llevando el voltaje en el colector a 0 voltios. Esto provoca que el relé cambie de estado, conectando el pin común con el pin normalmente abierto y enviando el pulso de radiofrecuencia hacia la prótesis.

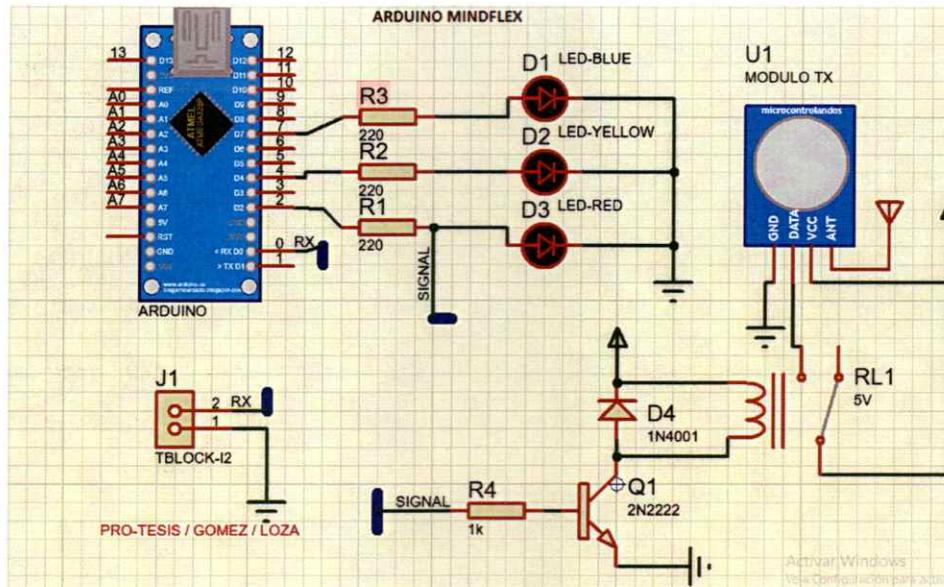


Figura 11. Esquema de simulación “Dispositivo Emisor” en Proteus. Fuente: Los Autores.

VI-A2. Circuito Esquemático Dispositivo Receptor: Esta parte del circuito esta encargada de captar la señal generada por el emisor a 433 Hz y mover los servomotores. El Módulo de radiofrecuencia receptor envía un pulso de +5 voltios al pin 6 del Arduino Pro-mini ubicado en la prótesis. Mediante programación se establece que, al recibir esta señal positiva, que se active en el pin 8 y el pin 9 una señal cuadrática específica para que el servomotor mueva en ángulos permitiendo abrir y cerrar la mano.

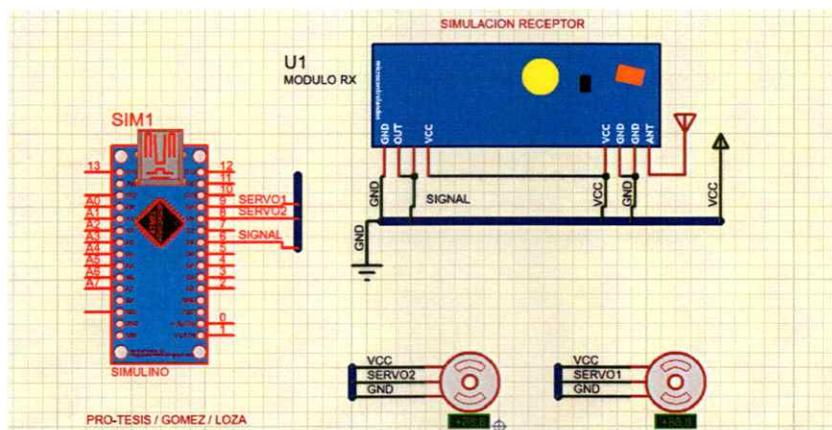


Figura 12. Esquema de simulación “Dispositivo Receptor” en Proteus. Fuente: Los Autores.

El módulo de Radiofrecuencia 433 Hz, funciona con 12 voltios, para ellos se juntan 3 baterías de Li-on de 3.7 Voltios, 1420 mA en serie. Para los servomotores se necesitan 5, regulamos de 12 a 5 voltios con el módulo LM2596.

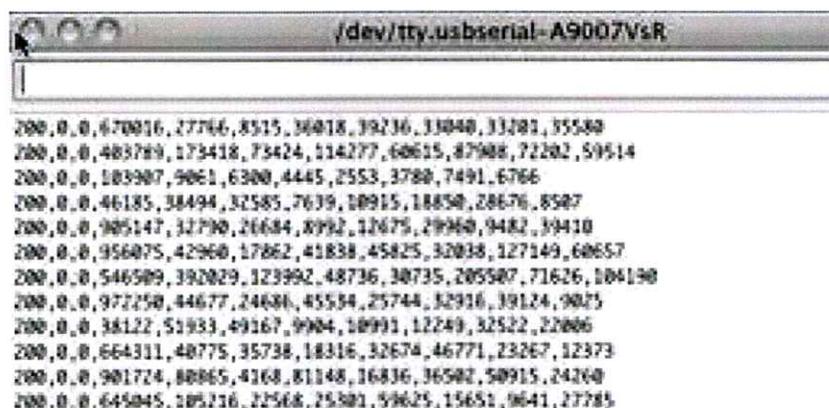
VI-B. Software

Para generar la programación necesaria para este proyecto hicimos uso de 2 software principales que nos ayudaron a controlar la lectura, funcionamiento y comprensión del Mindflex junto con la prótesis de mano, estos fueron el Software “Arduino” en el cual programamos la lectura y emisión de datos del Mindflex tanto como el movimiento de los Servomotores en la prótesis de mano.

Por otro lado, para generar la visualización de los datos que emite el Mindflex y crear una mejor comprensión de estos se usó el software “Processing” que por medio de programación nos genera una pantalla didáctica donde vemos el movimiento de las ondas Hz de nuestro cerebro en vivo.

Para generar la programación que controla nuestra prótesis de mano usamos la librería del software Arduino “Brain.h” que interpreta la señal que envía el Mindflex en Hercios (Hz) y milivoltios (mV) y las interpola generando valores de 0 al 100 para las ondas Alfa y Beta, siendo 100 el máximo posible y 0 el mínimo posible. Podemos ver como se presentan estos números en el monitor serial del software Arduino en la figura 13.

El CSV se desglosa de la siguiente manera “Intensidad de la señal, atención, meditación, delta, theta, alfa baja, alfa alta, beta baja, beta alta, gamma baja, gamma alta”, Cabe recalcar que solo los 3 primeros números que aparecen en el monitor serial nos darán una lectura utilizable, estos son señal, atención y meditación, las demás señales aunque definidas con un nombre solo serán ruido no filtrado generado por el Mindflex.



```
200,0,0,0,70016,27746,8515,36018,19236,11040,11701,35580
200,0,0,0,483719,173418,73424,114277,60615,87908,72202,59514
200,0,0,0,103907,9061,6300,4445,2553,3780,7491,6766
200,0,0,0,46185,38494,32585,7639,10915,18850,28676,8587
200,0,0,0,905147,12790,26684,8992,12675,29960,9482,39410
200,0,0,0,956075,42960,17862,41838,45825,32038,127149,60657
200,0,0,0,546509,392029,123992,48736,30735,205507,71626,104190
200,0,0,0,972250,44677,24680,45534,25744,32916,39124,9025
200,0,0,0,38122,51933,49167,9904,10991,12249,32522,22006
200,0,0,0,664311,40775,35738,18316,32674,46771,23267,12373
200,0,0,0,901724,80865,4168,81148,16836,36502,50915,24260
200,0,0,0,645045,105216,22568,25301,59625,15651,9641,27785
```

Figura 13. Ondas con valores numéricos en monitor serial de Arduino. Fuente: Los Autores.

En este diseño se manipulo la onda Alfa que se relaciona con la meditación y empezara a subir a su punto máximo al meditar con los ojos cerrados, Para esto la programación realizada usando la librería nos dice que cuando el parámetro de meditación este entre 0 y 50 un led azul se enciende, cuando este entre 50 y 75 un led amarillo se enciende, y cuando este entre 75 y 100 un led rojo se enciende, siendo estos indicadores visibles del nivel de meditación del usuario.

Cuando el led rojo este encendido nuestra prótesis de mano se cerrará esto quiere decir que cuando el usuario tengo su nivel de meditación o onda Alfa a 75 o más en nuestro valor numérico asignado hará funcionar la prótesis de mano cerrándola y cuando sea menor a 75 se mantendrá abierta, esto se comunicará por radiofrecuencia a la prótesis de mano, la cual tendrá otro Arduino pro-mini con una programación que define los ángulos en que se moverán los servomotores que controlan los dedos de la mano para cerrar o abrir la misma tomando en cuenta la posición de los servomotores dentro del diseño mecánico.

Para la visualización de datos usamos el Software Processing versión 3.5.4 el cual nos dio la señal más óptima, para este ya existe una programación llamada “BrainGrapher” que se puede descargar en la página de github.com, junto con un carpeta controladora de Java “Controlp5”, adjuntamos esta carpeta a nuestra carpeta de Processing, abrimos el software y cargamos la programación previamente descargada, la cual se encargara de trabajar de la mano con el software Arduino y su monitor serial para la interpretación de los datos numéricos y su exposición en la pantalla de lectura en vivo que es generada dentro de la programación “BrainGrapher” como barras indicadoras y líneas de avance que muestran el movimiento de nuestras ondas en tiempo real como podemos verlo en la figura 14.

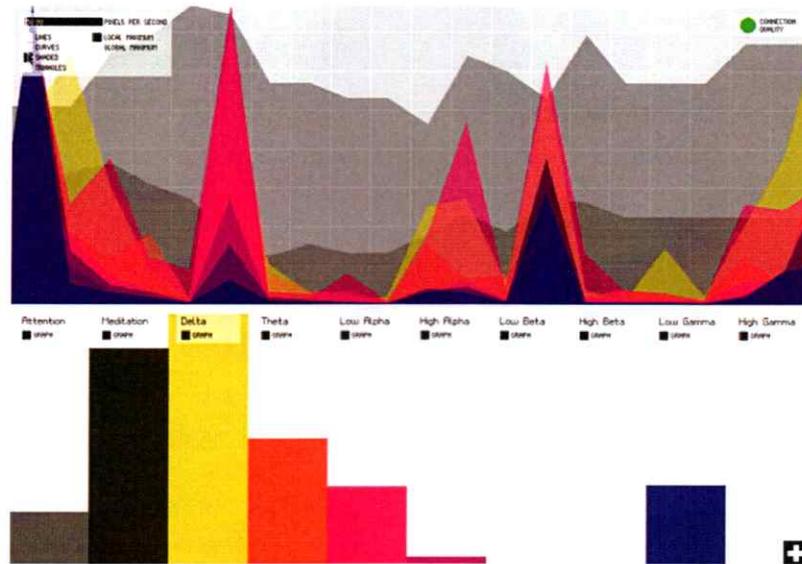


Figura 14. Ondas cerebrales en vivo en software Processing. Fuente: Los Autores.

