



**UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA**  
**SEDE CUENCA**  
**CARRERA DE MECATRÓNICA**

**CONSTRUCCIÓN E INTEGRACIÓN DE PROTOTIPOS DE PRÓTESIS  
EN UN PACIENTE CON AMPUTACIÓN TRANSRADIAL IZQUIERDA Y  
DERECHA**

Trabajo de titulación previo a la obtención  
del título de Ingeniera en Mecatrónica

**AUTORES:** MARÍA EMILIA FERNÁNDEZ DE CÓRDOVA ARTEAGA  
ANGIE BELÉN JUÁREZ FLORES

**TUTOR:** ING. JOHN IGNACIO CALLE SIGUENCIA PH.D.

**CO-TUTOR:** ING. MONICA ROMERO M.SC.

Cuenca – Ecuador

2023

# CERTIFICADO DE RESPONSABILIDAD Y AUTORÍA DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Nosotros, María Emilia Fernández de Córdova Arteaga con documento de identificación N° 0105766554 y Angie Belén Juárez Flores con documento de identificación N° 0105715007; 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 de titulación.

Ciudad, 14 de julio del 2023

Atentamente,

The image shows two handwritten signatures in blue ink. The signature on the left is for María Emilia Fernández de Córdova Arteaga, and the signature on the right is for Angie Belén Juárez Flores. Both signatures are written in a cursive style.

María Emilia Fernández de Córdova Arteaga

0105766554

Angie Belén Juárez Flores

0105715007

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

Nosotros, María Emilia Fernández de Córdova Arteaga con documento de identificación N° 0105766554 y Angie Belén Juárez Flores con documento de identificación N° 0105715007, 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 Proyecto Técnico: "Construcción e integración de prototipos de prótesis en un paciente con amputación transradial izquierda y derecha", el cual ha sido desarrollado para optar por el título de: Ingeniera 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.

Ciudad, 14 de julio del 2023

Atentamente,



**María Emilia Fernández de Córdova Arteaga**

**0105766554**



**Angie Belén Juárez Flores**

**0105715007**

# CERTIFICADO DE DIRECCIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Yo, John Ignacio Calle Siguenza con documento de identificación N° 0102118213 , docente de la Universidad Politécnica Salesiana, declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación: CONSTRUCCIÓN E INTEGRACIÓN DE PROTOTIPOS DE PRÓTESIS EN UN PACIENTE CON AMPUTACIÓN TRANSRADIAL IZQUIERDA Y DERECHA , realizado por María Emilia Fernandez de Cordova con documento de identificación N° 0105766554 y Angie Belén Juárez Flores con documento de identificación N° 0105715007, obteniendo como resultado final el trabajo de titulación bajo la opción Proyecto Técnico que cumple con todos los requisitos determinados por la Universidad Politécnica Salesiana.

Ciudad, 14 de julio del 2023

Atentamente,



Firmado electrónicamente por:  
JOHN IGNACIO CALLE  
SIGUENCIA

---

Ing. John Ignacio Calle Siguenza, Ph.D.

0102118213

# Dedicatoria

## *María Emilia*

A través de los años hay un sin fin de personas que desean hundirte y evitar cada uno de tus sueños, personalmente llegue a esta carrera por querer dar la contra al mundo, ser ese agente de cambio que tanto me gusta manifestar.

Recuerdo con añoro esos días en los que tenía el corazón en la mano porque no podía decidirme por tantas pasiones que me acompañaban a la espalda, queriendo estudiar todas las maravillosas áreas que existen y sin poderme decidir por ninguna, y más que nada con la idea de que no existía nada en este medio que complementara todo lo que me gustaba.

Y hemos aquí, próxima a obtener un título en un itinerario que hace 4 años ni siquiera me revoloteo la cabeza y ahora lo gozo con cada latido.

Llegue a esta universidad con el objetivo de querer ser astronauta y de nunca más quedarme sentada en una esquina viendo como pasaba la vida, gracias a ese pequeño grupo de astrofísica que todos menospreciaban y que me abrió tanto las alas, gracias Ciencias Astronómicas Catalinas; después de 4 años la vida cambio inexplicablemente, mi nuevo objetivo se convirtió en fusionar esa parte mecánica que le recuerda a su viejito, y la biología que emociona tanto a esa niña interior que ha sido la guía de cada paso dado.

Me encuentro aquí, con los ojos cristalinos tras recordar todo lo que he vivido para llegar aquí y estar próxima a obtener el título de Ingeniera en Mecatrónica o como me gusta decirle en conjunto con mis amigos DrIng, hay recuerdos magníficos y otros tantos oscuros, pero agradezco por cada uno, son la base de esta persona con tantos sueños que no planea rendirse.

Dedico este trabajo a mis padres, Tania Elizabeth Arteaga Trujillo y Ricardo Alfredo Fernández de Córdova Jerves, y a mis hermanos Martín Sebastián y Carlos Alfredo, porque cada uno siempre supo motivarme y alentarme en su momento, teniendo en cuenta que la familia y estudios no son procesos aparte han estado a mi lado en cada una de mis frustraciones y logros, pero sobre todo porque jamás dudaron de mis capacidades y mucho menos creyeron que cualquiera de mis objetivos era demasiado grande, ni mucho menos inalcanzable.

Así mismo, a mis primos y mis mejores amigas de toda la vida: Priscila Fernández de Córdova Aguirre, Pedro José Arteaga, Renata Capelo, Soledad Sánchez, Allyson Ochoa y Viviana Arce; uds han visto cada una de mis etapas y siempre han sido un pilar fundamental en cada una.

¡Se cumplió el objetivo de comenzar a ser un agente de cambio!

Me convertí en Miembro IEEE desde el 2019 en los capítulos técnicos AESS e IES, en conjunto con los grupos de afinidad, y en EMB desde el 2022, donde me dieron la oportunidad de ser Past Vicepresident IES IEEE 2020 y Past President IES IEEE 2021; no puedo recompensar con absolutamente nada todo lo que me enseñaron, toda la familia que conocí, pero mi gratitud es eterna, fueron mi más grande alegría.

Fui colaboradora activa de las ASU de promoción y protocolo, lo que me llevo a vencer mi pánico escénico y atreverme a ser candidata a Señorita Novata representando a la carrera en 2019 y años más tarde a ser candidata a presidenta de la carrera con AEUPS-Mecatrónica en las elecciones 2021.

Y este último año, un suspiro, gracias a este proyecto de titulación me convertí en miembro del Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica (GIIB) y tras todo el proceso que conllevó su realización, me dieron la oportunidad de postularme en mi primer Congreso, el CITIS, el cual considero que fue un logro total y me hizo olvidar esa nube negra que me perseguía por meses.

Dejo este escrito como cápsula del tiempo, para recordarle a la Emilia del futuro que, si sobrevivió a tantas cosas y logro todo esto, lo que nos falta de hacer solo queda en el límite de nuestra imaginación.

### ***Angie Belén***

El presente proyecto de titulación está dedicado:

A la Virgen Auxiliadora, con quien desde pequeña mi historia en su templo comencé, aprendiendo desde niña que no estoy sola y siempre estará ella a mi lado, me enseñó que con fe, esperanza y esfuerzo todo se logra, pero que sobre todo el amor hacia las cosas que hacemos es lo que nos da la vida y nos apasiona a seguir nuestros sueños, con los ojos y el corazón en el cielo, pero con los pies siempre en la tierra, recordando de dónde vengo.

A mi padre Ignacio Juárez, quien fue mi modelo a seguir por muchos años y el responsable de que halla seguido esta carrera tan magnífica, quien con su cariño, esfuerzo y palabras de aliento me enseñó a ponerme metas muy grandes para nunca perder la mira de mis objetivos, el hombre que me enseñó a ser apasionada en la vida y ganarme las cosas por mérito y esfuerzo propio.

A mi madre Mery Flores, quien fue ese lado amable, dulce y apacible para calmar mis emociones cuando no podía continuar, la mujer quien con su esfuerzo y lágrimas también me saco adelante, pero siempre alentándome y aconsejándome que a pesar de cualquier cosa mi corazón no debe cambiar.

A mis queridos tíos Guido, Isabel, Felipe, Bernardo, Javier, Anita y Mónica, quienes fueron las personas más incondicionales en mis momentos más difíciles, pero también más felices, quienes creían en mí y jamás dudaron de lo que era capaz de lograr, las personas que con sus consejos y apoyo me dieron ese aliento para no abandonar mis sueños, cada una de sus palabras y acciones las llevo en mi corazón y mi mente.

# Agradecimientos

## *María Emilia*

Gracias a mis ejemplos de cambio:

Al Ing. John Ignacio Calle Sigüenza, por la oportunidad, por ayudarme a luchar a poder estar aquí, por todo el apoyo y por la confianza, no pude haber pedido mejor guía que la suya.

Al Ing. Luis Marcelo López López, desde segundo ciclo a pesar de la pandemia me hizo amar a la carrera con todas sus fortalezas; gracias por todas sus enseñanzas educativas y de la vida.

A la Ing. Mariela Cerrada, por guiarme desde los inicios de esta carrera y demostrarme que todos tienen su fuerte, pero sobre todo por enseñarme con su día a día que nada está lo suficiente lejos; le admiro muchísimo, anhelo que en un futuro pueda llegar a reflejar toda la pasión y respeto que siempre nos ha inculcado.

Al Ing. Diego Rene Urgiles Contreras, no solo por transmitirme sus conocimientos con tanta felicidad y pasión, sino porque puedo decir quitándome el sombrero que conocí un caballero y considero un honor poder tener su amistad.

Y a mis amigos: Daniel Proaño, Camila Villacis, Paula Galarza, Juan Carlos Benavidez, Christian Barreto, Maoly Paute, Alex Cumbe, Robert Murillo, Gerardo Solórzano, Elias López y Angie Juárez; todo lo que he vivido a su lado ha sido una pieza clave para poder llegar hasta aquí, les estoy eternamente agradecidos.

Gracias por cada día, sin cada uno de uds. no hubiera podido disfrutar tanto esta etapa.

## *Angie Belén*

Agradezco inicialmente a Dios y la Virgen Auxiliadora, ya que a lo largo de mi vida, ella me ha sabido iluminar por un buen camino y como salesiana puedo mencionar que "Ella lo ha hecho todo".

Agradezco a mis padres Ignacio Juárez y Mery Flores, por regalarme la mejor herencia de todas el estudio, los valores éticos y morales como persona y profesional, por enseñarme a madurar y obtener mis cosas por mi propio esfuerzo. Me enseñaron a sobresalir entre tantas personas, sin pisotear a nadie, ayudar a quien lo necesite y siempre con humildad, sin olvidar a donde pertenezco.

Agradezco a mi familia, abuelitos, tíos, tías y primos que han sido como mis hermanos y han



estado a mi lado incondicionalmente, alentándome y dándome fuerzas para continuar con este camino.

Agradezco a esas grandes personas que fui conociendo en mi camino y más aún a las que se quedaron y ahora les puedo llamar amigos, esas personas que hicieron más llevadero este proceso, que nos apoyamos mutuamente para salir adelante entre risas y llantos, las personas que le daban ese brillo y calidez a la vida universitaria y me hicieron conocer que no solo es un mundo profesional y competitivo, sino de apoyo mutuo y amistad.

Agradezco a los ingenieros John Calle, Eugenio Cárdenas, Marlon Quinde, Diego Urgiles, Mónica Romero, Luis López, Ana Cecilia Villa, Julio Loja e Iván Escandon, quienes con sus conocimientos y su pasión por la ingeniería me hicieron enamorar cada vez más de esta maravillosa carrera, a lo largo de estos 5 años me enseñaron a formar mi carácter, a pelear por mis criterios y poner a prueba mis conocimientos, los profesionales que con sus interrogantes me hacían dudar hasta de mi existencia y del mundo, pero a la vez darme cuenta de que un ingeniero puede innovar y dar solución a todo, que a lo largo de la vida siempre existirá la ingeniería en la mínima cosa, que no todos pueden amar los números, la programación y la investigación por descubrir o mejorar algo de este mundo.

Este documento fue realizado enteramente en L<sup>A</sup>T<sub>E</sub>X

# Índice

<b>Certificado de responsabilidad y autoría del trabajo de titulación</b>	<b>I</b>
<b>Certificado de cesión de derechos de autor del trabajo de titulación a la Universidad Politécnica Salesiana</b>	<b>II</b>
<b>Certificado de dirección del trabajo de titulación</b>	<b>III</b>
<b>Dedicatoria</b>	<b>IV</b>
<b>Agradecimientos</b>	<b>VII</b>
<b>Resumen</b>	<b>XIV</b>
<b>Abstract</b>	<b>XV</b>
<b>1. Introducción</b>	<b>1</b>
<b>2. Problema</b>	<b>1</b>
2.1. Antecedentes . . . . .	1
2.2. Descripción del problema . . . . .	2
2.3. Importancia y alcances . . . . .	3
2.4. Delimitación . . . . .	3
2.5. Problema General . . . . .	3
2.6. Problemas Específicos . . . . .	3
<b>3. Objetivos</b>	<b>4</b>
3.1. Objetivo General . . . . .	4
3.2. Objetivos Específicos . . . . .	4
<b>4. Marco Teórico</b>	<b>4</b>
4.1. Anatomía de las extremidades superiores y su relación con los diferentes agarres de la mano . . . . .	5
4.1.1. Sistema esquelético . . . . .	5
4.1.2. Sistema muscular . . . . .	14
4.1.3. Activación en función de los diferentes agarres: . . . . .	16
4.2. Señales mioeléctricas . . . . .	18

4.2.1.	Etapas para la toma de señales . . . . .	19
4.2.2.	Clasificación de sensores electromiográficos . . . . .	19
4.3.	Escaneo 3D e ingeniería inversa . . . . .	21
4.4.	Análisis del prototipo de prótesis biomecánico para extremidad superior denominado MAKI . . . . .	23
4.4.1.	MAKI 1.0 . . . . .	24
4.4.2.	Maki 2.0 . . . . .	24
4.4.3.	Maki 3.0 . . . . .	26
4.4.4.	Maki 4.1 . . . . .	26
<b>5.</b>	<b>Marco metodológico</b>	<b>29</b>
5.1.	Caracterización de señales mediante sensores electromiográficos de superficie	30
5.1.1.	Filtrado y análisis de señales EMG . . . . .	38
5.2.	Construcción de la prótesis . . . . .	43
5.2.1.	Construcción de los componentes de la mano . . . . .	43
5.2.2.	Diseño del socket y su construcción . . . . .	44
5.3.	Diseño del control y su interfaz . . . . .	50
5.3.1.	Definición de los músculos del usuario . . . . .	50
5.3.2.	Diseño del controlador . . . . .	51
5.3.3.	Programación del controlador por medio de señales EMGs . . . . .	55
5.3.4.	Programación del controlador por medio de la aplicación . . . . .	57
5.4.	Integrador del control con la prótesis . . . . .	61
5.5.	Pruebas de funcionamiento . . . . .	63
<b>6.</b>	<b>Resultados</b>	<b>64</b>
<b>7.</b>	<b>Conclusiones</b>	<b>67</b>
<b>8.</b>	<b>Recomendaciones</b>	<b>68</b>
	<b>Referencias</b>	<b>70</b>
	<b>ANEXOS</b>	<b>71</b>
	<b>Anexo A: Matriz de Consistencia Lógica</b>	<b>71</b>
	<b>Anexo A: Matriz de Consistencia Lógica</b>	<b>73</b>



# Lista de Tablas

- 1. Activación de los músculos y rangos de movilidad de las articulaciones por cada agarre . . . . . 17
- 2. Tabla de componentes de la palma . . . . . 28
- 3. Tabla de componentes del socket . . . . . 29
- 4. Matriz de consistencia . . . . . 72

## Resumen

**E**ste trabajo contempla la construcción de los prototipos de prótesis MAKI 4.0, desarrollada por el Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica (GIIB), y el desarrollo de su socket, el cual permite la integración del prototipo a un paciente con amputación transradial evaluando la capacidad de control para evidenciar los movimientos que puede generar en motricidad fina, a través de una interfaz de celular denominada 'MAKI' o por un sistema de control ON/OFF, que consistirá en receptar las señales de diferentes músculos a través de sensores electromiográficos, en base a 10 diferentes intenciones de movimiento, para de esta manera obtener la media aritmética, de la combinación de las señales de los 3 músculos por cada movimiento y con esto establecer un rango por cada uno para realizar la ejecución de los actuadores lineales según corresponda.