VI-C. *Uso y adaptación*

Para su utilización se procede a colocar nuestro prototipo de prótesis de mano impresa en 3D en el muñón del usuario asegurándola a este con sus respectivas tiras de seguridad, a continuación, se debe colocar y asegurar el Mindflex en la cabeza del usuario como una diadema, se engancha a cada oreja del usuario pequeñas pinzas parte del Mindflex que contienen cada una un electrodo encargados de generar una señal negativa, una vez ubicados ambos dispositivos se procede a encenderlos y el resto depende de la intensidad de la onda que logre emitir el usuario para tener el control y ejercer la función de la prótesis.

El proceso de adaptación seguirá los pasos descritos a continuación: En primer lugar, se coloca el Mindflex que se encargará de medir la actividad eléctrica del cerebro. Esta captura la señal cerebral beta la cual será asignada a un movimiento de la prótesis y se activaran entrando en los estados descritos en la Figura 5 para cada onda. La fase de entrenamiento y calibración que viene antes de utilizar la prótesis es en la cual el individuo debe someterse a una fase de entrenamiento y calibración. Durante esta etapa, se le pide que trate de entrar en los estados descritos en la Figura 5 para que las ondas Alpha y beta puedan ser leídas por el Mindflex y ejecutadas por la prótesis como se ha programado, tenemos despues la fase de retroalimentación que es una parte crucial del proceso de adaptación. Cuando el usuario intenta mover la prótesis y ve que la prótesis responde según su intención, el cerebro establece una conexión entre su actividad cerebral y el resultado deseado, con la práctica repetida, esta asociación se fortalece, y el control de la prótesis se vuelve más natural y fluido.

Para al final tener la fase de adaptación y mejora que se da a medida que el usuario continúa utilizando la prótesis, su cerebro se adapta y optimiza su funcionamiento. Los circuitos neuronales relacionados con el control

de la prótesis se reorganizan, y la precisión y velocidad de los comandos cerebrales mejoran con el tiempo. Es esencial tener en cuenta que este proceso de adaptación no es instantáneo y varía de una persona a otra, algunas personas pueden aprender a controlar la prótesis con mayor rapidez y habilidad que otras, pero con el tiempo y la práctica, la mayoría de los usuarios pueden lograr un control satisfactorio y funcional de su prótesis de mano

VII. RESULTADOS

Un protocolo de comunicación, entendido como un conjunto de normas que regulan el intercambio estructurado de bits a través de un canal digital, puede implementarse mediante un código simplificado que facilita la comprensión y claridad en la ejecución de las tareas de control de señales, permitiendo que el actuador realice acciones específicas. Se detectaron potenciales en varias regiones del cerebro, principalmente en la región dorsolateral izquierda, donde se hicieron mediciones gráficas relacionadas con los niveles de atención y meditación que son controladas por las ondas alfa y beta que una persona puede generar, son controlables y reproducibles a través del entrenamiento, lo que permite ajustar las rutinas para un manejo eficiente de la prótesis. Durante la fase de pruebas de la prótesis de mano controlada por EEG, se obtuvieron los siguientes resultados: El sistema demostró un tiempo de respuesta promedio de 0.8 segundos desde que la señal de radiofrecuencia fue enviada hasta que los servomotores SG995 activaron el movimiento deseado en los dedos de la prótesis. En condiciones ideales, sin interferencias electromagnéticas, el tiempo de respuesta mínimo registrado fue de 0.6 segundos. Bajo condiciones con interferencia de radiofrecuencia en el entorno, el tiempo máximo observado fue de 1.2 segundos.

Por la parte de los servomotores la prótesis realizó pruebas de apertura y cierre de la mano, donde los servomotores completaron los movimientos de los dedos con una precisión del 95 %. La tasa de éxito para movimientos complejos (como la manipulación de objetos pequeños) fue del 87 %, debido a pequeñas variaciones en la intensidad de las señales cerebrales y la respuesta de los servomotores. Durante las pruebas, se observó una tasa de error promedio del 3 %, causada principalmente por pérdida momentánea de la señal de radiofrecuencia entre el controlador y la prótesis (1.5 % de los casos). Errores en la calibración inicial de los servomotores, que provocaron movimientos fuera del rango esperado (1 % de los casos), Errores en la señal EEG procesada por el sistema Mindflex, que causó comandos incorrectos en el 0.5 % de los intentos.

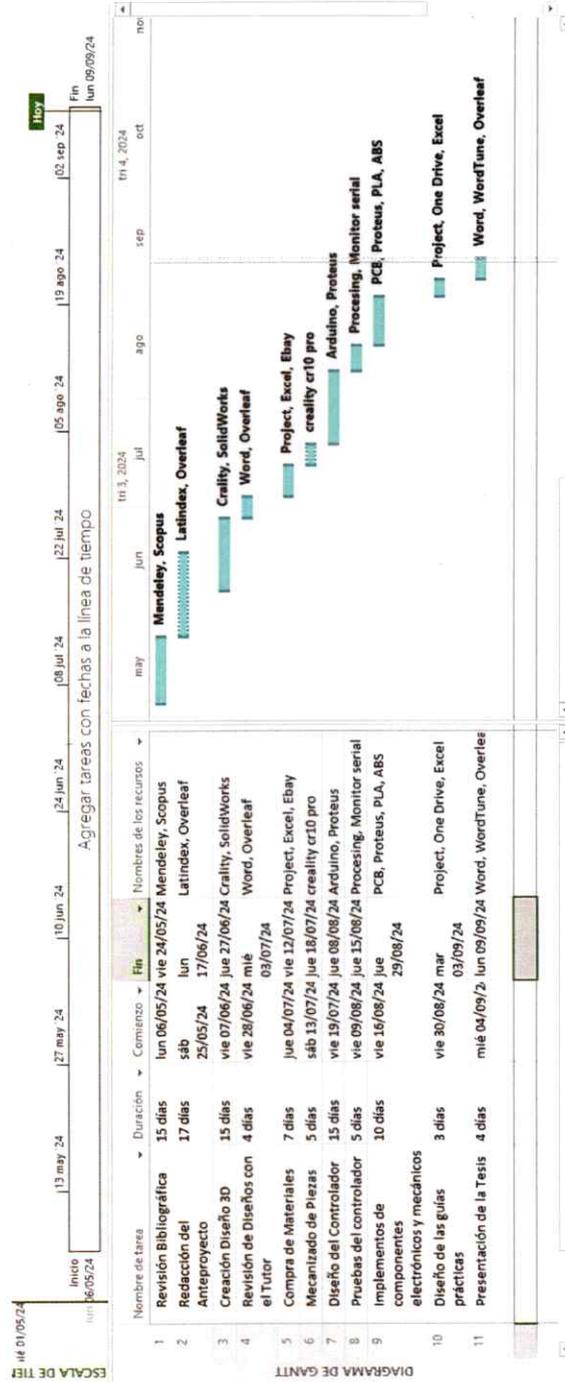
Se realizaron 100 pruebas de transmisión de señales entre la banda controladora y la prótesis a una frecuencia de 433 MHz. El 98 % de las señales fueron recibidas correctamente en menos de 1 segundo, con un margen de error del 2 % debido a interferencias. Por otro lado la estructura de la prótesis fabricada en ADSS (Acrylonitrile Styrene) mediante impresión 3D presentó una resistencia óptima durante las pruebas de esfuerzo. Soportó una presión de hasta 5 N en las falanges sin sufrir deformaciones notables. El peso total del dispositivo se mantuvo en 320 gramos, lo cual facilitó el uso continuo sin causar incomodidad en el usuario.



Figura 15. Diseño final de Prótesis de mano junto con Mindflex hackeado. Fuente: Los Autores.

VIII. CRONOGRAMA

Tabla II
CRONOGRAMA DE TRABAJO. FUENTE: LOS AUTORES.



IX. PRESUPUESTO

Tabla III
PRESUPUESTO. FUENTE: LOS AUTORES.

DETALLE	CANTIDAD	VALOR UNT.	VALOR TOTAL
Diadema MindFlex	1	60.00 \$	60.00 \$
Arduino Pro-mini	2	15.00 \$	30.00 \$
Servomotores Mg995	2	10.50 \$	21.00 \$
Módulos de Radiofrecuencia 433 Hz	1	10.00 \$	10.00 \$
Porta Baterías de Li-on 3,7 V	2	0.50 \$	1.00 \$
Baterías de Li-ion 3,7V - 1420mA	5	2.50 \$	12.50 \$
Cables Jumper Macho Macho	10	0.10 \$	1.00 \$
Cable Flexible Utp Cat5e 70/30 Multifibra (metro)	2	1.00 \$	2.00 \$
Impresión 3D Método ABS	1	50.00 \$	50.00 \$
Módulo Convertidor USB A TTL Ft232 FTDI	1	10.00 \$	10.00 \$
Regulador de Voltaje LM7805	1	1.00 \$	1.00 \$
Módulo Regulador de Voltaje LM2596	1	2.50 \$	2.50 \$
Capacitor Electrolítico 10 uF a 16 Voltios	1	0.35 \$	0.35 \$
Diodo Rectificador	1	0.35 \$	0.35 \$
Diodos leds Indicadores	3	0.10 \$	0.30 \$
Pulsador	1	0.15 \$	0.15 \$
Interruptores	2	0.50 \$	1.00 \$
Resistencias	4	0.05 \$	0.20 \$
Transistor 2N2222A	1	0.10 \$	0.10 \$
Relé 5 voltios	2	0.50 \$	1.00 \$
Baquelita Perforada (5*7)cm	1	1.00 \$	1.00 \$
Valor Total			205.45 \$

X. CONCLUSIONES

El desarrollo de una prótesis de mano robótica neurocontrolada basada en señales cerebrales y operada mediante servomotores Mg995 demostró ser viable tanto en términos técnicos como económicos. El uso de tecnologías accesibles, como Arduino, Mindflex, y la impresión 3D con material ADSS, permitió la fabricación de un dispositivo funcional que se integra de manera efectiva con el sistema nervioso del usuario, aprovechando la capacidad de la neuroplasticidad para mejorar el control y la adaptabilidad de la prótesis. Los resultados obtenidos en las pruebas demostraron tiempos de respuesta óptimos de 0.8 segundos en promedio, lo que indica una rápida reacción entre la señal cerebral y el movimiento ejecutado. Además, el sistema de comunicación por radiofrecuencia presentó un 98 % de efectividad en la recepción de las señales, lo que resalta la confiabilidad de la tecnología utilizada.

A pesar de estos logros, se identificaron ciertas áreas de mejora, particularmente en la reducción de la tasa de error, que se mantuvo en un 3 %, influenciada por factores como la interferencia electromagnética y la calibración de los servomotores. No obstante, estos problemas pueden ser mitigados mediante ajustes en la configuración del sistema y un entrenamiento adecuado del usuario para mejorar el control de las señales EEG, el uso del material ADSS en la estructura impresa en 3D proporcionó una buena resistencia mecánica con un peso reducido de 320 gramos, lo cual contribuye a la portabilidad y comodidad del dispositivo. Este aspecto es crucial para la viabilidad comercial y el uso prolongado por parte de los pacientes.

Este proyecto demuestra que es posible desarrollar una prótesis de bajo costo, funcional y personalizable, que mejora significativamente la calidad de vida de personas con amputaciones. La combinación de tecnologías asequibles y métodos de fabricación avanzados sugiere un futuro prometedor para la investigación y el desarrollo de dispositivos médicos robóticos más accesibles.

XI. RECOMENDACIONES

Como recomendaciones podemos dejar algunos métodos que usamos para mejorar el control de nuestra concentración y meditación como lo son contar del 1 al 100, mirar un punto fijo y escuchar música para activación de las ondas tanto Alfa como Beta dependiendo del caso, también recomendamos el uso de Gel Neutro el cual mejora la calidad de conexión de los Eggs del Mindflex con nuestro cerebro, el correcto soldado de cables y componentes mejorara también la calidad de conexión y por ende nos dará una lectura mas exacta de nuestras ondas.

Se identificaron áreas de mejora, especialmente en lo que respecta a la precisión de la lectura de señales y la necesidad de un entrenamiento continuo del usuario para maximizar el control de la prótesis. Estos resultados abren la puerta a futuras investigaciones orientadas a perfeccionar los algoritmos de control y mejorar la respuesta de la prótesis a las distintas variaciones de las señales cerebrales.

ANEXO A
PLANOS

Planos de las piezas en ROBO DK:

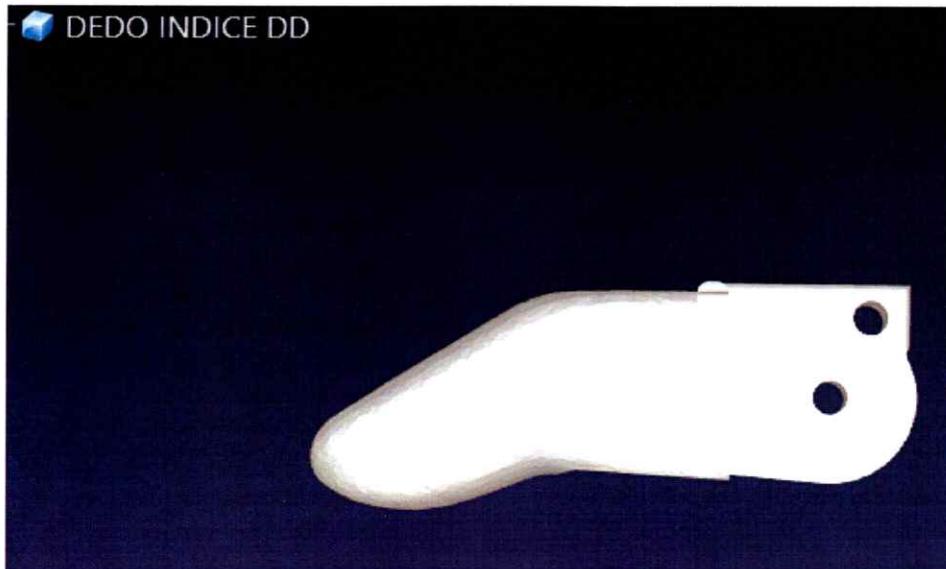


Figura 16. Diseño 3D del dedo índice en Robo DK. Fuente: Los Autores.

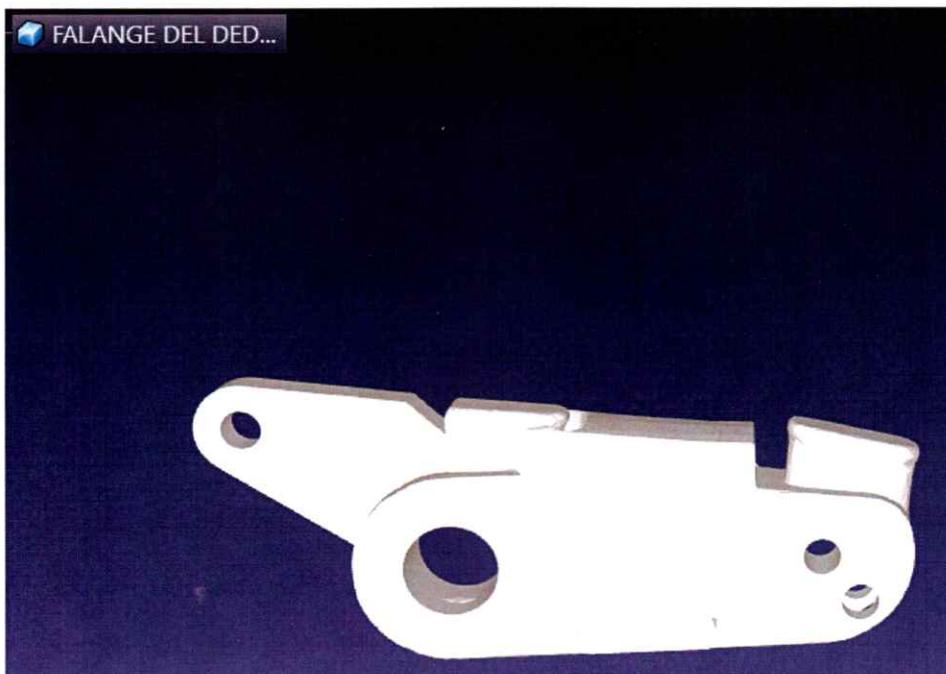


Figura 17. Diseño 3D de Falange en Robo DK. Fuente: Los Autores.

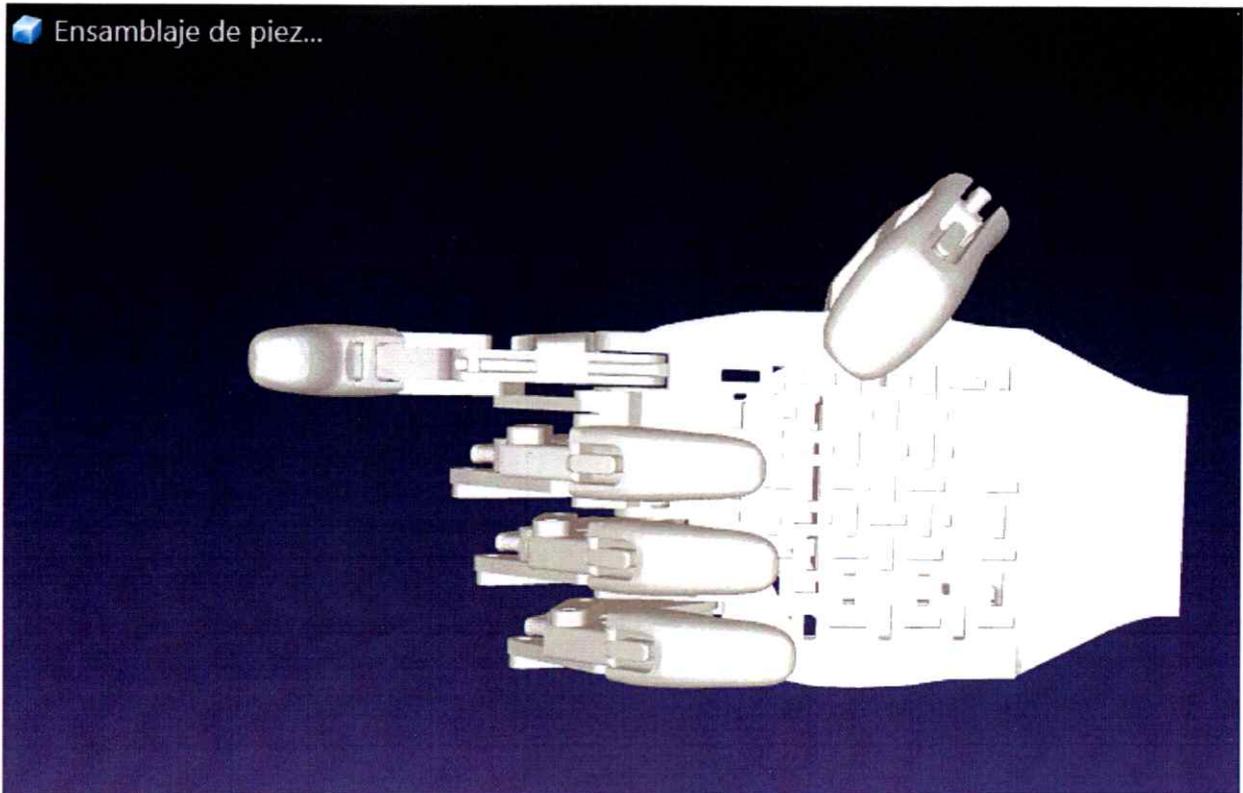


Figura 18. Emsamble de Piezas Vista inferior en Robo DK. Fuente: Los Autores.