De acuerdo a esto, este trabajo se divide en dos estructuras principales, un marco teórico donde se explica lo correspondiente a la anatomía del sistema muscular y esquelético de las extremidades superiores, las etapas para la toma de señales mioléctricas, la clasificación de sensores EMG y un análisis a brevedad de las diferentes etapas de la MAKI; así como un marco metodológico donde se desarrolló la caracterización de señales mediante sensores electromiográficos de superficie, el filtrado del mismo y su análisis, posteriormente se detalla el diseño y construcción de la prótesis, así como el desarrollo y construcción del socket, para así describir el diseño del control y su interfaz y finalmente el protocolo a seguir para el empleo del prototipo.

**Palabras clave:** Agarres, Control ON/OFF, MAKI, Media aritmética, Prótesis de mano, Señales EMG, Socket.

## Abstract

**T**his thesis includes the construction of the MAKI 5. 0, developed by the Biomedical Engineering Research Group (GIIB), and the development of its socket, which allows the integration of the prototype to a patient with transradial amputation evaluating the control capacity to demonstrate the movements that can be generated in fine motor skills, through a cellular interface called 'MAKI' or by an ON/OFF control system, which will consist of receiving signals from different muscles through electromyographic sensors, based on 10 different intentions of movement, in order to obtain the average of the combination of the signals from the 3 muscles for each movement and thus establish a range for each one to perform the execution of the linear actuators as appropriate.

Accordingly, this work is divided into two main structures, a theoretical framework which explains the anatomy of the muscular and skeletal system of the upper extremities, the stages for the collection of myoelectric signals, the classification of EMG sensors and a brief analysis of the different stages of the MAKI; as well as a methodological framework where the characterization of signals through electromyographic surface sensors, their filtering and analysis was developed, followed by the design and construction of the prosthesis, as well as the development and construction of the socket, in order to describe the design of the control and its interface and finally the protocol to be followed for the use of the prototype.

**Keywords:** Arithmetic mean, EMG signals, Grips, Hand Prosthesis, MAKI, ON/OFF control, Socket.



# 1. Introducción

Actualmente existen diversos dispositivos para brindar una alternativa a las personas con discapacidad por defectos congénitos o amputaciones que afectan drásticamente el estilo de vida de las personas, ya que se ven disminuidas las actividades que pueden realizar (Brito Guaricela, Quinde Abril, y Cuzco Patiño, 2013). A nivel mundial se estima que alrededor del 30% de amputaciones, se realizan en el miembro superior, esto es equivalente a 3 millones de personas, según un censo realizado en el año 2008, de estas, la mayor cantidad pertenece a amputaciones de extremidades, en especial, aquellas hechas debajo del codo, con un 94% de incidencia (LeBlanc y cols., 2008).

Estas personas, como lo indica Bejarano Ayala (2019), presentan entre otras complicaciones, atrofia muscular, lo cual provoca una disminución de la fuerza y dificulta la implementación de una prótesis. Además, como lo expresa CONADIS (2020), sin importar cual fuese su edad, afecta básicamente a todos los aspectos de su vida cotidiana, razón por la que requieren de dispositivos que les ayuden a realizar algunas actividades de la vida diaria; entre estas se encuentran las prótesis, que ayudan a recuperar parcialmente la funcionalidad perdida.

Por ello, el Grupo de Investigación de Ingeniería Biomédica (GIIB) de la Universidad Politécnica Salesiana sede Cuenca-Ecuador, ha llevado a cabo algunos proyectos relacionados con la creación de dispositivos para brindar una alternativa; entre esos, han desarrollado un prototipo de prótesis activa biomecánica para extremidades superiores, denominada MAKI, que cuenta con varias etapas y puede considerarse una opción viable debido a que es un diseño mecánico pensado y desarrollado para conseguir un mecanismo que le permite realizar 10 tipos de agarre.

## 2. Problema

### 2.1. Antecedentes

En la Universidad Politécnica Salesiana, el grupo de investigación GIIB (Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica) tiene como objetivo principal “desarrollar una investigación aplicada que plantee soluciones a los problemas de la sociedad ecuatoriana e internacional, en el marco de la ingeniería biomédica. Así mismo, por ser el primer grupo de investigación en el área de la bioingeniería del Ecuador, tiene el compromiso de motivar con esta experiencia el nacimiento de iniciativas similares en el país.”

Es por esto que este grupo de investigación ha realizado varios proyectos y actividades

relacionados con el desarrollo de prototipos de extremidades inferiores y superiores; llevándolos de esta manera a alimentar los procesos de formación académica, permitiendo la generación de trabajos como es el caso de los 3 proyectos de investigación de prótesis de mano, conocidos como MAKI, los cuales han permitido generar propuestas de intervención utilizando algunos sistemas de control, que han dado resultados satisfactorios en base a la condición particular del paciente y por ende un tratamiento ajustado al mismo, ya que, por más la prótesis este desarrollada para generar 13 grados de libertad, depende de las características del paciente para poder realizar todos los movimientos.

Una vez analizado esto, fue posible determinar un candidato para recibir los prototipos de prótesis biomecátricas en vinculación con la Dirección de Movilización del CC.FF.AA. Base de Movilización Sur que se ubica en la ciudad de Cuenca; que tiene la misión de “asesorar, a través de lineamientos y directrices estratégicas militares, en la innovación, actualización, desarrollo e implementación de la generación de la tecnología militar, mediante el estudio estratégico en el desarrollo de capacidades militares, comprobación de la capacidad instalada militar óptima, implementación del desarrollo tecnológico militar, a fin de promover el crecimiento operativo militar de ser la fuerza disuasiva eficaz y eficiente.”

Finalmente, tras consultar la información necesaria, se pudo llegar al paciente quien es un candidato pertinente puesto que al momento utiliza prótesis mecánicas en forma de gancho que maneja con bastante destreza y le ha permitido mantener una excelente musculatura; debido a que al inicio de su servicio militar (a los 19 años) mientras recibía su entrenamiento en el área de explosivos, sufrió un accidente, el día 20 de marzo de 1998, donde al momento de manipular una bomba, sufrió un estallido que impacto directamente en sus manos, dejándole graves heridas en sus miembros superiores que resultaron en una amputación y por ende una discapacidad del 70 por ciento; que le acarreó estragos psicológicos, que afortunadamente con los años pudo superar, sin embargo, sin mencionar que perdió casi toda su movilidad, tuvo que sobrellevar el hecho de que no se acoplaba a ningún tipo de prótesis por varios años.

## **2.2. Descripción del problema**

El paciente no puede realizar cierta motricidad fina con las prótesis mecánicas de gancho que actualmente utiliza en comparación la prótesis MAKI, por lo que es necesario realizar la integración del prototipo para establecer la factibilidad de control, de acuerdo a las características anatómicas del paciente.

### **2.3. Importancia y alcances**

La importancia de este trabajo de titulación se basa en que se dará una alternativa de prótesis al usuario que tiene una discapacidad del 70 por ciento, basado en diseños previamente desarrollados, para saber si le favorece o no al desarrollar sus actividades cotidianas con motricidad fina.

Respecto al alcance, este trabajo pondrá en práctica todos los conocimientos que se han adquirido durante la formación académica, a través del proyecto del grupo de investigación GIIB donde se construirá e integrará dos prototipos de prótesis para amputación transradial izquierda y derecha que se entregarán al paciente.

### **2.4. Delimitación**

El trabajo de titulación se llevará a cabo en la provincia del Azuay, en el cantón Cuenca, en la ciudad de Cuenca en la Universidad Politécnica Salesiana, en el grupo de investigación GIIB.

El proyecto será realizado en el ámbito de investigación y desarrollo en beneficio de la sociedad, por medio del GIIB, en conjunto con la Dirección de Movilización del CC.FF.AA. Base de Movilización Sur que se ubica en la ciudad de Cuenca, para lo cual se considera que se necesita un tiempo aproximado de 240 horas para su construcción, siendo estas horas las que abarcan la asignatura de integración curricular.

### **2.5. Problema General**

¿Se podrá construir los prototipos de prótesis MAKI 4.0 y desarrollar un socket que permita la integración del prototipo a un paciente con amputación transradial evaluando la capacidad de control para evidenciar los movimientos que puede generar en motricidad fina?

### **2.6. Problemas Específicos**

- ¿Es posible caracterizar los músculos del brazo y antebrazo de una persona con amputación a nivel transradial para identificar las señales que se integraran al sistema de control de los prototipos de prótesis desarrollado por el GIIB?
- ¿Es posible construir las prótesis y desarrollar un socket que permita una adecuada fijación de los prototipos de prótesis para una toma de señales consistente para favorecer la implementación del sistema de control mediante las señales caracterizadas?

- ¿Se puede evaluar la eficiencia de los prototipos de prótesis y el sistema de control a través de la integración de éstas, al paciente con amputación, considerando los grados de libertad que presenta el prototipo?

### **3. Objetivos**

#### **3.1. Objetivo General**

- Construir los prototipos de prótesis MAKI 4.0 y desarrollar un socket que permita la integración del prototipo a un paciente con amputación transradial evaluando la capacidad de control para evidenciar los movimientos que puede generar en motricidad fina.

#### **3.2. Objetivos Específicos**

- Caracterizar los músculos del brazo y antebrazo de una persona con amputación a nivel transradial para identificar las señales que se integraran al sistema de control de los prototipos de prótesis desarrollado por el GIIB.
- Construir las prótesis y desarrollar un socket que permita una adecuada fijación de los prototipos de prótesis para una toma de señales consistente para favorecer la implementación del sistema de control mediante las señales caracterizadas.
- Evaluar la eficiencia de los prototipos de prótesis y el sistema de control a través de la integración de esta, al paciente con amputación, considerando los grados de libertad que presenta el prototipo.

### **4. Marco Teórico**

En este punto, en primer lugar, se abordará la anatomía de las extremidades superiores, con el objetivo de estudiar detalladamente el miembro superior, prestando especial atención a cómo los músculos se activan en función de los diferentes tipos de agarre de la mano y que grados de movilidad tienen las articulaciones para este fin. En segundo lugar, se explicará la teoría detrás de las señales mio-eléctricas, detallando las etapas necesarias para la toma de señales y la clasificación de los sensores electromiográficos. Por otro lado se explicará la teoría detrás del escaneo 3D y la ingeniería inversa para esto. Por último, se presentará el análisis

del prototipo de prótesis biomecánico para extremidad superior denominado MAKI, en el cual se describirán brevemente las diferentes etapas de desarrollo que se han llevado a cabo.

#### **4.1. Anatomía de las extremidades superiores y su relación con los diferentes agarres de la mano**

La anatomía de las extremidades superiores se refiere al estudio detallado de la estructura y función de los miembros superiores del cuerpo humano. Este campo de estudio resulta fundamental para comprender cómo se activan los diferentes músculos de esta región en función de los distintos agarres de la mano. En esta sección, se explorará las principales estructuras anatómicas del miembro superior y su relación con la capacidad de agarre y manipulación de objetos.

Teniendo en cuenta esto, es fundamental tomar en cuenta que el miembro superior está compuesto por una serie de huesos, músculos, tendones y articulaciones que le brindan una gran flexibilidad y capacidad de movimiento, por lo cual también es conocido como sistema musculoesquelético o locomotor.

Para entender mejor su relación, se detallará a más profundidad en las secciones a continuación lo referente al sistema esquelético y al sistema muscular:

##### **4.1.1. Sistema esquelético**

Así como lo explica Serrano (2022c) y Marieb (2008), el sistema esquelético es el que proporcionan soporte estructural, estabilidad, protección, forma y puntos de inserción para los músculos que permiten el movimiento; esto gracias a las articulaciones que se encuentran unidas entre sí, por medio de los huesos, permitiendo una estructura fuerte y a su vez móvil. La estructura anatómica de estos huesos y sus articulaciones correspondientes es esencial para entender la biomecánica y la función de la extremidad superior al analizar el movimiento y la postura.

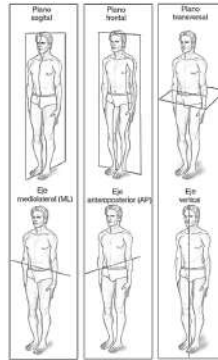
Como lo explica Mercado, Gambarotta, González, y Pallares (2008), dentro de la kinesiología humana, ciencia que estudia la calidad y funcionalidad del movimiento del cuerpo humano; una de los dispositivos más utilizadas es el goniómetro, el cual nos permite realizar una evaluación del rango de movilidad, así como la medición de los ángulos creados por las intersecciones de los huesos a nivel articular.

Para poder determinar los diversos movimientos que puede realizar el cuerpo humano es necesario tomar en cuenta la relación que este tendrá con los planos y ejes presentes, siendo

estos el Plano Sagital, Frontal y Transversal, así como el Eje Mediolateral, Anteposterior y Vertical, como se puede observar en la figura 1.

### Figura 1

*Planos y ejes del cuerpo*



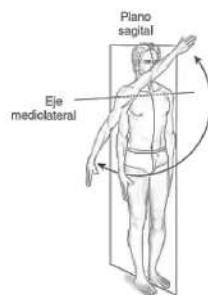
**Nota:** El gráfico representa los planos y ejes presentes dentro del cuerpo humano. Tomado de Taboadela, C. H. (2007). *Goniometría. Una herramienta para la evaluación de las incapacidades laborales*. Buenos Aires: Asociart ART

Dentro de los planos y ejes de referencia del cuerpo humano existen distintos movimientos los cuales se explicarán a continuación, de acuerdo al estudio de Taboadela (2007):

En el plano sagital, con referencia al eje medio lateral se visualizan los movimientos de flexión-extensión, como se puede observar en la figura 2:

### Figura 2

*Movimiento flexión-extensión*



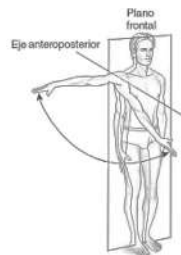
**Nota:** El gráfico representa el movimiento de flexión/extensión en el plano sagital del eje medio lateral. Tomado de Taboadela, C. H. (2007). *Goniometría. Una herramienta para la evaluación de las incapacidades laborales*. Buenos Aires: Asociart ART

En el plano frontal, con referencia al eje ante-posterior obtenemos los movimientos de

abducción-aducción de las extremidades superiores, brazos, dedos de la mano; así como de las extremidades inferiores, cadera y dedos de los pies, como se puede observar en la figura 3:

### Figura 3

*Movimiento abducción-aducción*

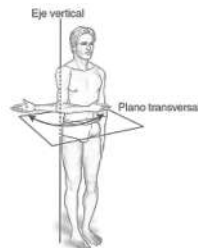


**Nota:** El gráfico representa el movimiento de abducción/aducción en el plano frontal del eje ante-posterior. Tomado de Taboadela, C. H. (2007). *Goniometría. Una herramienta para la evaluación de las incapacidades laborales.* Buenos Aires: Asociart ART

Dentro del plano transversal y el eje vertical es posible identificar los movimientos de rotación interna y externa, del hombro, cadera y columna cervical, como se puede observar en la figura 4:

### Figura 4

*Movimiento de rotación.*



**Nota:** El gráfico representa el movimiento de rotación en el plano transversal del eje vertical. Tomado de Taboadela, C. H. (2007). *Goniometría. Una herramienta para la evaluación de las incapacidades laborales.* Buenos Aires: Asociart ART

Otro tipo de movimiento que posee el cuerpo humano es el de pronación-supinación en el antebrazo; la pronación se da cuando esta gira hacia dentro, de manera en la cual se lleve a la palma de la mano hacia abajo, y el movimiento de supinación es el caso contrario, como se puede observar en la figura 5.

## Figura 5

*Pronación-Supinación Antebrazo*

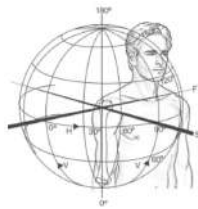


**Nota:** El gráfico representa el movimiento de pronación/supinación. Tomado de Taboadela, C. H. (2007). *Goniometría. Una herramienta para la evaluación de las incapacidades laborales*. Buenos Aires: Asociart ART

Además, es importante tomar en cuenta que las distintas superficies articulares no son planas, por lo cual los movimientos de algunas articulaciones se pueden dar alrededor de muchos ejes y planos a la vez, constituyendo de esta manera movimientos poliaxiales y multiplanares, un ejemplo de este tipo de movimiento se obtiene en la articulación escapulohumeral como se visualiza en la figura 6.