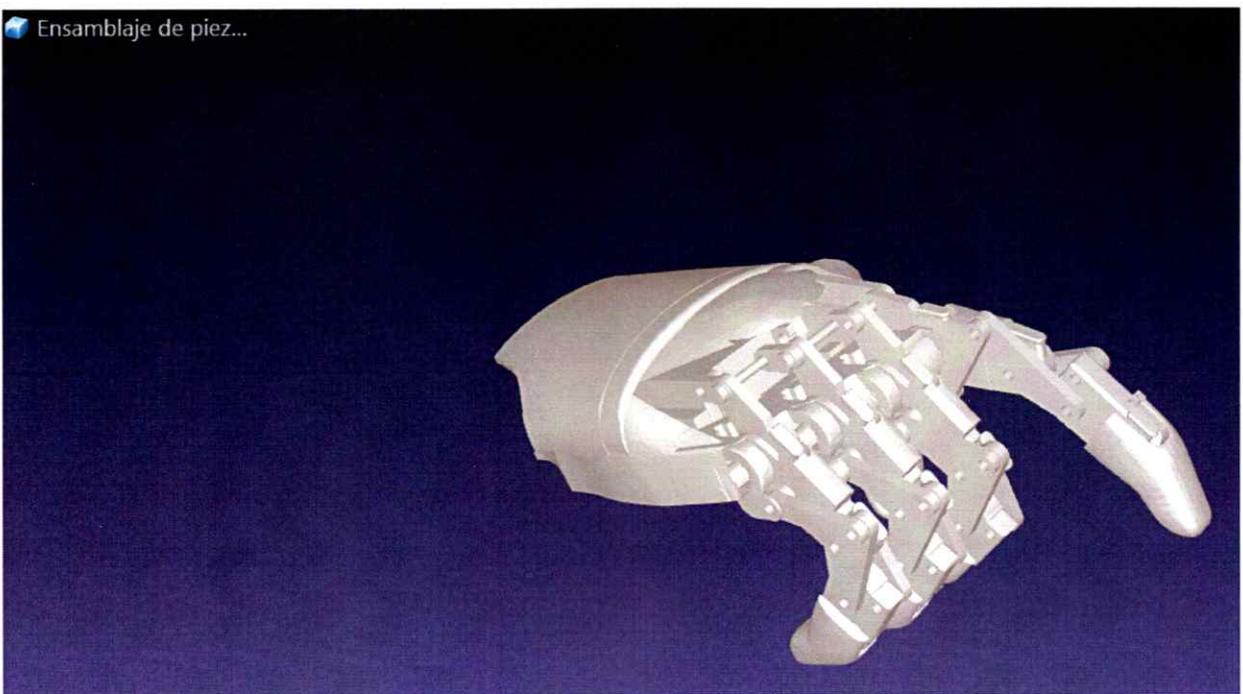


Figura 19. Emsamble de Piezas Vista Lateral Superior en Robo DK. Fuente: Los Autores.

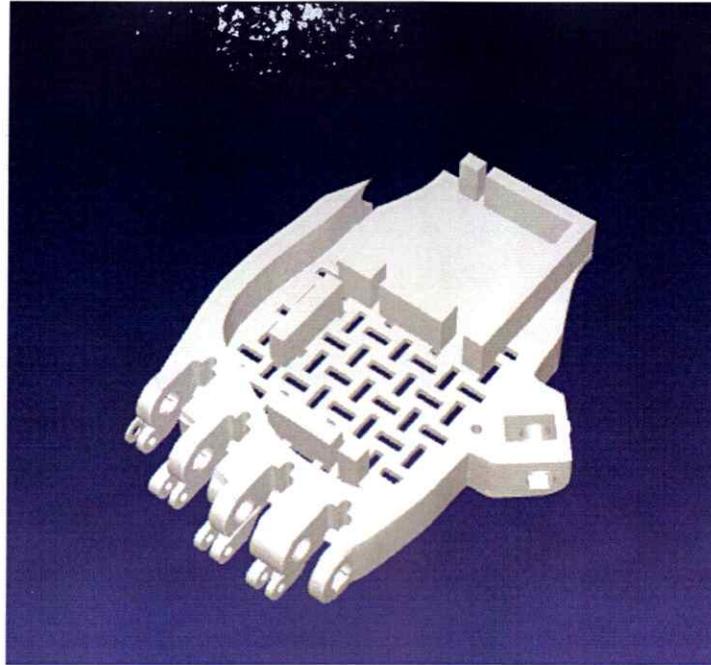


Figura 20. Diseño 3D de la Palma en Robo DK. Fuente: Los Autores.

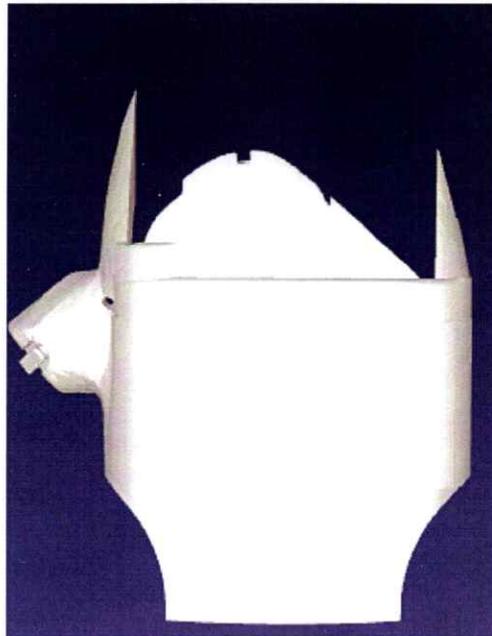


Figura 21. Diseño 3D tapa de la muñeca en Robo DK. Fuente: Los Autores.

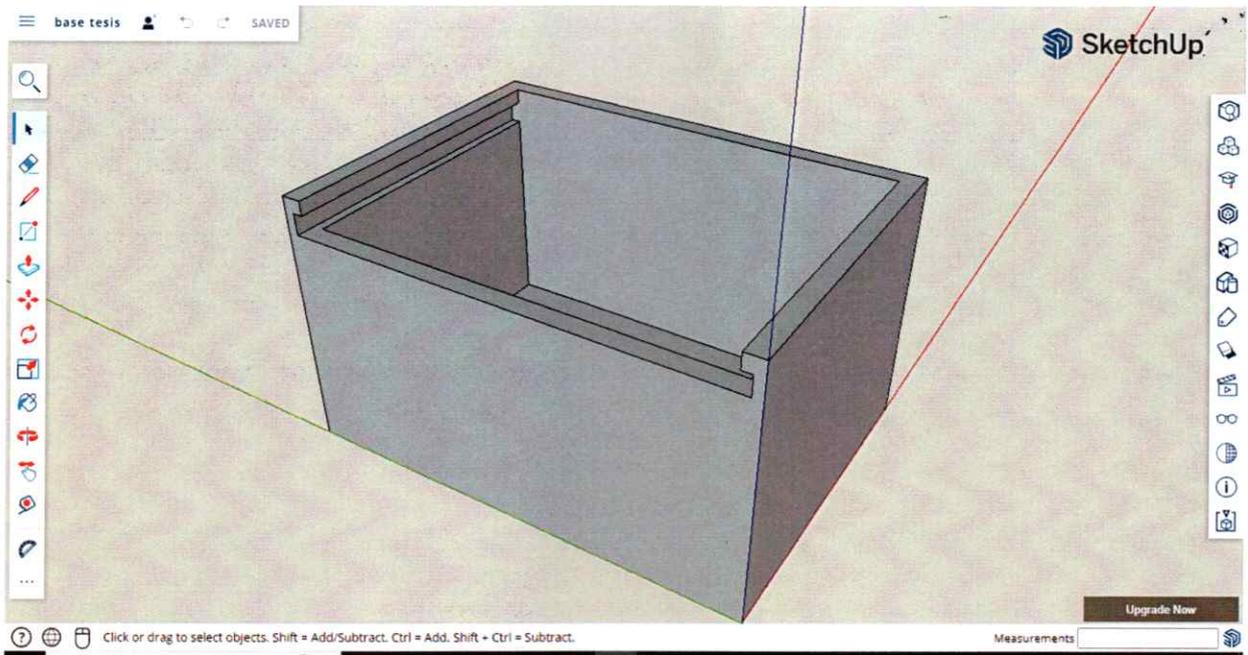


Figura 22. Diseño caja para circuito electrónico en SketchUp. Fuente: Los Autores.

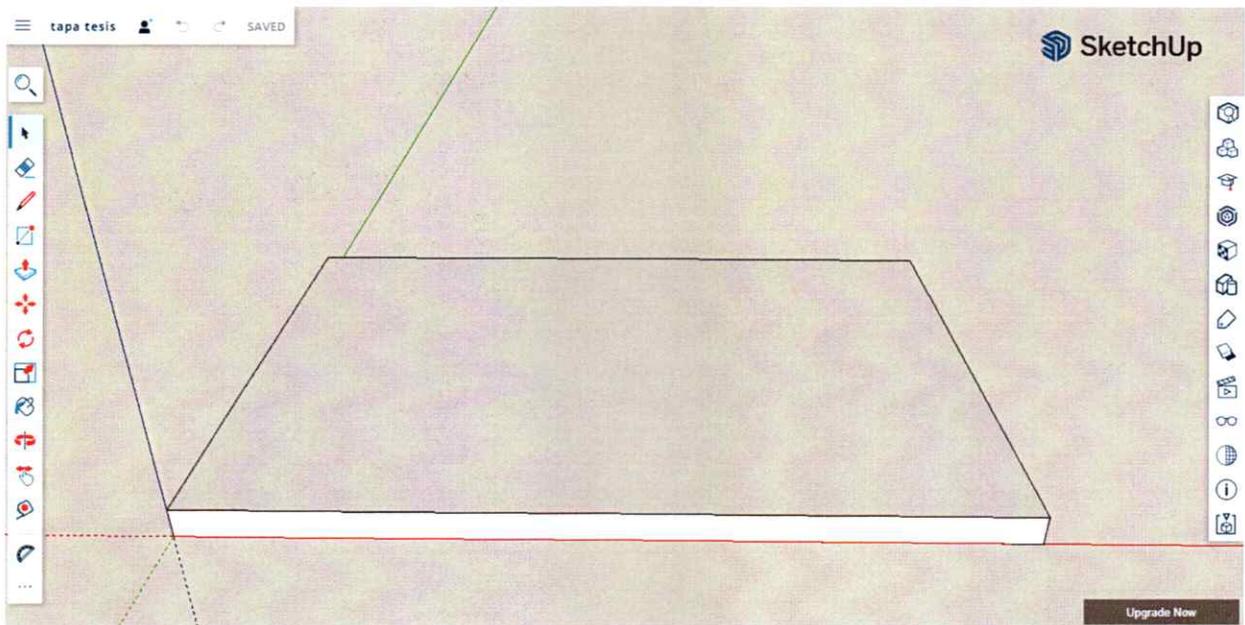


Figura 23. Diseño tapa de caja para circuito electrónico en SketchUp. Fuente: Los Autores.

Plano en 3d para la realización de impresión 3D en ABS del prototipo funcional.



Figura 24. Impresión 3D Tapa de Muñeca en Crality Print 5.1. Fuente: Los Autores.