## Figura 6

*Movimiento Poliaxial y Multiplanar.*



**Nota:** El gráfico representa el movimiento poliaxial y multiplanar en la articulación escapulohumeral. Tomado de Taboadela, C. H. (2007). *Goniometría. Una herramienta para la evaluación de las incapacidades laborales*. Buenos Aires: Asociart ART

Tomando en cuenta el arco de movimiento, el mismo que se define según Palastanga, Field, y Soames (2007), como la cantidad de movimiento que puede realizar una articulación en cada uno de los 3 planos previamente mencionados; juega un papel muy importante al momento de describir los movimientos que puede realizar una extremidad con relación a su articulación.

De esta manera, cada una de las articulaciones según Taboadela (2007), posee un arco de movimiento característico y estos se pueden clasificar de la siguiente manera:

1. **Articulaciones sinoviales:** Son un tipo de articulaciones que poseen mayor movimiento, y se pueden dividir en:



- **Enartrosis:** son articulaciones de superficie esférica. Permiten movimientos en todas las direcciones. **Ejemplo:** articulación coxofemoral.
  - **Condiloartrosis:** los cóndilos presentan superficies convexas que se articulan con superficies cóncavas. **Ejemplo:** articulación temporomaxilar.
  - **Encaje recíproco:** la superficie articular recuerda una silla de montar inglesa. Permite todos los movimientos, excepto la rotación. **Ejemplo:** articulación carpo-metacarpiana del pulgar.
  - **Trocleartrosis:** permiten solo movimientos de flexión y extensión. **Ejemplo:** articulación femorotibial.
  - **Trocoides:** presentan movimiento rotatorio alrededor de un eje. **Ejemplo:** articulación atlóidoaxoidea.
  - **Artrodias:** las superficies articulares son planas y presentan ligeros movimientos de deslizamiento. **Ejemplo:** articulación acromioclavicular.
2. **Articulaciones Anfiartrosicas:** son articulaciones que tienen poco movimiento y el medio de unión es el cartílago fibroso, demás estas se subdividen en:
- **Sincondrosis:** Presentan cartílago fibroso que une ambos huesos. **Ejemplo:** articulación costochondral. (Taboadela, 2007)
  - **Sínfisis:** Los elementos esqueléticos se encuentran unidos por fibrocartílago. **Ejemplo:** articulación de la sínfisis pubiana. (Taboadela, 2007)
3. **Articulaciones Sinartrósicas:** son articulaciones que no poseen cavidad articular y los huesos se encuentran unidos por tejido fibroso, los cuales no tienen prácticamente ninguna movilidad.

De esta manera, cada una de las articulaciones posee un arco de movimiento distinto dependiendo de la zona en donde esta se encuentre, las cuales son posibles analizar, mediante la capacidad de movimiento, es decir, que pueden realizar respecto al tipo de articulación.

Los miembros superiores que conforman el cuerpo humano son aquellos que conforman las partes del tronco y proporcionan estabilidad, mediante conexiones entre sí de distintas estructuras anatómicas para permitir el correcto funcionamiento de los movimientos. Estos son:

- La clavícula y la escápula, los cuales forman la cintura escapular.



## Figura 9

### *Articulación Esternoclavicular*



**Nota:** El gráfico representa el rango de movilidad la articulación esternoclavicular. Tomado de C.Dumontier, S., M.Soubeyrand. (2019). *Patología de la articulación esternoclavicular. EMC-Aparato Locomotor.*

Continuando en el tronco superior encontramos la articulación acromioclavicular que influye en los movimientos del hombro, de esta manera participando en la flexión y extensión, siendo limitada por el ligamento conoide y el ligamento trapezoide (Iñigo Junquera, 2018a), como se puede observar en la figura 10:

## Figura 10

### *Articulación Acromioclavicular.*



**Nota:** El gráfico representa la articulación acromioclavicular. Tomado de Thomas N Joseph, S. W., Raymond Turley. (2022). *Esquince de la articulación acromioclavicular. Articulación acromioclavicular*

La articulación glenohumeral o también conocida como articulación del hombro, como lo explica (Serrano, 2022a), es un tipo de articulación sinovial esferoide con un tipo de movimiento multiaxial, permitiendo movimientos de flexión, extensión, abducción, aducción, rotación externa/lateral rotación interna/medial y circunducción, como puede observarse en la figura 11:

## Figura 11

### *Articulación Glenohumeral*



**Nota:** El gráfico representa la articulación glenohumeral. Tomado de Serrano, C. (2022a). *Articulación glenohumeral. Anatomía Miembro superior Hombro y brazo.*

El radio y el cúbito, huesos del antebrazo, se articulan con el húmero en el codo, siendo esta una articulación radiocubital, permitiendo en este punto realizar movimientos de extensión, flexión, supinación y pronación (Serrano, 2022b), como se puede observar en la figura 12.

## Figura 12

### *Articulación Radiocubital - Húmero*



**Nota:** El gráfico representa la articulación radiocubital del húmero. Tomado de Serrano, C. (2022b). *Radio y ulna. Anatomía del miembro superior Codo y antebrazo.*

Además, este tipo de articulación radiocubital permite el movimiento de la palma de la mano, realizando movimientos de supinación y pronación, estos generados por el movimiento del antebrazo. (Serrano, 2022b), como se puede observar en la figura 13:

### Figura 13

*Articulación Radiocubital - Carpiano.*



**Nota:** *El gráfico representa un detalle la articulación radiocubital del carpiano Tomado de Laguna, M. (2022). Huesos del carpo. Anatomía del miembro superior Muñeca y Mano.*

Al nivel de las manos encontramos las articulaciones metacarpianas, carpometacarpianas e intermetacarpianas. Las articulaciones carpometacarpianas, las cuales se resaltan en la figura 14 permiten realizar movimientos de flexión-extensión en un plano referente a la palma de la mano, permite la abducción-aducción en un plano perpendicular a la palma de la mano y también permite un movimiento de circunducción.(Laguna, 2022)

### Figura 14

*Articulaciones Carpometacarpianas*



**Nota:** *El gráfico representa las articulaciones de la mano, haciendo un detalle en una carpometacarpianas Tomado de Laguna, M. (2022). Huesos del carpo. Anatomía del miembro superior Muñeca y Mano.*

Como último elemento de las extremidades superiores tenemos a los dedos, los cuales están estructurados a través de articulaciones metacarpofalángicas e interfalángicas, las cuales permiten las uniones de las falanges (huesos del dedo); este tipo de articulación permite realizar movimientos de flexión, extensión, rotación, abducción y aducción.(Iñigo Junquera, 2018b)

## Figura 15

*Articulaciones metacarpofalángicas e interfalángicas.*



**Nota:** *El gráfico representa las articulaciones de la mano, haciendo un detalle en las metacarpofalángicas e interfalángicas. Tomado de Laguna, M. (2022). Huesos del carpo. Anatomía del miembro superior Muñeca y Mano.*

Con todo esto, es posible inferir que el cuerpo humano es un sistema complejo al momento de analizar los diversos movimientos que este puede realizar, sin embargo, es posible notar que las uniones entre los huesos, los cuales dan pasos a las articulaciones, para facilitar este análisis es posible compararlas similarmente con una junta mecánica para facilitar este análisis; para esto es necesario tomar en cuenta que no se mueve libremente como su analogía mecánica lo hiciera, sino que esta forma parte de un sistema más complejo, siendo este el sistema locomotor del cuerpo humano, el cual tiene diversas restricciones al momento de realizar cada movimiento, de esta manera es posible identificar patologías con relación al movimiento, e incluso se puede realizar un análisis sobre los grados de libertad al momento de diseñar una órtesis o prótesis, de esta manera se evita causar cualquier tipo de daño físico al paciente a tratar y tomando medidas de seguridad al momento de diseñar.

### 4.1.2. Sistema muscular

En cambio, así como lo explica Mora (2000), el sistema muscular es una estructura anatómica que desempeña un papel fundamental en la función del brazo y la mano, ya que son los encargados de generar el movimiento y la estabilidad necesarios para realizar una amplia gama de movimientos y acciones específicas mediante los grupos musculares que se activen.

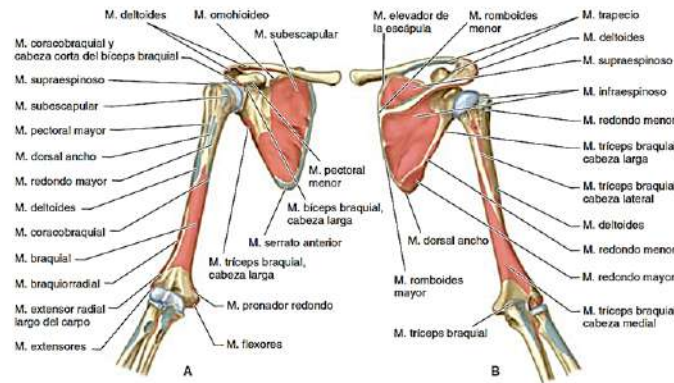
Entre los músculos principales del miembro superior, como lo indica Pró (2014), se encuentran: el Deltoides, el Tríceps braquial y el Braquial en el brazo; el Pronador redondo, el Supinador largo, el Flexor y Extensor radial del carpo en el antebrazo; y en la mano el grupo de Músculos de la eminencia tenar e hipotenar, así como los Interóseos palmares.

A continuación, se puede visualizar de mejor manera las disposiciones de cada uno de de

los músculos en las figuras 16, 17 y 18:

### Figura 16

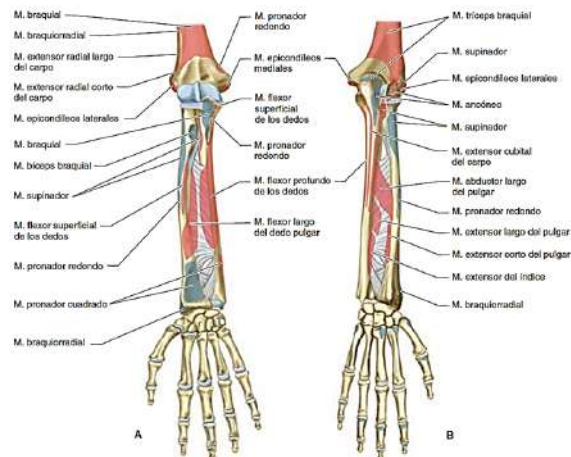
*Músculos del miembro superior a nivel de la cintura pectoral y el brazo*



**Nota:** El gráfico representa los lugares de inserción de los músculos del miembro superior a nivel de la cintura pectoral y el brazo. En rojo: inserciones proximales. En azul: inserciones distales. A. Vista anterior. B. Vista posterior. Tomado de Pró, E. A. (2014). Anatomía clínica. Médica Panamericana

### Figura 17

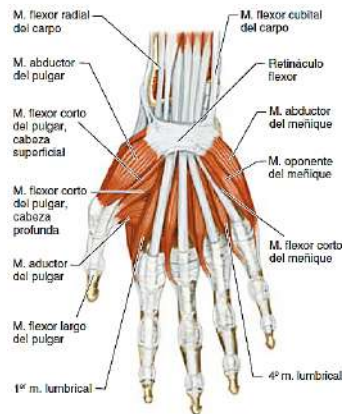
*Músculos del miembro superior a nivel del antebrazo*



**Nota:** El gráfico representa los lugares de inserción de los músculos del miembro superior a nivel del antebrazo. En rojo: inserciones proximales. En azul: inserciones distales. A. Vista anterior. B. Vista posterior. Tomado de Pró, E. A. (2014). Anatomía clínica. Médica Panamericana

## Figura 18

*Músculos de la mano derecha luego de retirar la aponeurosis palmar.*



**Nota:** El gráfico representa los músculos de la mano derecha en una vista palmar, en el plano muscular superficial luego de retirar la aponeurosis palmar. Tomado de Pró, E. A. (2014). *Anatomía clínica. Médica Panamericana*

### 4.1.3. Activación en función de los diferentes agarres:

Una vez entendida la disposición tanto de músculos como huesos y el rango de movimiento que tiene cada articulación, es posible analizar que músculos y que huesos se activan dependiendo de cada movimiento, definiendo los rangos máximos en grados e incluyendo los diferentes tipos de agarres y manipulación de objetos; teniendo en cuenta que los agarres de la mano, son las diferentes formas en la que es posible sujetar un objeto; ya que, la mano al contar con una amplia variedad de músculos, los cuales se dividen en varios grupos, tiene bien definido que cada uno requiere de la activación y coordinación de músculos específicos, para según sus funciones específicas permitan la realización de movimientos finos y precisos de la mano, como agarrar, pellizcar y sostener objetos. En base a esto, se desarrolló la tabla 1, la cual esta dividida en tipos de movimiento, que músculos que se activan en cada uno, que articulación se desplaza en esta acción y el rango máximo en el que se puede ejecutar:



**Tabla 1**

*Activación de los músculos y rangos de movilidad de las articulaciones por cada agarre*

Movimiento	Músculo	Articulación	Rangos de movilidad
Apertura de mano	<ul style="list-style-type: none"> <li>Extensor digitorum (antebrazo)</li> <li>Interóseos dorsales (mano)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Metacarpofalángicas</li> <li>Interfalángicas</li> </ul>	0° - 90°
Cierre de mano	<ul style="list-style-type: none"> <li>Flexor digitorum profundus y superficialis (antebrazo)</li> <li>Interóseos palmares y lumbricales (mano)</li> </ul>		
Agarre de pinza	<ul style="list-style-type: none"> <li>Flexores profundos (dedos)</li> <li>Oponente del pulgar</li> <li>Lumbricales e interóseos (mano)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Carpometacarpiana del pulgar</li> <li>Metacarpofalángica del dedo índice</li> </ul>	Abducción: 0° - 70° Flexión: 0° - 45°
Agarre cilíndrico	<ul style="list-style-type: none"> <li>Flexores (mano)</li> <li>Pronadores y supinadores (antebrazo)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Metacarpofalángicas</li> <li>Interfalángicas</li> </ul>	0° - 45°
Presión de simulación de tecla	<ul style="list-style-type: none"> <li>Flexores (mano)</li> <li>Pronadores (antebrazo)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Carpometacarpiana del dedo índice</li> <li>Metacarpofalángica del dedo índice</li> </ul>	
Flexión del antebrazo	<ul style="list-style-type: none"> <li>Braquial</li> <li>Braquiorradial</li> <li>Pronador redondo</li> <li>Flexores (antebrazo)</li> </ul>	Radiocubital	0° - 150°
Extensión del antebrazo	<ul style="list-style-type: none"> <li>Triceps Braquial</li> <li>Anconeus</li> <li>Supinador</li> <li>Extensores</li> </ul>		Pasiva: 0° - 10° Activa: 0° - 180°
Pronación	<ul style="list-style-type: none"> <li>Pronadores cuadrado y redondo (antebrazo)</li> </ul>	Radioulnar proximal	0° - 80°/90°
Supinación	<ul style="list-style-type: none"> <li>Supinador largo y corto (antebrazo)</li> </ul>		

**Nota:** La tabla representa la activación de los diferentes músculos y los rangos de movilidad de las diversas articulaciones por cada agarre. *Elaboración propia*

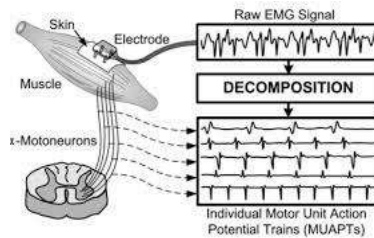
Es por esto, que estos músculos ayudan en actividades diarias como levantar objetos, escribir, alcanzar y agarrar, los cuales son esenciales en la realización de actividades deportivas y de trabajo que requieren fuerza y precisión en los movimientos del brazo y la mano.

## 4.2. Señales mioeléctricas

Son señales generadas en el cuerpo humano gracias a las contracciones que realizan los músculos al momento de realizar un movimiento con sus extremidades. Las señales son muy útiles para varios estudios como un análisis para el diagnóstico de enfermedades neuromusculares y para el control de dispositivos activos (Urda y Shevelyova, 2016).