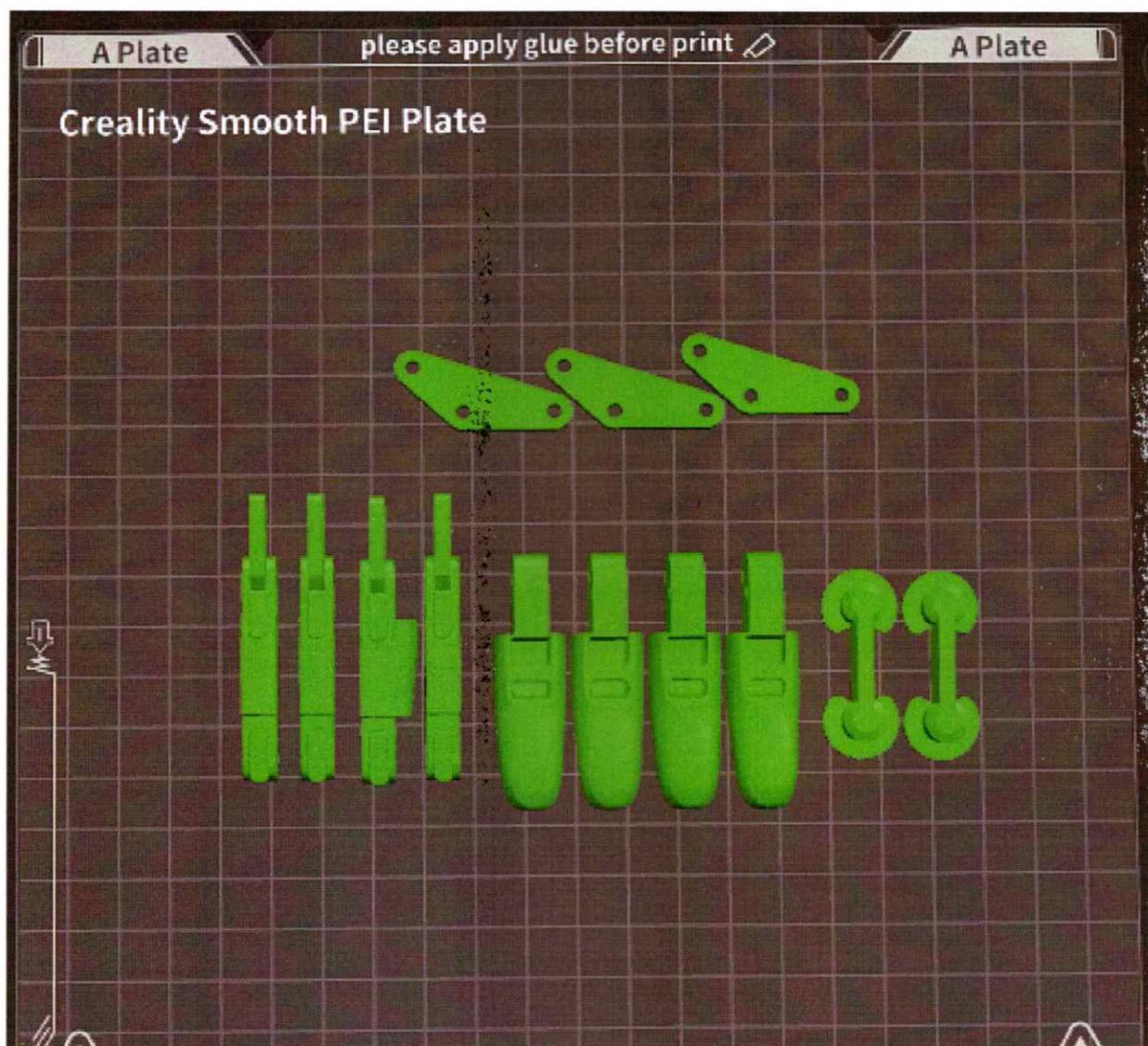


Figura 25. Impresión 3D Dedos - Falanges - Conectores en Crality Print 5.1. Fuente: Los Autores.

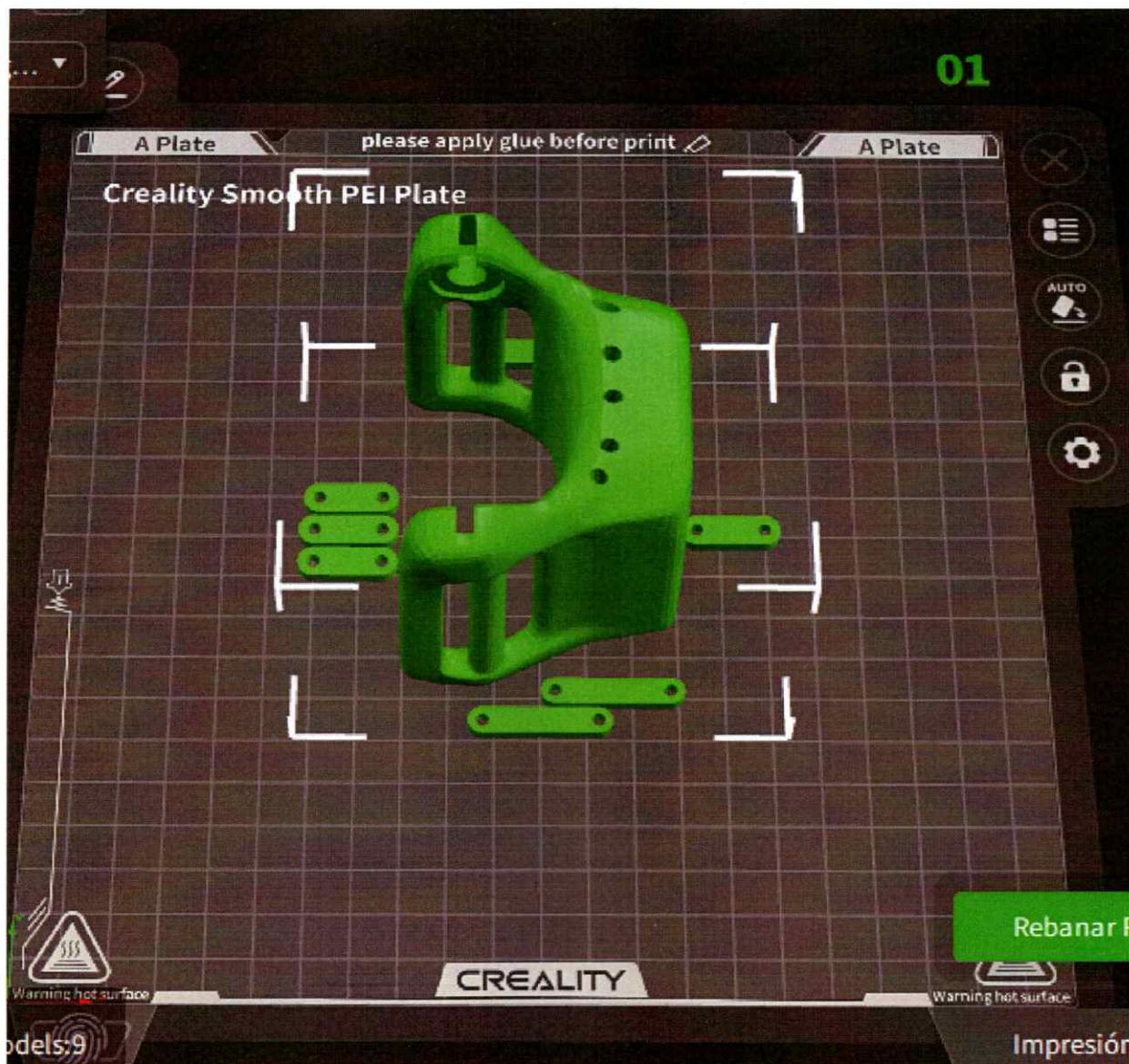


Figura 26. Impresión 3D Muñeca - conectores para movimiento en Crality Print 5.1. Fuente: Los Autores.

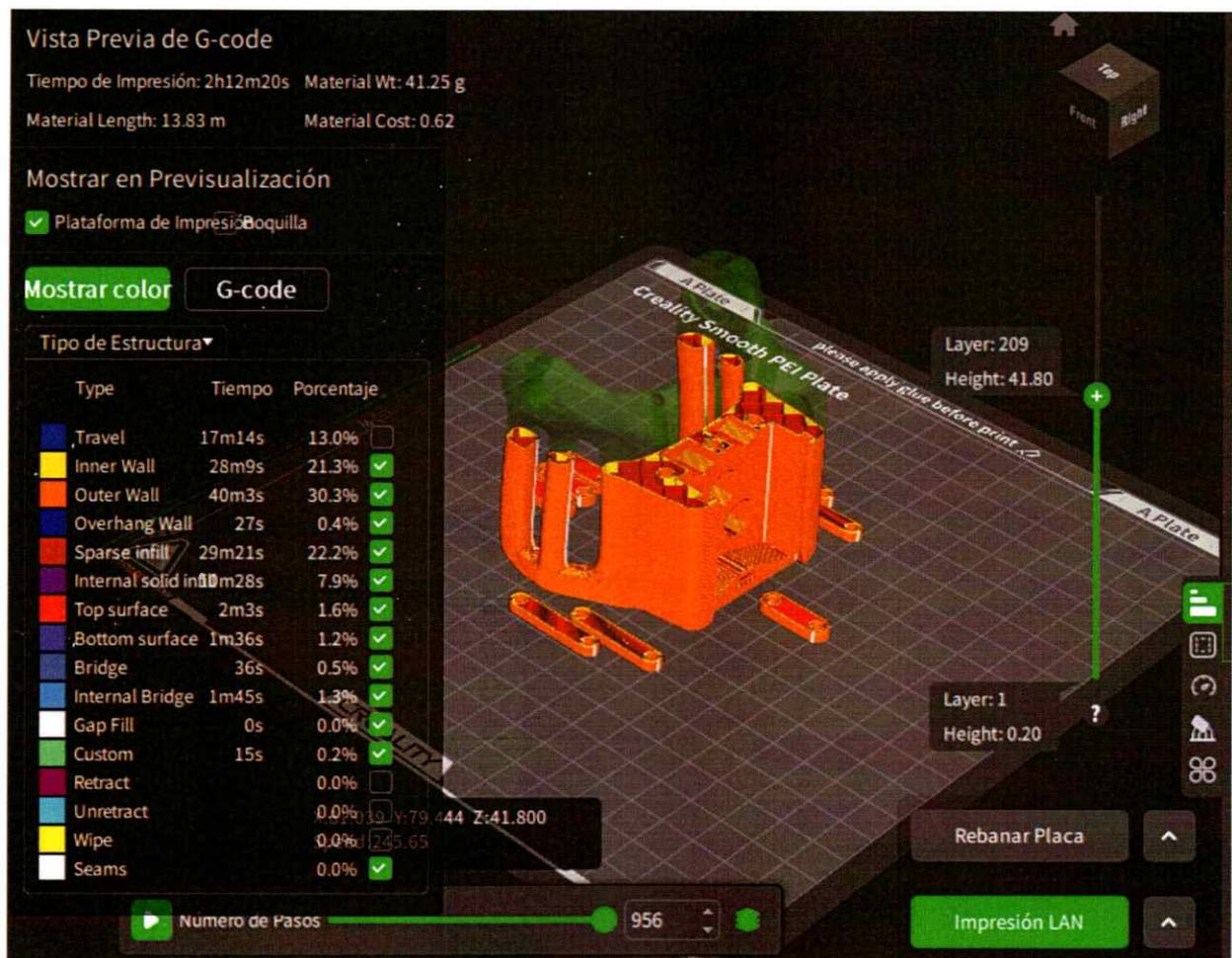


Figura 27. Impresión 3D Muñeca - conectores para movimiento por capas en Crality Print 5.1. Fuente: Los Autores.



Figura 28. Impresión 3D Palma - conectores de movimiento por capas en Crality Print 5.1. Fuente: Los Autores.

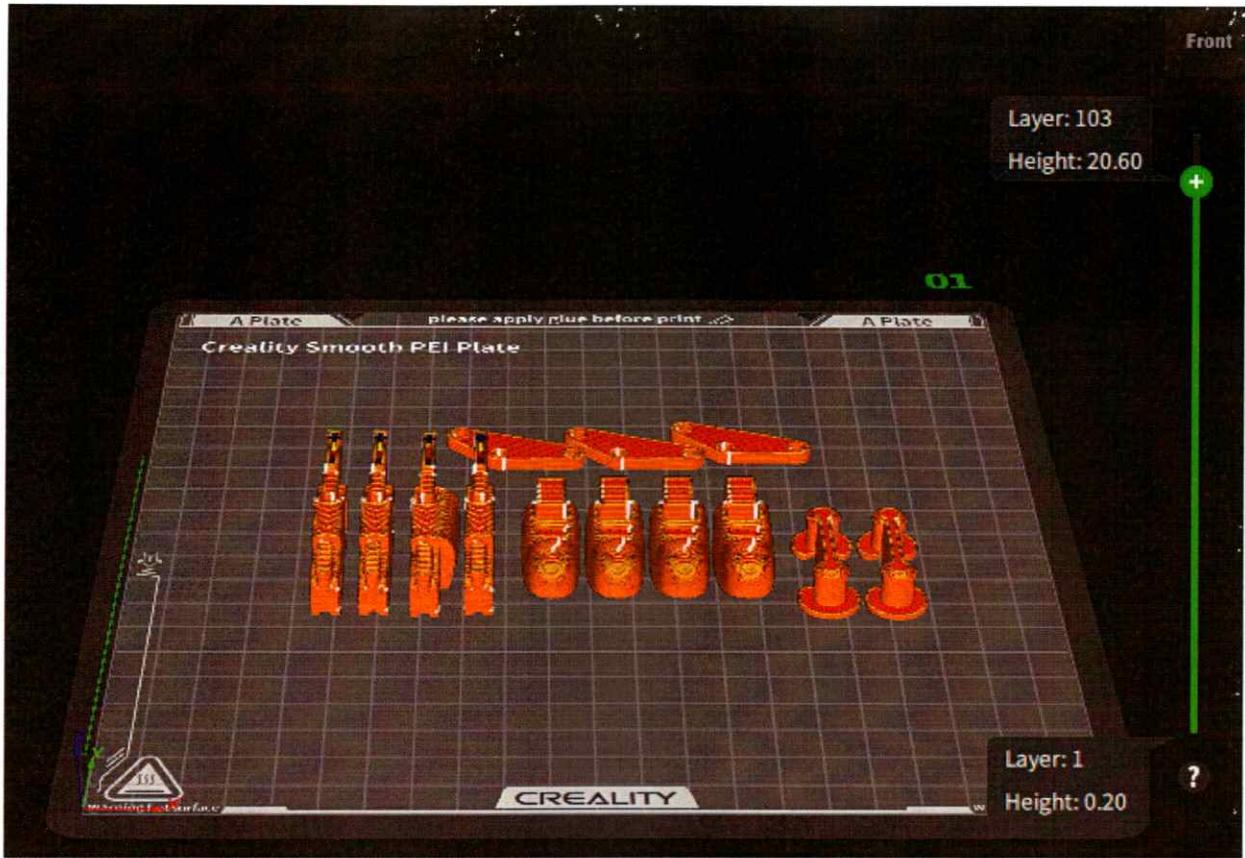


Figura 29. Impresión 3D Dedos - Falanges - Conectores por capas en Crality Print 5.1. Fuente: Los Autores.

ANEXO B
EQUIPOS DE MANUFACTURA

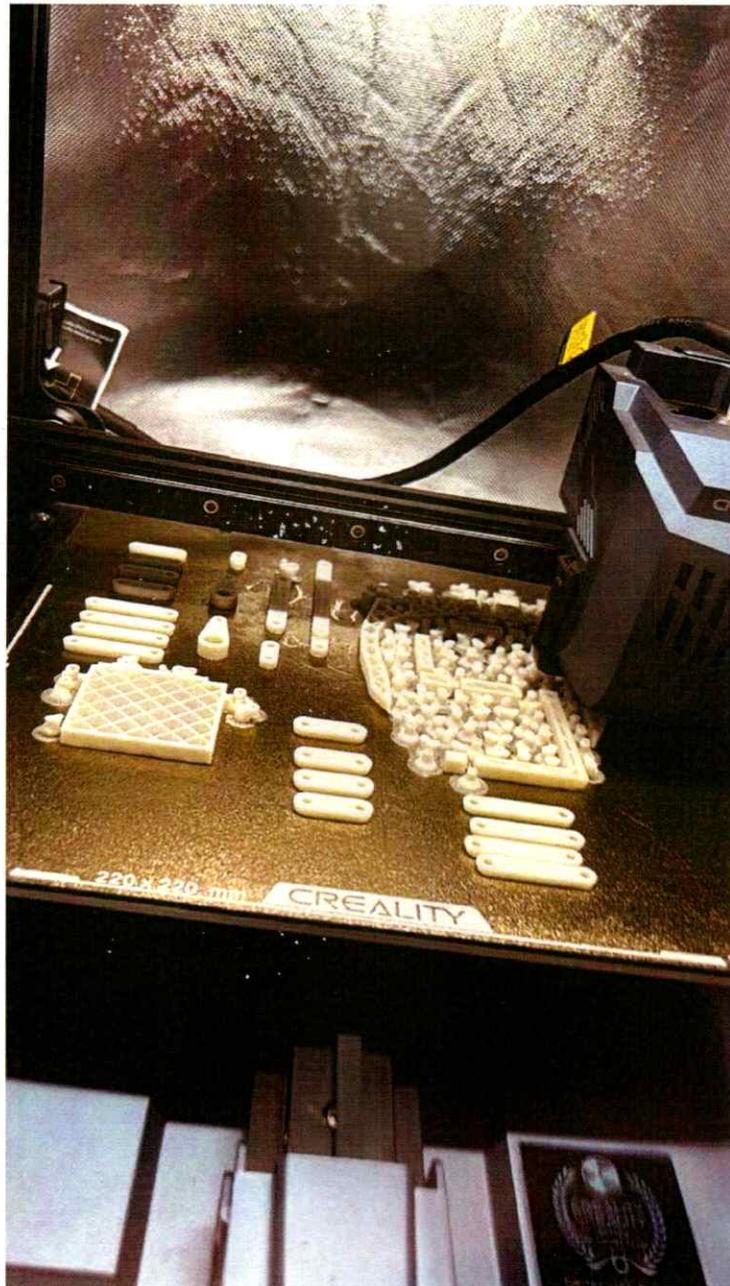


Figura 30. Impresión 3D Palma - conectores de movimiento en ENDER CR 10 pro. Fuente: Los Autores.

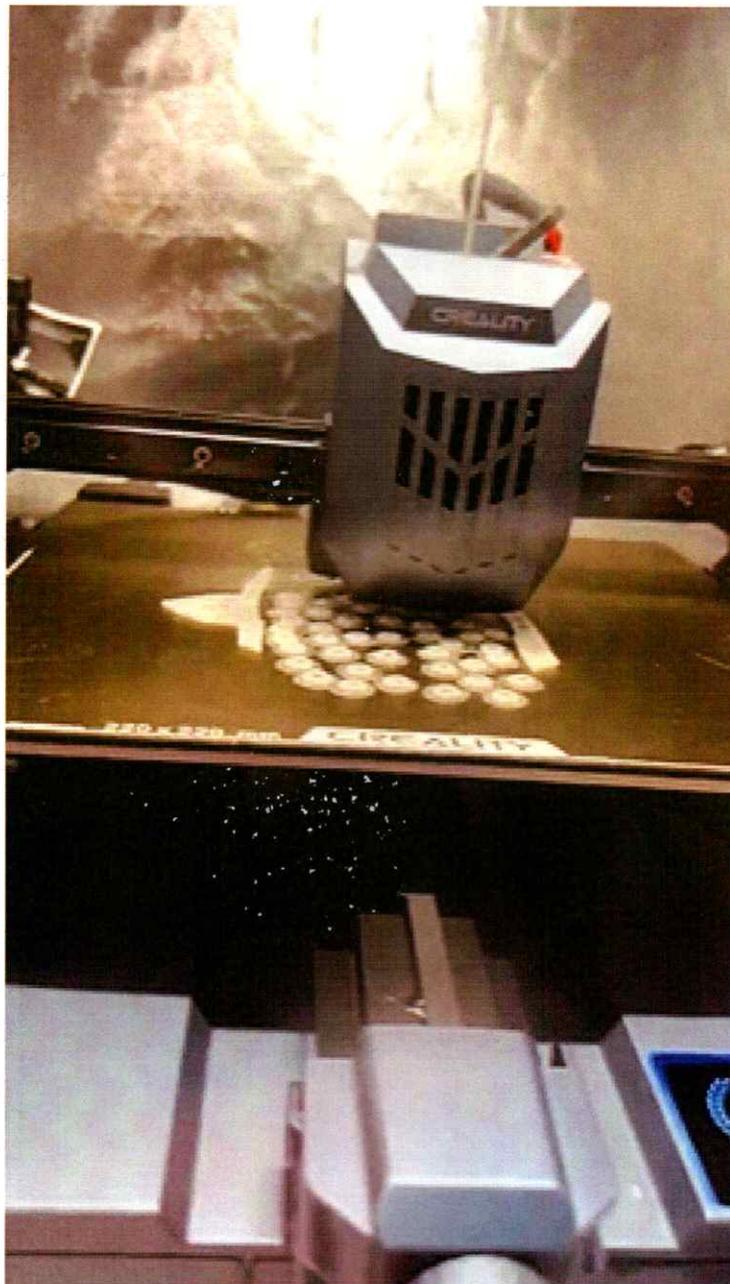


Figura 31. Impresión en 3D de las piezas en ENDER CR 10 pro. Fuente: Los Autores.