### Figura 19

*Toma de señales en un músculo*



**Nota:** El gráfico representa las señales producidas en el cuerpo, gracias al intercambio electroquímico de los iones a través de las fibras musculares, produciendo así las conocidas contracciones y campos eléctricos que son variables en el tiempo, los mismo que pueden ser captados por electrodos colocados en los músculos ya sean intramusculares conocida esta técnica como electro mio- grafía, esta se emplea con el objetivo de estudiar la fisiología y patología de las unidades motoras. Tomado de Urda, M., y Shevelyova, S. (2016). *Migration policy and national security challenges in globalization conditions.* -(157), 22–25. 82

Los indicios de cómo se empezó a tomar las señales fueron en el siglo XVI en tejidos de animales, en el siglo XVII Carlos Matteucci realiza las primeras mediciones con un instrumento conocido como galvanómetro, se observa en la figura 19, ya en el siglo XVIII Edgar Douglas introduce los electrodos para el registro. Años más tarde sale a la venta el primer equipo de toma de señales electromiográficas (EMG), en 1981 gracias al avance de la electrónica digital, se logra digitalizar la señal. Ya en pleno siglo XXI se realiza una adaptación de sistemas inteligentes para el apoyo de diagnóstico, buscando que estos sean automáticos (Urda y Shevelyova, 2016).

Con esto, se vio necesario crear protocolos para la toma de señales los cuales deben adaptarse para cada usuario, los cuales según SENIAM (2022), (Torres-San-Miguel, Velázquez-Sánchez, Lugo-González, y Tapia-Herrera, 2011) y (Urda y Shevelyova, 2016) se deben tener como base las siguientes etapas:

#### 4.2.1. Etapas para la toma de señales

1. Selección del método de captación de señales.
2. Selección de los electrodos.
3. Identificación de los músculos donde se colocarán los electrodos.
4. Limpieza y preparación de la zona de colocación de electrodos para evitar la impedancia y permitir que la toma de señales sea eficiente,
5. Colocación de los electrodos de forma longitudinal, aproximadamente a 20 mm de distancia entre los centros y el electrodo de referencia, se ubica en cualquier parte de la muñeca o hueso prominente.
6. Alimentación de los circuitos para proceder a conectar los electrodos.
7. Adquisición de señales.
8. Pre-amplificación, amplificación y filtración.
9. Implementación de los filtros analógicos para así eliminar los componentes de ruido, que son de alta frecuencia y proveniente de la fuente de red.
10. Conversión de la señal de analógico a digital, para así obtener muestras en intervalos regulares de tiempo.

#### 4.2.2. Clasificación de sensores electromiográficos

Las señales electromiográficas son producidas como respuesta a un movimiento muscular, donde el nivel de esfuerzo está determinado por el número de fibras musculares activadas durante la contracción por una neurona. El potencial eléctrico de una unidad motora puede ser medido utilizando electrodos de aguja o de superficie. (Betancourt, Suárez, y Franco, 2004)

Según Alva Coras (2012), los sensores electromiográficos se clasifican de la siguiente manera:

1. **Sensores invasivos:** Este tipo de sensores deben ser fundamentalmente colocados junto al músculo en estudio. Hay varios tipos: electrodo aguja, el cual se puede observar en la figura 20, ofreciendo una buena calidad de toma del potencial eléctrico generado por las fibras del músculo y el electrodo semejante a un fino alambre que es recomendado para el estudio profundo de kinesiología y neurofisiológico.

## Figura 20

*Electrodo de aguja*



**Nota:** El gráfico representa la colocación de un electrodo aguja. Tomado de [bestfoot4wardblog](https://bestfoot4wardblog.files.wordpress.com/2020/01/emg.jpg). (s.f.). *Ncs vs emg: What's needed for a cmt diagnosis.*  
<https://bestfoot4wardblog.files.wordpress.com/2020/01/emg.jpg>

2. **Sensores no invasivos:** Estos sensores deben tener una baja impedancia al contacto con la piel. El gel normalmente tiene una composición de  $\text{Ag}/\text{AgCl}$  aun así, existen patentes de otras marcas que tienen una configuración única con ventajas con otros para una aplicación concreta. Este tipo de sensores son los que incorpora en las prótesis con las precauciones dadas por la European Concerted Action Surface EMG, indicando que la medida de un electrodo en su electrodo debe ser menor o igual a 10 milímetros y su separación entre otros debe ser menos o igual a 20 milímetros.

- **Electrodos de plata metal:** Estos cuentan con un registro de biopotenciales que consisten en un conductor tipo metálico, que se encuentra en contacto con la piel. Tiene consigo una almohadilla humedecida en el electrolito, como se puede observar en la imagen 21, sin embargo otras marcas tienen un gel, son utilizados para dar registros en la electromiografía y electroencefalografía.

## Figura 21

*Electrodo de plata metal*



**Nota:** El gráfico representa la colocación de un electrodo de plata metal iStock. (s.f.).  
*Electrodos para el eeg de prueba foto de stock y más banco de imágenes de epilepsia.*  
<https://www.istockphoto.com/es/foto/electrodos-para-el-eeg-de-prueba-gm505068710-83490025>. ((Accessed on 08/02/2023))

- **Electrodos secos:** Estos son elaborados por acero inoxidable cumpliendo con la función de ser un conductor en la zona de contacto que es la piel, como se puede observar en la imagen 22. Es imprescindible que esto se lo realiza de una manera adecuada, ya que tiene como objetivo medir los niveles de electroencefalografía espectral que puede o no tener una amplificación (Alva Coras, 2012). Este tipo de medición brinda ventajas por ser utilizado en un ambiente real y durante su uso no necesita ser humedecido, porque no es perjudicial para la piel del usuario, también no interviene en gran magnitud en la contante impedancia debido a que al inicio suele ser alta y con el tiempo (15 min) va disminuyendo, se debe tener en cuenta que no todos los electrodos secos tienen una impedancia contante.

## Figura 22

*Electrodo seco*



**Nota:** El gráfico representa la colocación de un electrodo seco consumiblesmedicina. (s.f.).  
*Electrodos ecg emg eeg.*

[https://consumiblesmedicina.es/?page\\_id=118](https://consumiblesmedicina.es/?page_id=118).((Accesdon08/02/2023))

### 4.3. Escaneo 3D e ingeniería inversa

La ingeniería inversa a nivel investigativo y académico es una disciplina en evolución tecnológica permanente, y a nivel industrial ha crecido su aplicación en consecuencia al estado de madurez alcanzado por los sistemas de captura de información tridimensional y los paquetes de procesamiento computacionales disponibles en la actualidad (RODRIGUEZ, YYYY). La ingeniería inversa consiste en la captura y procesamiento de la información geométrica en tres dimensiones de un objeto físico. El proceso de captura de información geométrica se conoce como digitalización 3D, y el procesamiento de datos se denomina reconstrucción de superficies (RODRIGUEZ, YYYY). Los escáneres miden objetos complejos con mucha rapidez, y pueden acelerar el proceso de trabajo de diseño de forma considerable cuando hay referencias reales involucradas. Con la capacidad de capturar y modificar formas físicas, es posible diseñar

piezas impresas en 3D que encajen perfectamente en productos de todo tipo. Las sujeciones con guía impresas en 3D permiten situar repetidamente un taladro o una sierra, o ensamblar piezas con precisión con algún adhesivo. Crea mascarillas ajustadas y reutilizables para tareas de arenado, pintado o grabados (formlabs, 2021).

**Proceso de escaneo para la obtención de modelos 3D:** El propósito del escaneo 3D es crear una nube de puntos para extrapolar un objeto, por lo que saber cómo funciona un es muy útil para ciertas empresas que quieran realizar prototipos a un coste asequible. De acuerdo a Dynapro3D (2021) el proceso de escaneo 3D es el siguiente:

- Mediante un haz de luz, el escáner es capaz de calcular la distancia desde el punto emisor hasta un punto de un objeto situado al alcance de su trayectoria.
- A través de uno o varios espejos giratorios, el escáner incide en los puntos existentes dentro de una zona del espacio, proporcionando información sobre la distancia existente entre estos puntos.
- La nube de puntos generada también contiene información sobre la distancia entre sí que guardan los distintos puntos del objeto.
- En función de la distancia al objeto, la precisión deseada y el objeto en cuestión, se suelen necesitar varias tomas.
- Para producir un modelo 3D, se necesita de aplicaciones software que permitan orientar todas estas tomas.

**Reconocer objeto de escaneo:** Antes de empezar el proceso del escaneo es necesario tener presente la geometría que va a ser escaneada, según las dimensiones del cuerpo se tomarán decisiones importantes para el escaneo como el tipo de escáner o modo, ya sea con una plataforma giratoria o por movimientos lineales. (Martínez López, YYYY)

**Establecer condiciones ideales (protocolo):** Se refiere a todas las acciones previas que se deben realizar para la preparación del material que va a ser escaneado, es útil para asegurar las condiciones necesarias para obtener los mejores resultados, entre estas acciones se puede tomar en cuenta la limpieza del objeto o el rociar el mismo con sustancias anti-reflectantes. (Martínez López, YYYY)

**Calibración** Según Martínez López (YYYY), los escáneres no requieren una calibración frecuente, no obstante, y siempre siguiendo las instrucciones del fabricante, se debe realizar una calibración en las siguientes situaciones:

- Después de transportarlo.
- Una vez al año, dependiendo del uso y cuidados que se le den.
- Si se requiere precisión extra, por encima de 0,05mm, se recomienda recalibrar el escáner antes de comenzar la digitalización, en la misma habitación.
- Cada vez que se use un nuevo ordenador.
- En general, siempre que se observe ruido al escanear dentro de la distancia óptima.

**Escoger lugar para escaneo:** Debe elegirse adecuadamente la luz ambiente. Los escáneres de luz led no registrarán correctamente los datos si se emplea luz solar directa. Se prefiere una iluminación suave y uniforme, similar a la iluminación recomendada para la realización de una fotografía tradicional. (Martínez López, YYYY)

**Establecer distancia** Depende del escáner a usar, para trabajar con el escáner Eva se necesita una distancia libre de dos metros alrededor a la pieza, además de fácil acceso a la pieza a escanear. Debe ajustarse la distancia para cada caso, teniendo en cuenta que, cuanto más lejos se escanee menor resolución se obtendrá, y si escaneamos demasiado cerca aumenta el ruido en las medidas. (Martínez López, YYYY)

**Limpieza** Es necesario limpiar la superficie que va a ser escaneada de cualquier tipo de imperfección o material graso que pueda generar un efecto reflectante o de transparencia ya que estas texturas no pueden escanearse, incluso sucede con superficies ligeramente brillantes por lo que se toman correctivos como la adhesión de polvos que buscan brindar efectos de colores mate. (Martínez López, YYYY)

**Escaneo:** Usar un escáner 3D de alta precisión para capturar las partes de la pieza. Los escáneres de escritorio de luz, están estructurados en base a lo que generan una imagen virtual del entorno y en función de la distancia se registran los datos. En el proceso de escaneado se debe mantener la distancia correcta y mantener la velocidad adecuada. Se debe mover la muñeca para alcanzar todos los ángulos, y mirar siempre a la pantalla del equipo que recoge el escaneado. (Martínez López, YYYY)

#### **4.4. Análisis del prototipo de prótesis biomecánico para extremidad superior denominado MAKI**

En este punto se va a analizar los diferentes prototipos de prótesis de extremidad superior denominados "MAKI", para contextualizar sus componentes mecánicos y su funcionalidad; los

cuales fueron desarrollados por el grupo de investigación en Ingeniería Biomédica (GIIB) de la Universidad Politécnica Salesiana, con el objetivo de promover la investigación en ingeniería aplicada a la solución de problemas biológicos y de salud para contribuir al desarrollo social y científico del país. (Encalada Seminario, 2018)

#### 4.4.1. MAKI 1.0

Construida en el 2013 mediante CNC, en esta versión se fijaron las características cinemáticas, cinéticas y electrónicas, que sentaron las bases para el diseño mecánico y control eléctrico. Asimismo, se incorporaron los motores lineales de corriente continua (DC) para el funcionamiento independiente de cada dedo (Brito Guaricela y cols., 2013).

#### Figura 23

*Construcción del prototipo.*



**Nota:** El gráfico representa el primer prototipo de la MAKI. Brito Guaricela, J. L., Quinde Abril, M. X., y Cuzco Patiño, J. D. (2013). Diseño, construcción e implementación de una prótesis biomecánica de mano derecha (B.S. thesis).

#### 4.4.2. Maki 2.0

Construido en el 2018 por impresión 3D, lo que le dio un diseño más estético, con dimensiones y construcción similares a la 1.0 (Encalada Seminario, 2018).

#### Figura 24

*Prótesis biomecánica MAKI 2.0*



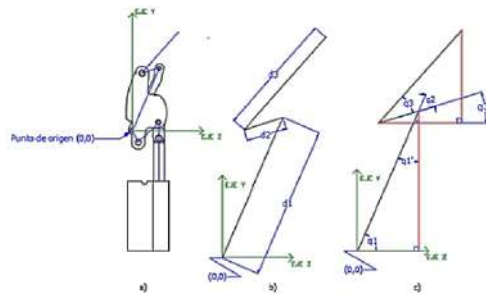
**Nota:** El gráfico representa el segundo prototipo de la MAKI. Tomado de Encalada Seminario, G. A. (2018). Análisis cinemático y cinético de los mecanismos para una prótesis biomecánica de mano y construcción de un prototipo utilizando el proceso de estereolitografía (B.S. thesis).



En esta versión, a través del análisis geométrico, se determinó que cada eslabón posee un sistema de un grado de libertad (G.D.L). Como se muestra en la figura 25:

### Figura 25

*Sistema de eslabones*



**Nota:** El gráfico representa el análisis de sistema de eslabones desarrollado en el segundo prototipo de la MAKI Tomado de : Encalada Seminario, G. A. (2018). Análisis cinemático y cinético de los mecanismos para una prótesis biomecánica de mano y construcción de un prototipo utilizando el proceso de estereolitografía (B.S. thesis).

Que como lo explico Encalada Seminario (2018), para determinar el punto final de los dedos respecto a las coordenadas, se realizó una suma de las coordenadas del vector que va desde el origen de coordenadas mundo hasta el origen del sistema simplificado, para de esta manera, utilizando los ángulos desde el origen (extensión) hasta la posición final del dedo (flexión), realizar un barrido que dibuja la curva de trayectoria empleando el software MATLAB, el cual se muestra en la figura 26:

### Figura 26

*Trayectoria resultante del análisis geométrico*



**Nota:** El gráfico representa la trayectoria resultante del análisis geométrico desarrollada en el segundo prototipo de la MAKI. Tomado de Encalada Seminario, G. A. (2018). Análisis cinemático y cinético de los mecanismos para una prótesis biomecánica de mano y construcción de un prototipo utilizando el proceso de estereolitografía (B.S. thesis).

Por otro lado, usando el software de ingeniería Adams View realizaron la simulación cinemática mediante la importación del ensamble del diseño de la prótesis de mano, realizado en Inventor con juntas rotacionales y juntas para translación colocadas en cada dedo; donde se se pudo comprobar que tomando como objeto de estudio la huella de los dedos y el mecanismo del prototipo de prótesis de mano, la curva de la trayectoria mencionada anteriormente si se cumplía para los 7 tipos de movimientos diferentes que se propusieron: mano abierta, agarre lateral, 2 tipos de agarre cilíndrico (botella y esfero), agarre de precisión, agarre de tipo gancho y posición de tecleo.

#### 4.4.3. Maki 3.0

Construido en el 2021 mediante impresión 3D en resina, este integra nuevos sistemas mecánicos y electrónicos, como movimientos de supinación, pronación y rotación de 360°; este sistema usa la pulsera Myo para la recepción de señales EMG, donde su estructura contiene 8 electrodos secos alrededor (Angamarca Deleg, 2021).