Figura 32. Palma Impresa en ABS. Fuente: Los Autores.

ANEXO C
DIAGRAMAS EN PROTEUS

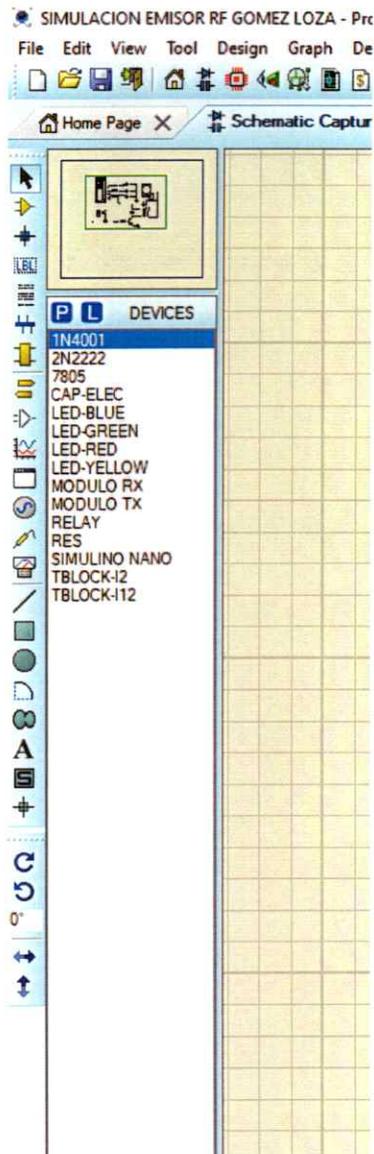


Figura 33. Menú de funciones y elementos electrónicos de la prótesis en Proteus. Fuente: Los Autores.

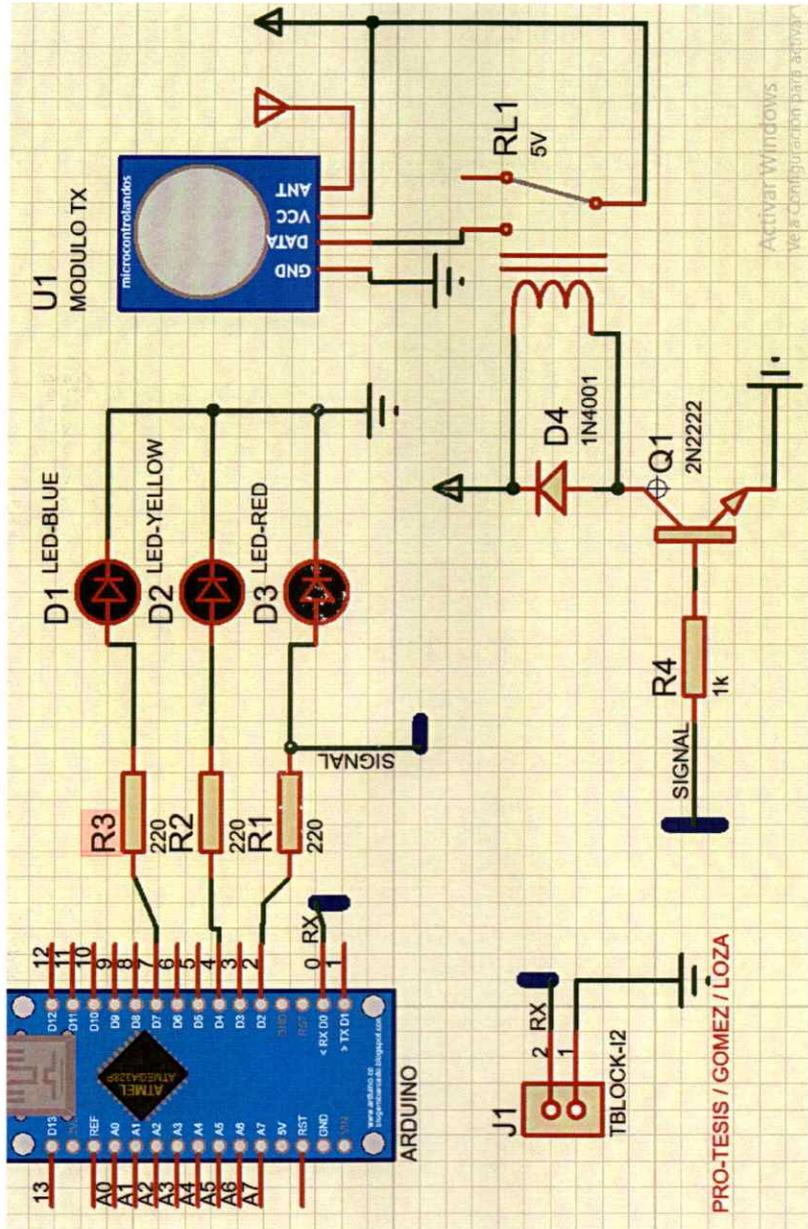


Figura 34. Diagrama Circuito Emisor RF en Proteus. Fuente: Los Autores.

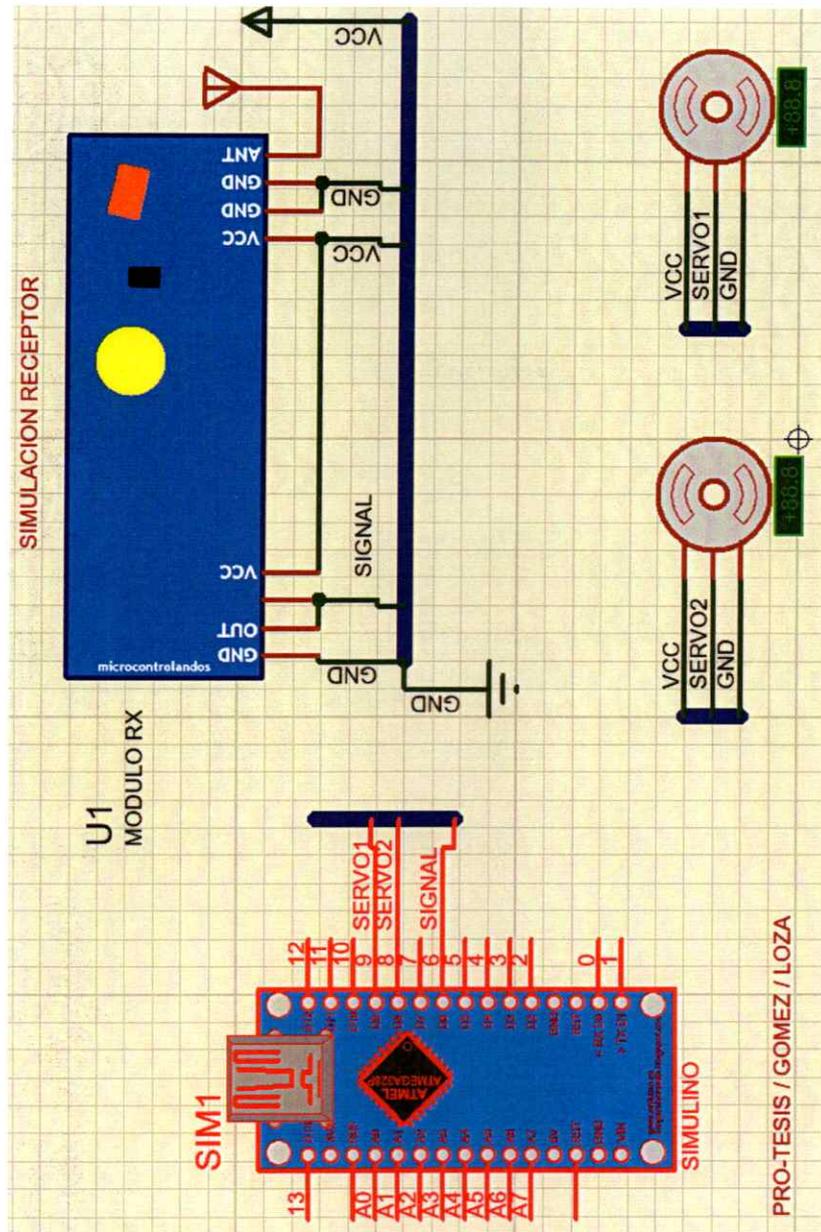


Figura 35. Diagrama Circuito Receptor RF en proteus. Fuente: Los Autores.

ANEXO D
PROGRAMACIÓN EN ARDUINO

```
F6T3WZ1IF9TBUMH
#include <Brain.h>
Brain brain(Serial);
const int greenPin = 2;
const int yellowPin = 4;
const int redPin = 7;
long interval = 500;
long previousMillis = 0;
int ledState = LOW;
int attValue;
void setup() {
  // Set up the LED pin.
  pinMode(greenPin, OUTPUT);
  pinMode(yellowPin, OUTPUT);
  pinMode(redPin, OUTPUT);

  // Start the hardware serial.
  Serial.begin(9600);
}
void loop() {
  // Expect packets about once per second.
  if (brain.update()) {
    Serial.println(brain.readCSV());

    // Attention runs from 0 to 100.
    attValue = brain.readAttention();
  }

  // Make sure we have a signal.
  if(brain.readSignalQuality() == 0) {

    // Light up the green LED
```

Figura 36. Programación Arduino Emisor Parte 1. Fuente: Los Autores.

F6T3WZ1IF9TBUMH

```
// Light up the green LED
if (attValue < 50) {
  digitalWrite( greenPin, HIGH);
  digitalWrite( yellowPin, LOW);
  digitalWrite( redPin, LOW);

}
//Light up the red LED
else if (attValue >70)
{
  digitalWrite( redPin, HIGH);
  digitalWrite( greenPin, LOW);
  digitalWrite( yellowPin, LOW);

}
//Light up the Yellow LED
else if (attValue < 70 and attValue > 50)
{
  digitalWrite( yellowPin, HIGH);
  digitalWrite( greenPin, LOW);
  digitalWrite( redPin, LOW);

}

}

}
```

Figura 37. Programación Arduino Emisor Parte 2. Fuente: Los Autores.