#### Figura 27

*Prótesis biomecánica MAKI 3.0*



**Nota:** El gráfico representa el tercer prototipo de la MAKI. Tomado de Encalada Seminario, G. A. (2018). *Análisis cinemático y cinético de los mecanismos para una prótesis biomecánica de mano y construcción de un prototipo utilizando el proceso de estereolitografía (B.S. thesis).*

#### 4.4.4. Maki 4.1

Construido en el 2022 mediante impresión 3D en PLA PRO, con dimensiones de 190mm de longitud y 90mm de ancho permitiendo de esta manera tener un diseño estéticamente similar a una mano humana; en esta versión se optimizó las dimensiones internas porque se reemplazaron los componentes electrónicos con el objetivo de mejorar el prototipo sin alterar la ergonomía de la misma, el cual se compuso por cinco actuadores lineales que proporcionan movimiento a cada uno de los dedos mediante activación por pulsante con código morse. Tomado de : Angamarca Deleg, S. I. (2021). *Mejora del sistema mecánico para movimiento*

de muñeca de prototipo de prótesis de mano y desarrollo de un sistema de control utilizando electromiografía de superficie para la toma de señales (B.S. thesis)

## Figura 28

*Prótesis biomecánica MAKI 4.1*



**Nota:** El gráfico representa el cuarto prototipo de la MAKI. Tomado de Ávila Patiño, D. P., y Llangari Sibri, J. D. (2023). *INTEGRACIÓN DE UNA PRÓTESIS BIOMECASTRÓNICA DE MANO EN UN PACIENTE CON AMPUTACIÓN DE MIEMBRO SUPERIOR a NIVEL DE muñeca, CONSIDERANDO LA CARACTERIZACIÓN MORFOLÓGICA Y LA ADAPTACIÓN DE DIFERENTES TIPOS DE SENSORES PARA LA TOMA DE señales* (Tesis de Master no publicada). UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA, Cuenca, Ecuador

De esta manera, como lo explican los autores Ávila Patiño y Llangari Sibri (2023), los componentes fueron considerados en base a la estructura, construcción polimérica del prototipo de prótesis de mano y la interfaz entre el usuario y el dispositivo, ya que, esta es la forma en que el usuario controla el prototipo. Es así que para el diseño del circuito, tomaron en cuenta el número de elementos a usar y el voltaje de entrada de cada elemento, para este fin, utilizaron una fuente de voltaje de 5V para alimentar el microcontrolador ESP32 y el servomotor de la muñeca, mientras que para el resto de componentes utilizaron otra fuente de voltaje de 12V para subministrar los servomotores lineales y el giro de la muñeca; como se puede visualizar a detalle en las tablas 2 y 3, donde se indica la cantidad de los componentes, su función y el voltaje que se necesita subministrar a cada uno:

**Tabla 2**

*Tabla de componentes de la palma*

PALMA			
CANTIDAD	ELEMENTO	FUNCIÓN	FOTO DEL ELEMENTO
1	BATERIA DE LITIO DE 500mA	Da energía a al microcontrolador y al servomotor de la muñeca	
1	BATERIA DE LITIO DE 2000mA	Da energía a los servomotores lineales	
1	ELEVADOR DE VOLTAJE DE 3.5V A 5V	Eleva el voltaje de la batería de 500mA	
1	ELEVADOR DE VOLTAJE DE 3.5V A 12V	Eleva el voltaje de la batería de 2000mA	
1	MODULO PUNTE H	Sirve para el giro derecho e izquierdo de la muñeca	
1	MICROCONTROLADOR ESP32	Controla los servomotores	
1	MOTOR POLOLU	Establece la función de giro de la muñeca	
1	SERVOMOTOR	Cumple la función de flexión y extensión de la muñeca	
2	CARGADOR DE BATERIAS DE LITIO	Carga las baterías de litio	
5	SERVOMOTORES LINEALES	Ejerce el movimiento de los dedos	

**Nota:** La tabla presenta los componentes de la palma que se aplicaron en el cuarto prototipo de la MAKI. Tomado de Ávila Patiño, D. P., y Llangari Sibri, J. D. (2023). INTEGRACIÓN DE UNA PRÓTESIS BIOMECATRÓNICA DE MANO EN UN PACIENTE CON AMPUTACIÓN DE MIEMBRO SUPERIOR a NIVEL DE muñeca, CONSIDERANDO LA CARACTERIZACIÓN MORFOLÓGICA Y LA ADAPTACIÓN DE DIFERENTES TIPOS DE SENSORES PARA LA TOMA DE señales (Tesis de Master no publicada).

UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA, Cuenca, Ecuador

**Tabla 3***Tabla de componentes del socket*

SOCKET			
CANTIDAD	ELEMENTO	FUNCIÓN	FOTO DEL ELEMENTO
2	BATERIA DE LITIO DE 500mA	Da energía a al microcontrolador y al servomotor de la muñeca	
1	ELEVADOR DE VOLTAJE DE 3.5V A 5V	Eleva el voltaje de la batería de 500mA	
1	MICROCONTROLADOR ESP32	Controla los servomotores	
2	CARGADOR DE BATERIAS	Carga las baterías de litio	

**Nota:** La tabla presenta los componentes del socket que se aplicaron en el cuarto prototipo de la MAKI. Ávila Patiño, D. P., y Llangari Sibri, J. D. (2023). INTEGRACIÓN DE UNA PRÓTESIS BIOMECASTRÓNICA DE MANO EN UN PACIENTE CON AMPUTACIÓN DE MIEMBRO SUPERIOR a NIVEL DE muñeca, CONSIDERANDO LA CARACTERIZACIÓN MORFOLÓGICA Y LA ADAPTACIÓN DE DIFERENTES TIPOS DE SENSORES PARA LA TOMA DE señales (Tesis de Master no publicada). UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA, Cuenca, Ecuador

## 5. Marco metodológico

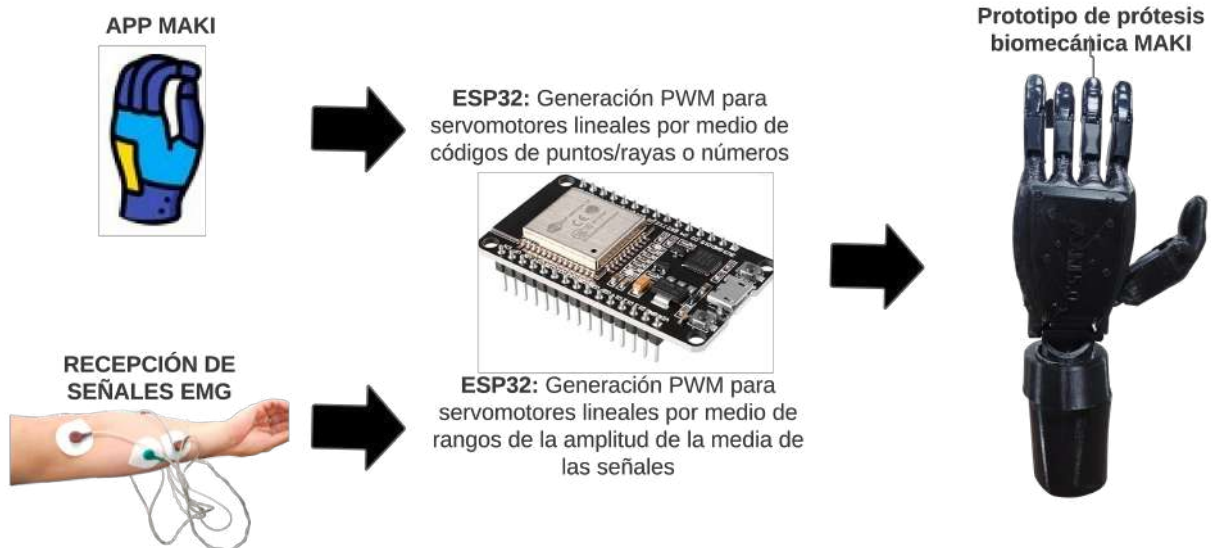
El diseño de una prótesis debe basarse en las necesidades específicas del usuario del dispositivo, está debe tener un tipo de investigación cuantitativa, ya que se utilizó parámetros específicos. En primera instancia se trabajó con las medidas de un paciente con amputación transradial en las dos manos, pero para la implementación por situaciones ajenas a este proyecto de titulación no se pudo realizar las pruebas directamente con el paciente, por lo que se recurrió a los autores de este proyecto para hacer las pruebas correspondientes.

Para el desarrollo de la prótesis, es necesario primero caracterizar los músculos del paciente mediante la recolección de señales EMGs, seguido se debe construir mecánicamente los prototipos y se rediseñó el socket, luego se tiene el desarrollo del sistema de control y por último la realización de la integración del dispositivo con el paciente de acuerdo a la toma de señales mioeléctricas que se han generado para poder accionar las prótesis con sus respectivos

movimientos.

## Figura 29

*Propuesta de solución.*



*Nota: El gráfico representa la propuesta de solución para el trabajo de titulación. Elaboración propia*

### 5.1. Caracterización de señales mediante sensores electromiográficos de superficie

El presente caso de estudio se centró en un usuario masculino que sufrió una amputación de tipo transradial en ambas extremidades superiores, para lo cual se consideraron las condiciones únicas del individuo y se determinó la condición muscular del usuario.

La caracterización de los músculos de un paciente es crucial, ya que, se debe realizar una recolección de señales EMGs, por ello, se efectuó un protocolo para cada uno de los pacientes, tanto para el paciente con amputación de miembros superiores, como para usuario en condiciones sanas.

Sin embargo, debido a problemas externos al trabajo de titulación, no fue posible utilizar las señales del paciente, razón por la cual, los usuarios que serán sometidos al protocolo de captura de señales EMG que se indica a continuación, fueron estudiantes de la Universidad

Politécnica Salesiana, de sexo femenino con edades de 18 a 45 años, las cuales se encuentran en buen estado de salud, es decir, no tienen ninguna deficiencia en sus miembros superiores.

Para lo cual en el anexo B se adjunta el 'Consentimiento Informado para Investigadores', el cual fue firmado antes de realizar los experimentos en la Universidad Politécnica Salesiana – Sede Cuenca, en el laboratorio del Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica (GIIB) mediante un instrumento de adquisición de señales EMGs desarrollado por el mismo grupo; el cual se muestra en las figuras 30 y 31, donde se visualiza el hardware y software del mismo.

2

**Figura 30**

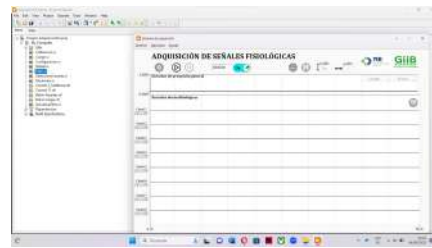
*Dispositivo MADq*



**Nota:** El gráfico muestra el hardware para la toma de señales electromiográficas del MADq.  
*Elaboración propia*

**Figura 31**

*Software del MADq.*



**Nota:** El gráfico muestra el software para la toma de señales electromiográficas del MADq.  
*Elaboración propia*

### **Protocolo experimental de captura de señales EMG para caracterización de músculos del brazo y antebrazo de una persona**

1. **Preparación de Equipo:** El equipo deberá estar conectado para el experimento con anterioridad, un tiempo de 20 minutos. El laboratorio estará a temperatura ambiente controlada de  $20\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 1\text{ }^{\circ}\text{C}$ .
2. **Limpieza:** Es importante tomar en cuenta que se necesita una mejor conductividad y disminuir el potencial de media célula entre el electrodo y la piel, por ello, se utilizará alcohol de 70% y algodón para poder realizar una limpieza profunda, a continuación, se colocará los electrodos Ag/AgCl para la captura de EMG.
3. **Ubicación de electrodos:** Los músculos escogidos para la captura de señales son los que están representados en las figuras 32y 33. Los cuales son:

1) Bíceps

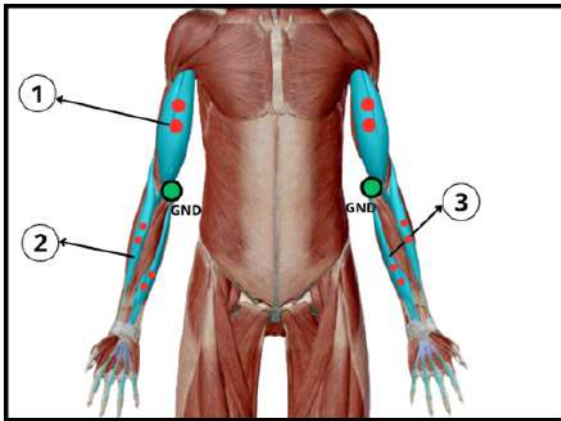
2) Braquiorradial

- 3) Flexor superficial de los dedos
- 4) Braquial
- 5) Tríceps

- 6) Extensor de los dedos
- 7) Flexor cubital del carpo

**Figura 32**

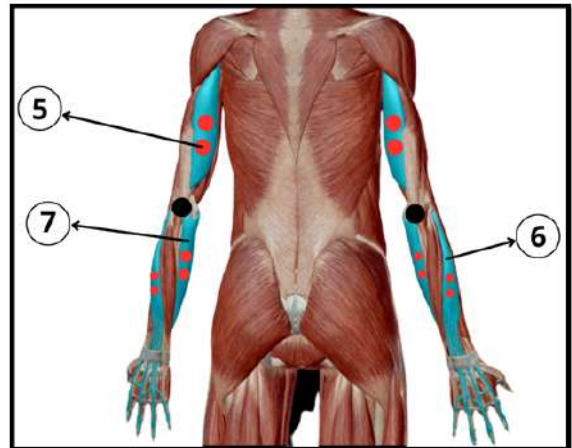
*Posición de los electrodos en los músculos frontales del brazo*



*Nota: El gráfico representa la posición de los electrodos en los músculos frontales del brazo. Elaboración propia*

**Figura 33**

*Posición de los electrodos en los músculos posteriores del brazo*



*Nota: El gráfico representa la posición de los electrodos en los músculos posteriores del brazo. Elaboración propia*

**4. Recolección de señales EMGs:**

- 1) El paciente estará sentado en una silla confortable, con sus brazos en posición anatómica apoyados en una superficie plana recta.
- 2) Se colocarán un total de 15 electrodos, 2 por cada músculo y uno para neutro, los cuales serán conectados al equipo, en las posiciones indicadas en el punto anterior.



### Figura 34

*Preparación del equipamiento previo a la toma de señales*



**Nota:** *El gráfico representa la preparación del equipamiento previo a la toma de señales.  
Elaboración propia*

- 3) Se inicia y verifica que la interfaz de sistema de adquisición de señales (MADQ) esté configurada adecuadamente para la toma de señales EMG con filtros, ganancias y frecuencia de muestreo adecuadas para cada uno de los canales que se van a utilizar en el examen. En este caso, esto consiste en configurar que el tipo de captación de señal es bipolar, especificar que serán 7 canales a utilizar (lo cual es referente al número de músculos que se analizarán) y aplicar el filtro de EMG ya configurado en el software.
- 4) El paciente será instruido para realizar 10 movimientos diferentes con ciclos de 5 segundos de ejecución y 5 de reposo, iniciados en posición anatómica apoyada en una superficie plana, manteniendo esta posición por 10 segundos para estabilizar la señal, tomando esta posición como la de reposo. Los mismos se detallan a continuación:
  - a) Movimiento 1 - 2: Apertura y cierre de mano

### Figura 35

*Intención de movimiento de apertura y cierre de mano*



**Nota:** El gráfico representa la intención de movimiento de apertura y cierre de mano durante la adquisición de señales EMG. Elaboración propia

- El paciente iniciará en posición anatómica apoyada en una superficie plana, manteniendo esta posición por 10 segundos para estabilizar la señal, tomando esta posición como la de reposo.
- Luego, el paciente abrirá la mano completamente y mantendrá esta posición durante 5 segundos.
- Este ciclo de apertura y cierre se repetirá 10 veces, con un intervalo de 5 segundos entre cada repetición.

b) Movimiento 3: Agarre de pinza

### Figura 36

*Intención de movimiento de agarre de pinza*



**Nota:** El gráfico representa la intención de movimiento de agarre de pinza durante la adquisición de señales EMG. Elaboración propia

- El paciente iniciará en posición anatómica apoyada en una superficie plana, manteniendo esta posición por 10 segundos para estabilizar la señal, tomando esta posición como la de reposo.
- Luego, el paciente realizará un agarre de pinza y mantendrá esta posición durante 5 segundos.
- Después, el paciente abrirá la mano completamente, en posición de reposo y mantendrá esta posición durante 5 segundos.
- Este ciclo de apertura y cierre se repetirá 10 veces, con un intervalo de 5 segundos entre cada repetición.

c) Movimiento 4: Agarre cilíndrico

### Figura 37

*Intención de movimiento de agarre cilíndrico*



**Nota:** *El gráfico representa la intención de movimiento de agarre cilíndrico durante la adquisición de señales EMG. Elaboración propia*

- El paciente iniciará en posición anatómica apoyada en una superficie plana, manteniendo esta posición por 10 segundos para estabilizar la señal, tomando esta posición como la de reposo.
- Luego, el paciente realizará un agarre de cilíndrico y mantendrá esta posición durante 5 segundos.
- Después, el paciente abrirá la mano completamente, en posición de reposo y mantendrá esta posición durante 5 segundos.
- Este ciclo de apertura y cierre se repetirá 10 veces, con un intervalo de 5 segundos entre cada repetición.

d) Movimiento 5: Presión de simulación de tecla

### Figura 38

*Intención de movimiento de presión de simulación de tecla*



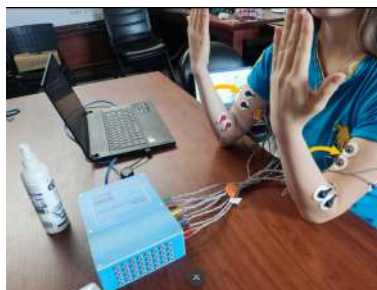
**Nota:** El gráfico representa la intención de movimiento de presión de simulación de tecla durante la adquisición de señales EMG. Elaboración propia

- El paciente iniciará en posición anatómica apoyada en una superficie plana, manteniendo esta posición por 10 segundos para estabilizar la señal, tomando esta posición como la de reposo.
- Luego, el paciente extenderá el dedo índice y mantendrá esta posición durante 5 segundos.
- Después, el paciente abrirá la mano completamente, en posición de reposo y mantendrá esta posición durante 5 segundos.
- Este ciclo de apertura y cierre se repetirá 10 veces, con un intervalo de 5 segundos entre cada repetición.

e) Movimiento 6 - 7: Flexión y extensión del antebrazo

### Figura 39

*Intención de movimiento de flexión y extensión del antebrazo*



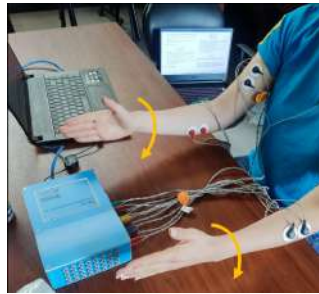
**Nota:** El gráfico representa la intención de movimiento de flexión y extensión del antebrazo durante la adquisición de señales EMG. Elaboración propia

- El paciente iniciará en posición anatómica apoyada en una superficie plana, manteniendo esta posición por 10 segundos para estabilizar la señal, tomando esta posición como la de reposo.
- Luego, el paciente flexionará el antebrazo rompiendo el ángulo de 90° y mantendrá esta posición durante 5 segundos.
- Después, el paciente retornará a su posición inicial de reposo y mantendrá esta posición durante 5 segundos.
- Este ciclo de apertura y cierre se repetirá 10 veces, con un intervalo de 5 segundos entre cada repetición.

f) Movimiento 8 -9: Pronación - Supinación

### Figura 40

*Intención de movimiento de pronación - supinación*



**Nota:** *El gráfico representa la intención de movimiento de pronación - supinación durante la adquisición de señales EMG. Elaboración propia*

- g) El paciente iniciará en posición anatómica apoyada en una superficie plana, manteniendo esta posición por 10 segundos para estabilizar la señal, tomando esta posición como la de reposo.
- h) Luego, el paciente realizará el movimiento de pronación y mantendrá esta posición durante 5 segundos.
- i) Después, el paciente regresará a su posición inicial de reposo y mantendrá esta posición durante 5 segundos.
- j) Este ciclo de apertura y cierre se repetirá 10 veces, con un intervalo de 5 segundos entre cada repetición.

### 5.1.1. Filtrado y análisis de señales EMG

En la caracterización al paciente, el filtrado de las señales EMG es una de las etapas más sustanciales del proceso, ya que, gracias a este análisis, podemos identificar que músculos son los más viables para escoger el sistema de control más adecuado para el funcionamiento de la prótesis. Las señales EMG obtenidas de electrodos en contacto con la piel son señales débiles y ruidosas que deben ajustarse antes de ser procesadas por un programa MATLAB. Parte de esta relevancia se logra mediante el uso de sistemas de adquisición. Las características del software utilizado deben apuntar a maximizar la calidad de la señal EMG en términos de relación señal-ruido (SNR). Aparte de los factores que afectan a la relación señal-ruido, se pueden observar las siguientes perturbaciones en términos de frecuencia:

- Ruido electrónico: 0 Hz a miles de Hz
- Ruido ambiental: Generación electromagnética Emisiones en la fuente de alimentación de 50 Hz. Moreno Sanz (2017)
- Artefactos de movimiento: Interferencia que ocurre durante el movimiento. Suele ocurrir entre conductores y cables de 0-20 Hz. Moreno Sanz (2017)
- Señal inestable. 0-20 Hz. Moreno Sanz (2017)

Parte de este ruido puede eliminarse o reducirse mediante el sistema de detección correcto, especialmente en lo que respecta a los electrodos y el hardware. Estudios anteriores han demostrado que la señal EMG se filtra con un filtro de paso alto para reducir los efectos de los artefactos de movimiento y la inestabilidad de la piel del electrodo. También se utiliza un filtro de paso bajo para registrar de manera efectiva los datos de estimulación muscular y eliminar la interferencia de alta frecuencia. Los valores típicos dados en la literatura para los filtros varían de un estudio a otro. Moreno Sanz (2017)

- Filtro de paso alto con frecuencia de corte entre 10 y 20 Hz. Moreno Sanz (2017)
- Filtro de paso bajo de corte La frecuencia es de 400-450 Hz. Moreno Sanz (2017)

Finalmente, necesita utilizar un convertidor de analógico a digital. Por lo general, la frecuencia de muestreo es de 1000 o 2000 Hz y la velocidad es de 12, 16 o 24 bits. El filtrado de las señales en MATLAB se dio, creando una variable denominada `alldata`, en ella se almacenan todos los datos ingresados y guardados de la carpeta `OpenFileMAdq`, seguida de la transformada de Fourier, siendo una fórmula matemática que transforma una señal muestreada

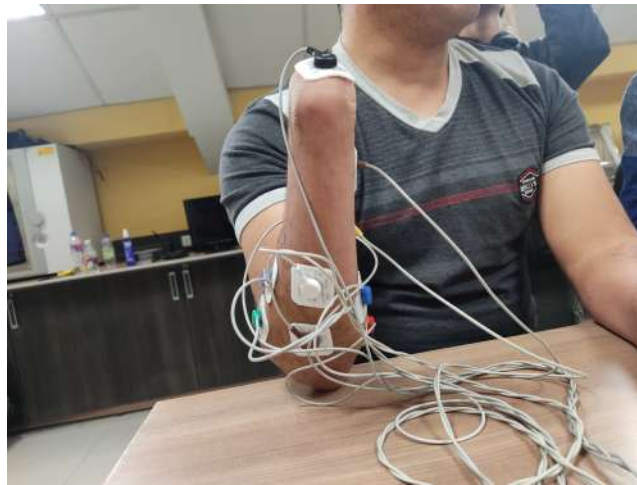
en tiempo o espacio con la misma señal muestreada en frecuencia temporal o espacial. En el procesamiento de señales, la transformada de Fourier puede revelar características importantes de una señal, es decir, sus componentes de frecuencia. Luego, se aplicaron los diferentes filtros para quitar el ruido y perturbaciones de la señal cruda, como son filtro pasa bajo, pasa alto, envolvente para una mejor visualización e identificación de intervalos de las señales y poder reconocer sus diferencias, recordando que una señal EMGs en muchas ocasiones va a tener una gran cantidad de datos. Analizando detenida y correctamente las señales, se pudo concluir que teníamos tres músculos viables para poder escoger el sistema de control, el músculo bíceps, extensor de los dedos y flexor de los dedos.

### **Usuario con amputación**

En las figuras 42 y 43 se puede visualizar las señales filtradas de cada movimiento en MATLAB del usuario con amputación transradial izquierda y derecha, recordando que se utilizó el protocolo creado propiamente para el paciente.

### **Figura 41**

*Captura de señales EMG en el usuario con amputación.*



**Nota:** *El gráfico muestra la captura de señales EMG en el usuario con amputación.  
Elaboración propia*

## Figura 42

*Señales filtradas del usuario con amputación, muñón derecho*

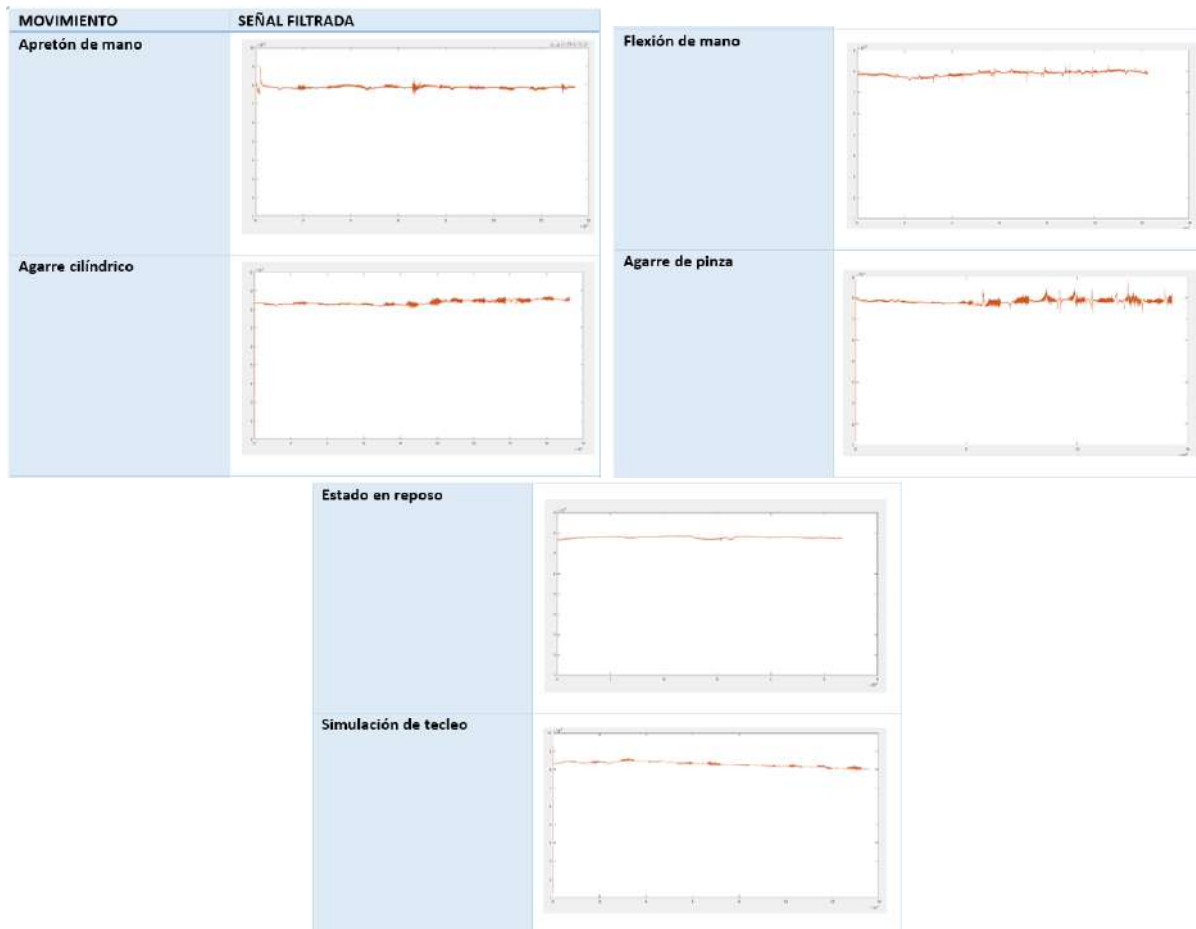


**Nota:** El gráfico muestra las señales EMG filtradas del usuario con amputación, del muñón derecho. Elaboración propia



## Figura 43

*Señal filtrada del usuario con amputación, muñón izquierdo, movimiento*

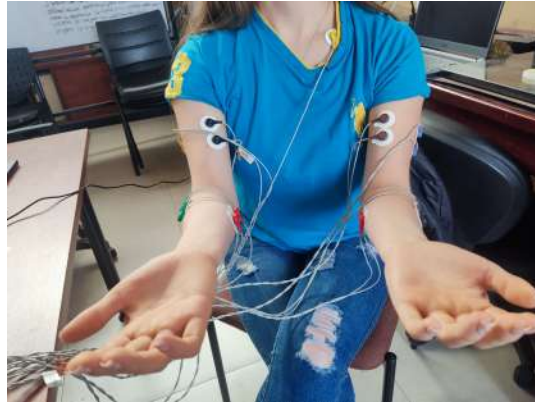


**Nota:** *El gráfico muestra las señales EMG filtradas del usuario con amputación, del muñón izquierdo. Elaboración propia*

**Usuario sin amputación** En la figura 45 se puede visualizar las señales filtradas de cada movimiento en MATLAB del usuario sano, tomando en cuenta que se utilizó otro tipo de protocolo creado propiamente para el paciente.

## Figura 44

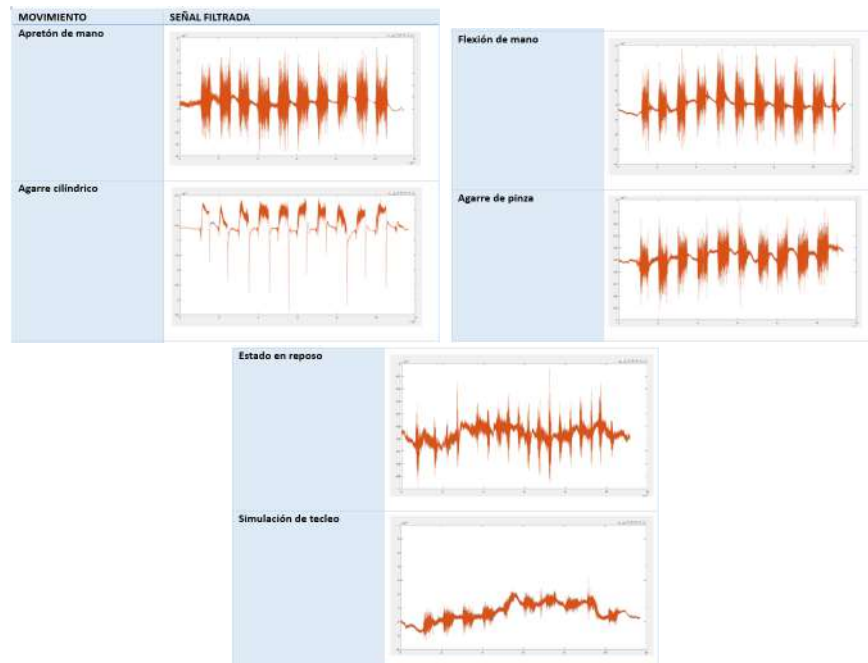
*Captura de señales EMG en el usuario sin amputación.*



**Nota:** *El gráfico muestra la captura de señales EMG en el usuario con amputación.  
Elaboración propia*

## Figura 45

*Señal filtrada del usuario sano*



**Nota:** *El gráfico muestra las señales EMG filtradas del usuario sano. Elaboración propia*

## 5.2. Construcción de la prótesis

En esta sección se detallará todo el proceso para la construcción de los componentes de la mano, así como el desarrollo del socket:

### 5.2.1. Construcción de los componentes de la mano

El diseño de los prototipos de prótesis de mano MAKI 4.2 está basada en sus versiones anteriores, teniendo en cuenta los componentes electrónicos y mecánicos, así como se detalló en el marco teórico; de esta manera, su construcción se realizó usando la técnica de impresión 3D en las impresoras 'RAISE 3D PRO 2' y 'ZMORPH DUAL HEAD EXTRUDER'.

Para generar los archivos G-code, fue necesario importar los archivos de diseño, realizados en las versiones anteriores, de cada una de las piezas ya sea en '.ipt' o '.step' en los software de cada impresora, siendo 'ideaMAKER'; para la RAISE 3D y 'Voxelizer 2' para la ZMORPH, de esta manera se analizaron las piezas que necesitaban soportes y cuál sería el mejor plano de impresión para cada una, una vez configurado esto, se procedió a establecer las temperaturas según el filamento, en este caso al ser 'PLA PRO' la temperatura del extrusor se configuro a 215° y la de la cama a 80°.