SERVOS §

```
#include <Servo.h>
Servo servol;
Servo servo2;
int servopin1 = 8;
int servopin2 = 9;
int buttonPin1 = 6;
int angulo1 = 0;
int angulo2 = 0;
int buttonStatel = 0;
void setup() {
  servol.attach(servopin1);
  servo2.attach(servopin2);
  pinMode(buttonPin1, INPUT);
  servol.write(angulo1);
  servo2.write(angulo2);
}
void loop() {
  buttonStatel = digitalRead(buttonPin1);

  if (buttonStatel == HIGH)
  {
    angulo1 = 100;
    angulo2 = 50;
  }
  servol.write(angulo1);
  servo2.write(angulo2);
  delay(10);
  angulo1 = 0;
  angulo2 = 0;
}
```

Compilado

Figura 38. Programación Arduino Receptor. Fuente: Los Autores.

ANEXO E
PROCESAMIENTO DE DATOS EN PROCESSING

```
BrainGrapher Channel ConnectionLight Graph Monitor Point
1 // Main controller / model file for the the Processing Brain Grapher.
2
3 // See README.markdown for more info.
4 // See http://frontiernerds.com/brain-hack for a tutorial on getting started with the Arduino Brain Library
5
6 // Latest source code is on https://github.com/kitschpatrol/Processing-Brain-Grapher
7 // Created by Eric Mika in Fall 2010, updates Spring 2012, early 2014, and Spring 2016.
8
9 import processing.serial.*;
10 import controlP5.*;
11
12 ControlP5 controlP5;
13
14 Serial serial;
15
16 Channel[] channels = new Channel[11];
17 Monitor[] monitors = new Monitor[10];
18 Graph graph;
19 ConnectionLight connectionLight;
20
21 int packetCount = 0;
22 int globalMax = 0;
23 String scaleMode;
24
25 void setup() {
26     // Set up window
27     size(1024, 768);
28     frameData(60);
29 }
```

Figura 39. Programación en Processing. Fuente: Los Autores.

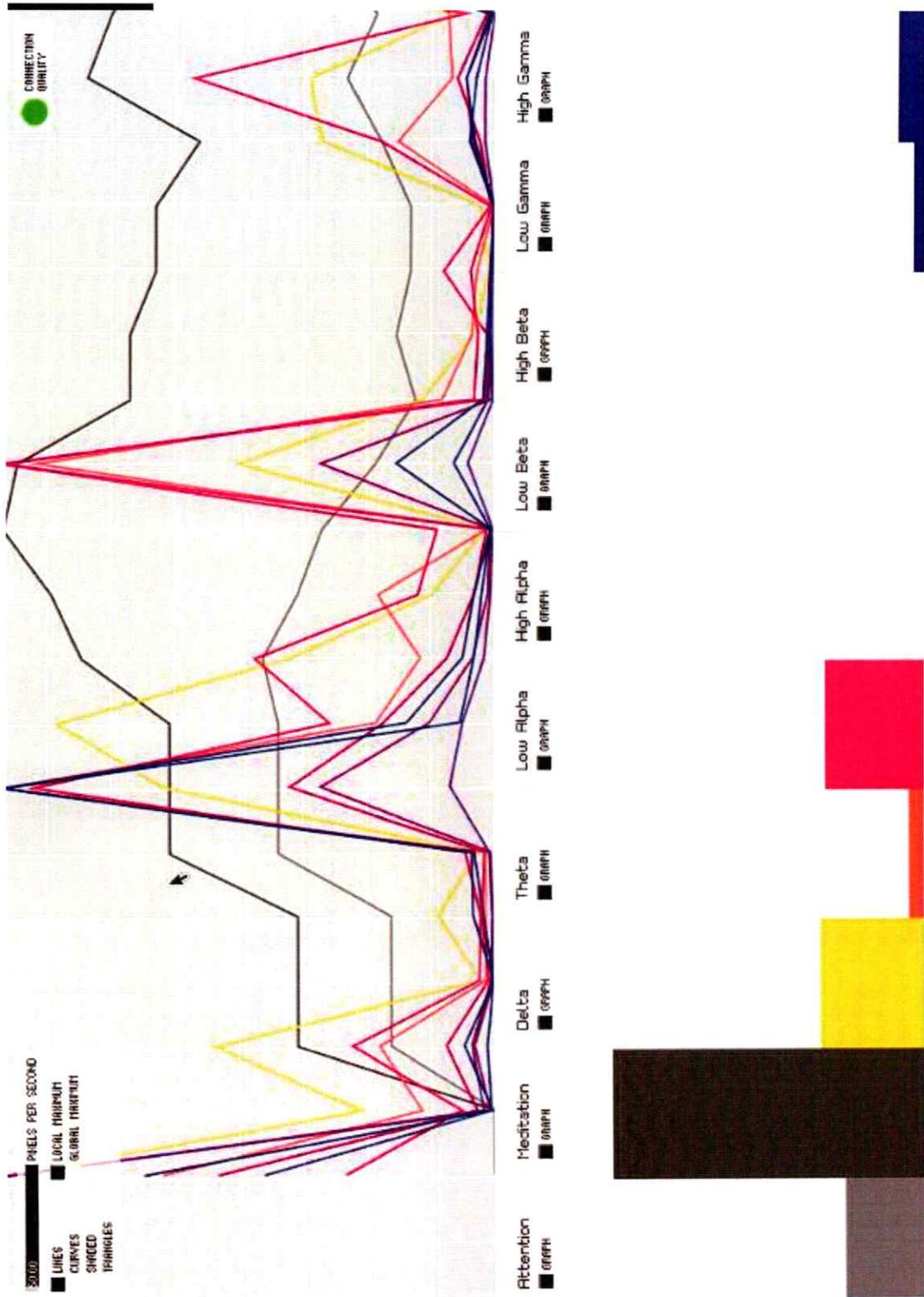


Figura 40. Diagramas de ondas Neuronales con Processing y programación en Arduino. Fuente: Los Autores.

REFERENCIAS

- [1] Organización Mundial de la Salud (OMS), *Estadísticas de salud mundial 2023*, 2023. dirección: <https://data.who.int/es/>.
- [2] K. C. Arana, «Mano virtual movida por señales encefalograficas - EEG,» 2015.
- [3] I. S. Navarro, «Prótesis biónicas, biología y tecnología,» 2018.
- [4] A. L. Alonso, N. L. Alonso, M. Álvarez Salas, L. G. Pérez, L. L. Benitez y B. R. Romero, *Afección musculoesquelética asociada a amputados de miembro inferior*. Rehabilitación, 2012.
- [5] C. Rosmino, *La prótesis que es capaz de hacer más de la mitad de movimientos de una mano humana*. euronews, 2020.
- [6] L. K. J. García, «Ajuste psicosocial en pacientes amputados: La psicología en el contexto sanitario,» 2017.
- [7] swissinfo, *Imitan la sensación táctil para mejorar el uso de las prótesis robóticas*, 2021. dirección: https://www.swissinfo.ch/spa/ciencia-investigaci%C3%B3n_imitan-la-sensaci%C3%B3n-t%C3%A1ctil-para-mejorar-el-uso-de-las-pr%C3%B3tesis-rob%C3%B3ticas/46636306.
- [8] Max Ortiz Catalan, *Prótesis controladas por el cerebro sienten como una mano biológica*, 2020. dirección: <https://invdes.com.mx/ciencia-ms/protesis-controladas-por-el-cerebro-sienten-como-una-mano-biologica/>.
- [9] S. D. García y V. M. J. Espinoza, *Avances en prótesis: una mirada al presente y al futuro*. Revista Médica Clínica Las Condes, 2014.
- [10] S. O. Silvio, *PROTESIS DE RODILLA NEUMÁTICA*, 2015. dirección: <https://www.chollortopedia.net/es/protesis-de-miembro-inferior/8065-protesis-de-rodilla-neumatica.html>.
- [11] CP, American Prosthetics Institute, Ltd Jan J. Stokosa, *Componentes de las prótesis*, 2021. dirección: <https://www.msmanuals.com/es/professional/temas-especiales/miembro-prot%C3%A9sico/componentes-de-las-pr%C3%B3tesis>.
- [12] revista unam, *Prótesis mioeléctricas*, 2019. dirección: <https://www.revista.unam.mx/vol.6/num1/art01/art01-2d.htm>.
- [13] GRUPO DE INVESTIGACIÓN EN ROBÓTICA APLICADA Y BIOMECÁNICA, *PRÓTESIS MIOELÉCTRICAS PERSONALIZADAS DE MANO CON RETROALIMENTACIÓN HÁPTICA EMPLEANDO FABRICACIÓN DIGITAL EN FILAMENTOS DE PLÁSTICO PET*, 2020. dirección: <https://investigacion.pucp.edu.pe/grupos/girab/proyecto/protesis-mioelectricas-personalizadas-de-mano-con-retroalimentacion-haptica-empleando-fabricacion-digital-en-filamentos-plastico-pet/>.
- [14] Protesica, *Prótesis de Mano Michelangelo*, 2019. dirección: <https://www.protesicave.com/Protesis-de-mano-michelangelo>.
- [15] iBladimir Serna and Rosario Baltazar and Miguel Casillas and Antonio Meza, *Medical Diagnostic Through a Mobile Application Controlled by Brain Waves: ConsultApp*, 2020. dirección: https://www.researchgate.net/figure/EEG-of-the-company-NeuroSky_fig2_333904994.
- [16] D. Pérez y P. D. Benítez, «Implementación de Sistema de Monitoreo y Análisis de Ondas Cerebrales en Estudios con Pulsos Binaurales, y su Incidencia en el Estado Mental,» 2018.
- [17] José Francisco and Castro Vargas and Jorge Luis and Martínez Ramírez, *Estudio sobre prótesis de mano controlada con señales EEG para discapacitados Study on EEG signal-controlled hand prosthesis for the disabled*, 2022. dirección: <https://revistas.up.ac.pa/index.php/REICT>.
- [18] Antony García González, *¿Qué es un servomotor y cómo funciona?* 2016. dirección: <https://panamahitek.com/que-es-y-como-funciona-un-servomotor/>.
- [19] Arturo Vidich and Sofy Yuditskaya, *Cómo hackear electroencefalogramas de juguetes*, 2010. dirección: <https://frontiernerds.com/brain-hack>.