Una vez impresas todas las piezas, con el fin de lograr un buen acabado, se efectuó un proceso de limado con lija fina a las rebabas de los soportes y finalmente un alisado mediante diclorometano por toda la pieza con la ayuda de un pincel, como se puede observar en la figura 46.

#### Figura 46

*Piezas alisadas con diclorometano*



**Nota:** El gráfico permite visualizar las partes del sistema mecánico alisadas por diclorometano. Elaboración propia

Posterior a esto se realizó el ensamble del dispositivo mediante pasadores de 3mm de diámetro para los acoples dedo-mano, dedo-motor, pulgar-mano, pulgar-motor y para los dedos, mientras que para los eslabones de los dedos se utilizaron pasadores de 2mm, ver figura 47.

#### **Figura 47**

*Ensamble mecánico del dispositivo*



*Nota: El gráfico permite visualizar las partes del sistema mecánico ensambladas. Elaboración propia*

#### **5.2.2. Diseño del socket y su construcción**

Teniendo en cuenta que se debe realizar un socket diferente para cada usuario por las características específicas que presenta cada individuo y por el tipo de control que se realice, siendo en este caso por señales EMG; se diseñó un socket lo más reducido que permita el zócalo en el exterior.

Es de esta manera que se procedió a realizar el proceso de escaneo de los muñones en base al protocolo mencionado en la subsección 4.3, de tal manera que la integración del prototipo de dispositivo protésico con el usuario sea lo más fácil posible. A partir de esto se procedió a la fase de diseño del socket el cual cumple con las dimensiones adecuadas para que no exista daño físico al usuario y donde se consideró la ergonomía y confort del paciente para la fabricación.

1. **Toma de medidas:** Se tomaron las medidas exactas del muñón residual del usuario y luego se usó un escáner 3D para obtener un modelo digital del mismo: La metodología empleada para realizar el escaneo fue mediante el uso del escáner EVA de la marca Artec en donde se obtuvo el modelo 3D a través del software Artec studio 12. Con el

modelo 3D obtenido se realizaron operaciones sobre su geometría para modificar detalles en el diseño a través del software Blender.

### Figura 48

*Escaneo del muñón*



**Nota:** El gráfico representa el escaneo 3D del muñón. *Elaboración propia*

2. **Post-procesado:** Tras escanear, en la mayoría de los casos no se genera una sola capa y podremos apreciar pequeñas imperfecciones al componer el volumen a partir de las imágenes. Estas imperfecciones suelen estar disimuladas por la textura, por lo que pasan desapercibidas en un visor 3D, sin embargo, si nuestro objetivo es imprimir la pieza, estas imperfecciones o ruido 3D, puede trasladarse al objeto y por tanto, al tacto. Es por esto que una vez adquirida las imágenes se borraron las partes del escaneo que no son de utilidad y se alinearon todas las capas, consecuentemente, se realizó un registro global para comprobar que todas las partes coincidan. Una vez logrado esto, como algunos escáneres generan archivos de malla extremadamente grandes por todos los detalles que captura, es posible dar un número de polígonos específico para reducirla y de ser deseado también es posible aplicar los datos de color digitalizados. Logrando obtener las figuras 49 y 50:

### Figura 49

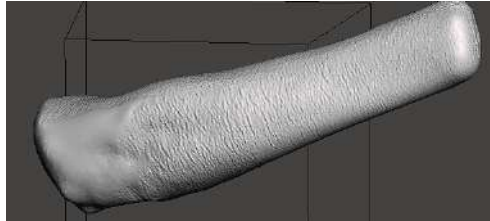
*Post-Procesado del muñón Izquierdo*



**Nota:** El gráfico representa el post-procesado final del muñón izquierdo. *Elaboración propia*

## Figura 50

*Post-Procesado del muñón Derecho*



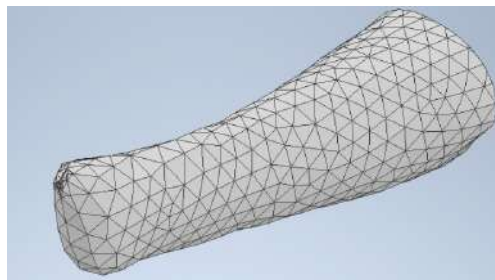
**Nota:** El gráfico representa el post-procesado final del muñón derecho. *Elaboración propia*

3. **Diseño en software CAD:** Utilizando el modelo digital obtenido, se realizó el diseño del socket, teniendo en cuenta los puntos de fijación y la geometría necesaria para el ajuste perfecto en el muñón residual del usuario.

El proceso de modelado del socket para esta prótesis emplea el software Inventor 2023 en donde se comienza con la referencia de la parte escaneada del muñón. Esta información se utiliza para crear un objeto sólido a partir de la malla escaneada, lo que proporciona una base precisa para el diseño del socket.

## Figura 51

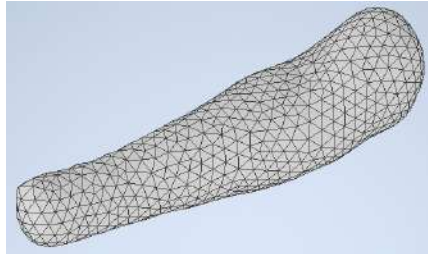
*Ajuste de la parte escaneada del muñón izquierdo en Inventor.*



**Nota:** El gráfico representa el ajuste de la parte escaneada del muñón izquierdo en Inventor. *Elaboración propia.*

## Figura 52

*Ajuste de la parte escaneada del muñón derecho en Inventor.*

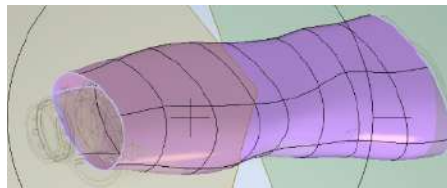


**Nota:** *El gráfico representa el ajuste de la parte escaneada del muñón derecho en Inventor. Elaboración propia.*

Luego, se emplea el modelado de formas en el software para darle al socket la forma exacta del muñón. Esta etapa implica utilizar herramientas de modelado para esculpir y ajustar el diseño del socket, teniendo en cuenta los contornos y la anatomía específica del muñón.

## Figura 53

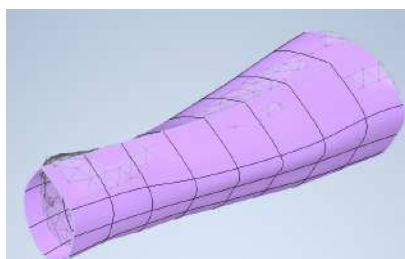
*Modelado de Forma Muñón Derecho.*



**Nota:** *El gráfico representa el modelado de la forma del muñón derecho. Elaboración propia*

## Figura 54

*Modelado de forma muñón izquierdo.*



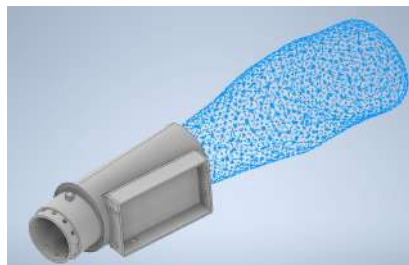
**Nota:** *El gráfico representa el modelado de la forma del muñón izquierdo. Elaboración propia*

Además del socket, se modela también el acople para la prótesis de la mano y el compartimento para el modulo y las baterías. Esto implica diseñar una interfaz o conexión que permita unir de forma segura la prótesis de la mano al socket.

Una vez que se han modelado tanto el socket como el acople, se realiza la unión entre ambas partes para asegurar una integración sólida y estable. Esta etapa implica ajustar y alinear adecuadamente ambas piezas para lograr un encaje preciso.

### Figura 55

*Unión final muñón derecho.*



**Nota:** El gráfico representa la unión final del muñón derecho. *Elaboración propia*

### Figura 56

*Unión final muñón izquierdo.*



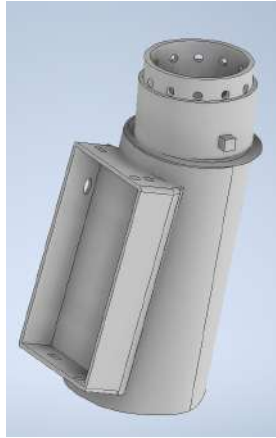
**Nota:** El gráfico representa la unión final muñón izquierdo. *Elaboración propia*

En resumen, el proceso de modelado de un socket de prótesis transradial utilizando el software Inventor 2023 implica la referencia de la parte escaneada del muñón, el modelado de formas para dar forma al socket, el diseño del acople para la prótesis de la mano, la unión de ambas partes y la preparación del diseño para su impresión en 3D, lo que permite corregir cualquier error o ajuste necesario antes de la fabricación final.



## Figura 57

*Diseño Socket*



**Nota:** El gráfico representa el diseño final del socket. *Elaboración propia*

4. **Impresión 3D:** Finalmente, una vez completado el diseño del socket, se procedió a diseñar una tapa para el zócalo, permitiendo que el modelo esté listo para ser impreso en 3D; para esto los diseños CAD tanto del socket como de la tapa se exportan a un formato de archivo compatible con la impresora RAISE 3D, y se imprime utilizando PLA PRO, que es un material termoplástico biodegradable y resistente; aquí hay que resaltar que en las condiciones de diseño se planteaba usar PETG para el socket puesto que es más amigable para la piel, sin embargo, por los inconvenientes explicados en los puntos anteriores se optó por este material, ya que, se encontraba disponible en el laboratorio.

## Figura 58

*Diseño de tapa.*



**Nota:** El gráfico representa el diseño final de la tapa. *Elaboración propia*

### **5.3. Diseño del control y su interfaz**

Tras haber verificado los músculos funcionales del usuario por medio de la caracterización de señales electromiográficas, se propuso un control on-off a través de señales EMG, ya que, el usuario presenta una excelente musculatura a pesar de su discapacidad. La prótesis cuenta con dos opciones de activación para los movimientos, la primera es por medio de señales EMGs, es decir, pruebas que miden la actividad eléctrica de los músculos y nervios. Los nervios envían señales eléctricas para que los músculos reaccionen de ciertas maneras, cuando reaccionan, emiten señales que pueden medirse y la segunda por medio de aplicación desarrollada en la versión anterior, la cual fue optimizada para poder hacer la conexión con dos prototipos simultáneamente, donde se muestra al usuario que código morse o número aplicar para ejercer las intenciones de movimiento, ya sea por activación por pulsante en el socket, EMG, voz o con solo pulsar el movimiento individual deseado. Logrando que la interfaz sea más fácil para el usuario y su grupo de apoyo.

#### **5.3.1. Definición de los músculos del usuario**

Al realizar la caracterización del usuario, como se mencionó en el punto 5.1.1 Filtrado y análisis de señales EMGs, se pudo identificar los músculos más viables para la activación de la prótesis, los cuales son:

- Músculo Bíceps
- Músculo Extensor de los dedos
- Músculo Flexor de los dedos

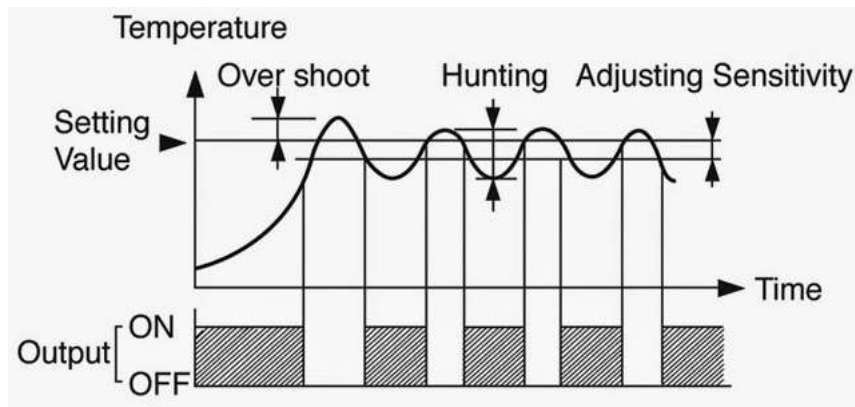
Es importante considerar cada uno de los datos que nos proporciona una señal, ya que en el músculo de una persona sana, al momento de realizar los movimientos seguidos en el protocolo son muy parecidas su forma y lo que llega a variar son los intervalos de amplitud que tiene la señal, ya sea cuando el usuario hace una fuerza máxima y va disminuyendo hasta obtener una fuerza mínima. Por ello se tomó los 3 músculos ya antes mencionados para accionar los movimientos de la prótesis. Por otro lado, los músculos de una persona con amputación es más complicado el análisis de las señales, ya que muchas de las veces estas se parecen en su forma e intervalos, la razón por la que no tiene mucho cambio cuando realizan fuerza máxima o mínima es porque sus músculos y nervios se encuentran atrofiados y muchas de las veces ya no pueden realizar algunos movimientos en su totalidad o en definitiva ya no logran hacerlos.

### 5.3.2. Diseño del controlador

Para el funcionamiento de los prototipos de prótesis de mano se seleccionó un sistema de control ON-OFF o también denominado control de eventos discretos, ya que este trabaja con umbrales, como se puede ver en la imagen 59, es decir, usa un algoritmo para identificar las variables de procesos y si estas se encuentran por encima o por debajo del umbral, o un setpoint determinado para el accionamiento de los movimientos del dispositivo.

**Figura 59**

*ON-OFF*

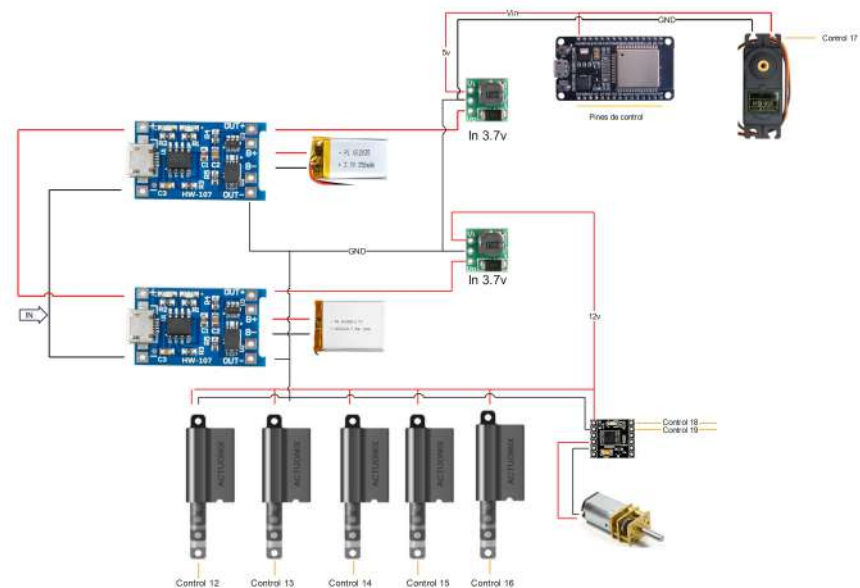


**Nota:** Control de eventos discreto, concepto de análisis de una señal

En base a esto, se diseñaron los circuitos eléctricos tanto de la mano como del socket; como se observa en la figura 60 en la palma está dispuesto un microcontrolador ESP-32 para el control de los dedos y la muñeca (esclavo), el cual se comunica a otro ESP-32 ubicado en el socket (master).

**Figura 60**

*Esquema de control de actuadores*

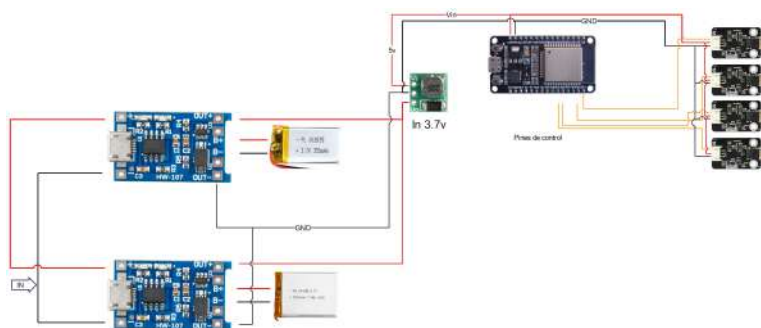


**Nota:** El gráfico representa el esquema de control de los actuadores lineales PQ12-R. *Elaboración propia.*

Por otro lado, en el socket se almacena una batería de litio, un microcontrolador ESP-32 (máster) y 4 placas transmisoras de señal EMG OYMotion Gravity, figura 61; los cuales recaudan, procesan y emiten las señales al controlador esclavo ubicado en el zócalo de la mano.

**Figura 61**

*Esquema de control de sensores*



**Nota:** El gráfico representa el esquema de control de los sensores. *Elaboración propia.*

## Figura 62

*Circuito electrónico en el dispositivo*



**Nota:** *El gráfico representa el circuito electrónico ya conectado en el dispositivo. Elaboración propia.*

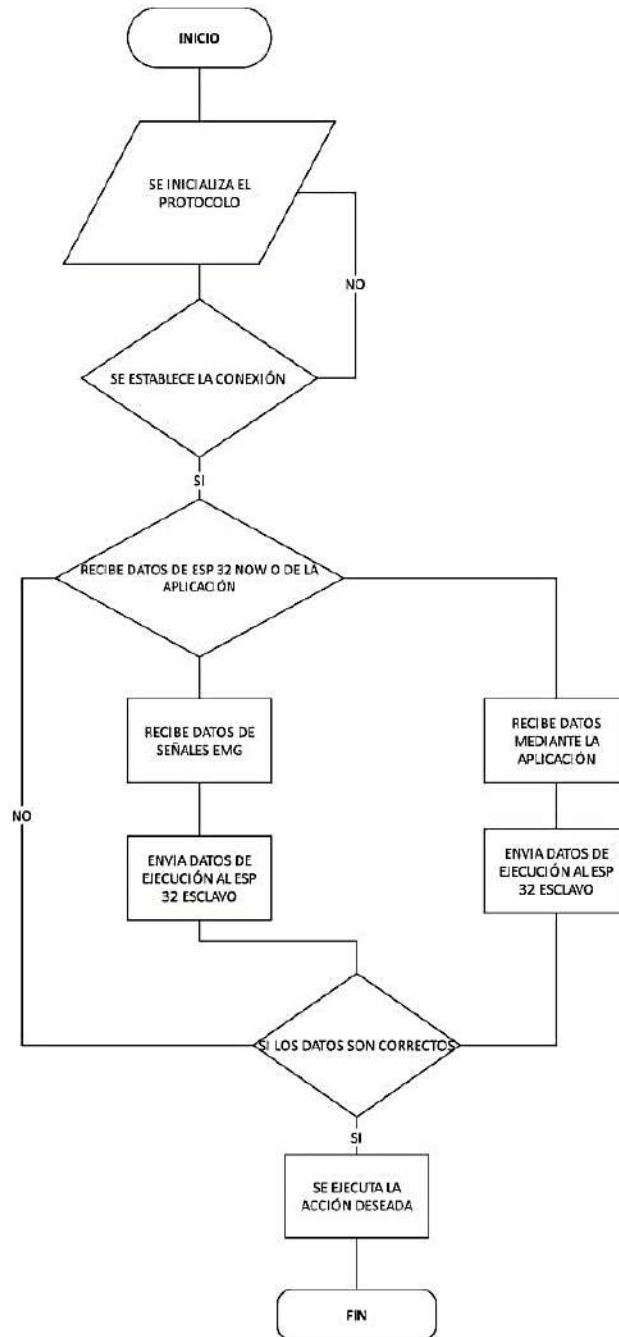
Esto es posible usando un protocolo de conexión 'ESP-NOW', que permite que múltiples dispositivos se comuniquen entre sí sin usar wifi con un bajo consumo de 2,4 GHz, el cual es similar a la conectividad que suele implementarse en los ratones inalámbricos.

Además, está diseñado para que ambos prototipos se conecten a un dispositivo electrónico a través de bluetooth, para poder realizar las intenciones de movimiento en las prótesis, ya sea, utilizando la interfaz de celular denominada 'MAKI' o con los sensores EMG.

Es así que una vez establecida la conexión, el maestro recibe la señal, ya sea mediante los sensores EMG o de la aplicación, y procede a comandar al esclavo para mover los dedos a la intensidad de movimiento deseada, como se puede visualizar en la figura [63], donde se detalla los pasos del protocolo ESP-NOW, de proceso de transmisión de información mediante conexión inalámbrica del máster; el cual requiere de la dirección M.A.C. del esclavo, para que esta pueda observar y ejecutar la programación, en cambio, para la conexión del esclavo solo es necesario inicializar el protocolo ya establecido por el fabricante, el cual se puede visualizar en la figura 64:

**Figura 63**

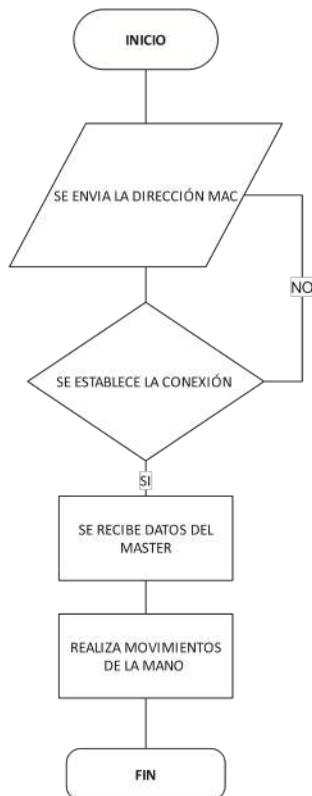
*Diagrama de flujo para la conexión ESP-now máster*



**Nota:** *El gráfico representa el diagrama de flujo para la conexión ESP-now máster que se encuentra en el socket. Elaboración propia*

## Figura 64

Diagrama de flujo para la conexión ESP-now esclavo



**Nota:** El gráfico representa el diagrama de flujo para la conexión ESP-now esclavo que se encuentra en la palma de la mano. Elaboración propia

### 5.3.3. Programación del controlador por medio de señales EMGs

El prototipo de prótesis puede realizar 12 tipos de movimientos, pero en este caso, al haber solo obtenido 3 músculos como resultado del análisis de las señales para la activación de la prótesis, se pudo implementar 6 movimientos, que son los siguientes:

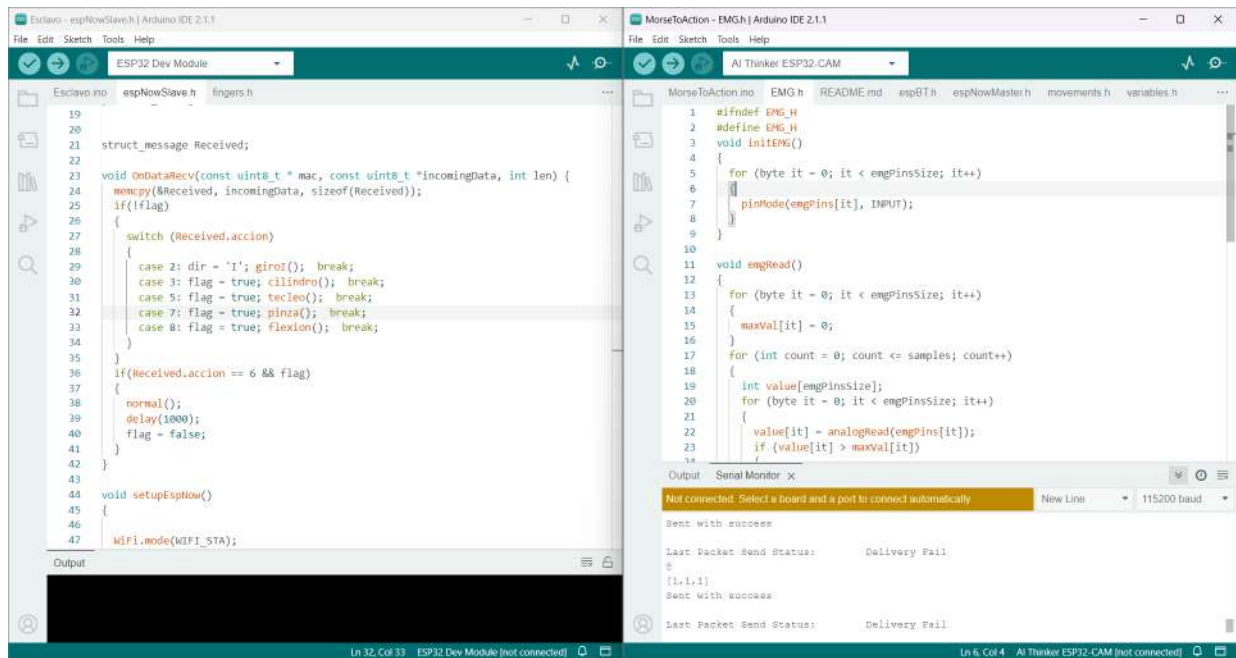
- Estado normal o reposo
- Giro de muñeca
- Agarre cilíndrico

- Agarre de pinza Simulación de tecleo
- Flexión de la muñeca

Cada uno de estos movimientos se activan con diferentes numeraciones como se observa en la figura 65 , es decir, al momento que ingresa la señal en tiempo real al módulo ESP32, estas son leídas y se realiza un proceso donde se obtiene la media en el programa Arduino y se convierte en un valor, el cual es comparado con varios intervalos de amplitud y según sea el valor nos dará numeraciones, como 6 que es el estado en reposo o normal, el número 2 que es la activación de giro de la muñeca, el número 3 que es el agarre cilíndrico, el número 5 que es simulación de tecleo, el número 7 agarre de pinza y el número 8 que es flexión de la muñeca. Estos intervalos de tiempo para poder realizar la comparación fueron obtenidos en el programa MATLAB, ya que se ingresó las tres señales para ser procesadas y sacar la media de cada una, luego se obtuvo una media total para poder crear cada intervalo de amplitud y puedan ser comparados, con ello también se pudo sacar cuantos movimientos se puede realizar para el control de la prótesis, ya que las señales eran muy parecidas y tenía su grado de dificultad para reconocer valores.

**Figura 65**

*Arduino programa para activación de la prótesis*



**Nota:** El gráfico representa el programa para activación de la prótesis por medio de señales EMG en Arduino (Elaboración propia)



### 5.3.4. Programación del controlador por medio de la aplicación

Se incorporó la opción de cambiar de modo, es decir, se adaptó para que se pueda controlar ya sea por EMG o a través de una interfaz de celular denominada 'MAKI', desarrollada en la versión anterior, la cual fue optimizada para poder hacer la conexión con dos prototipos simultáneamente, donde se muestra al usuario que código de puntos y rayas se debe utilizar para ejercer las diferentes intenciones de movimiento con pulsante en el socket, o que número decir para la activación por voz, por otro lado también cuenta con las opciones de EMG, intensidad de fuerza o presionar el movimiento individual deseado de entre las 10 acciones que permite realizar el prototipo; logrando que la interfaz sea más fácil para el usuario y su grupo de apoyo, como se demuestra en las figuras a continuación:

**Figura 66**

*Pantalla de carga*



**Nota:** El gráfico visualiza la pantalla de carga de la aplicación. Elaboración propia

**Figura 67**

*Pantalla de inicio*



**Nota:** El gráfico visualiza la pantalla de inicio de la aplicación. Elaboración propia

**Figura 68**

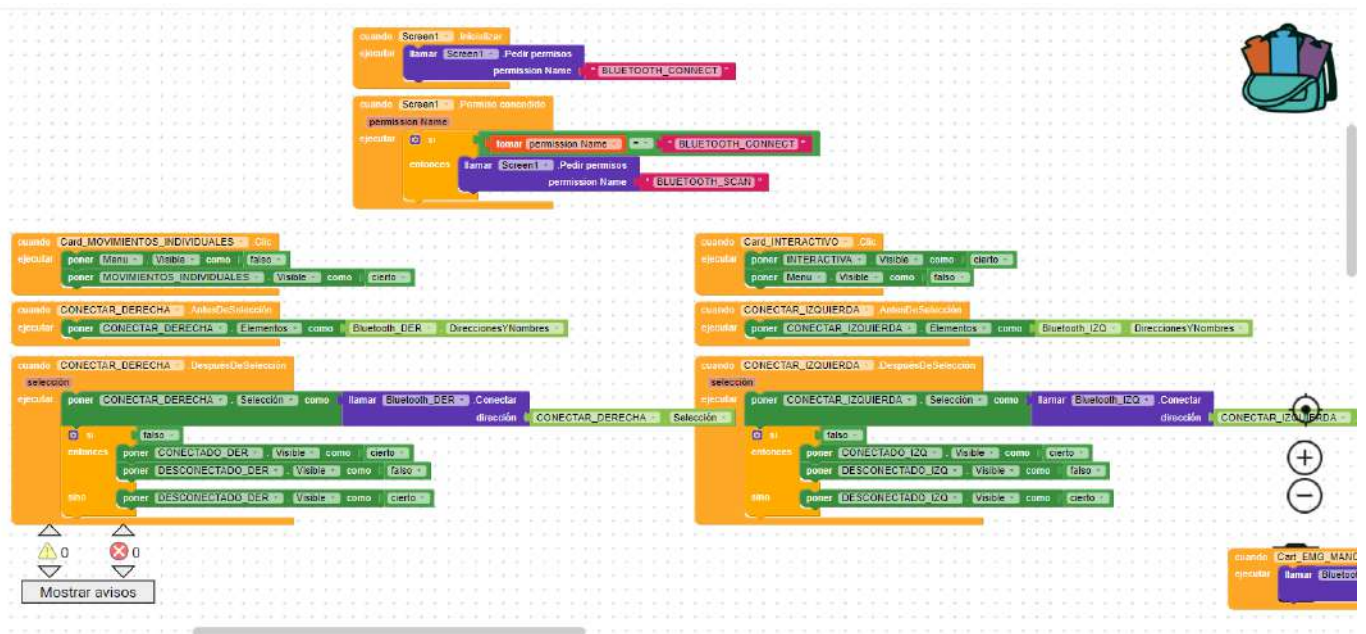
*Diagrama de bloques de pantalla de carga*



**Nota:** El gráfico visualiza el diagrama de bloques de la pantalla de carga de la aplicación.  
*Elaboración propia*

**Figura 69**

*Diagrama de bloques de pantalla de inicio*



**Nota:** El gráfico visualiza el diagrama de bloques de la pantalla de inicio de la aplicación.  
*Elaboración propia*

**Figura 70**

*Movimientos individuales y demo completo*



**Nota:** El gráfico visualiza la pantalla de movimientos individuales y demo de la aplicación. Elaboración propia

**Figura 72**

*Activación por pulsante*



**Nota:** El gráfico visualiza la pantalla de activación por pulsante de la aplicación. Elaboración propia

**Figura 71**

*Interactivo*



**Nota:** El gráfico visualiza la pantalla interactiva de la aplicación. Elaboración propia

**Figura 73**

*Activación por EMG*



**Nota:** El gráfico visualiza la pantalla de activación por EMG de la aplicación. Elaboración propia



**Figura 78**

*Diagrama de bloques de pantalla interactiva*



*Nota:* El gráfico visualiza el diagrama de bloques de la pantalla interactiva de la aplicación.  
*Elaboración propia*

**Figura 79**

*Diagrama de bloques de pantalla para activaciones por pulsante, EMG e intensidad de fuerza*



*Nota:* El gráfico visualiza el diagrama de bloques de las pantallas de activación por pulsante, EMG e intensidad de fuerza. *Elaboración propia*

## 5.4. Integrador del control con la prótesis

Las prótesis cuentan con dos microcontroladores ESP-32 en cada mano tanto izquierda y derecha y se ubican en la palma, siendo esta el esclavo que nos ayudará al control de los dedos y la muñeca, el segundo se ubica en el socket, tomándolo como el master o maestro para lograr controlar los movimientos por medio de señales EMGs y también de la aplicación que viene incorporada.

Los ESP-32 tanto de la mano derecha como izquierda se comunican mediante un protocolo de conexión denominado ESP-NOW, permitiendo que múltiples dispositivos se puedan comunicar entre sí sin usar el enlace wi-fi, este fue creado por Espressif, el cual es similar al utilizado en los dispositivos de baja energía que funcionan en la banda de 2.4 Ghz. Su

funcionamiento requiere de emparejamiento de los dispositivos, pero una vez hecho la conexión será automática. Ruiz Sandoval (2021)

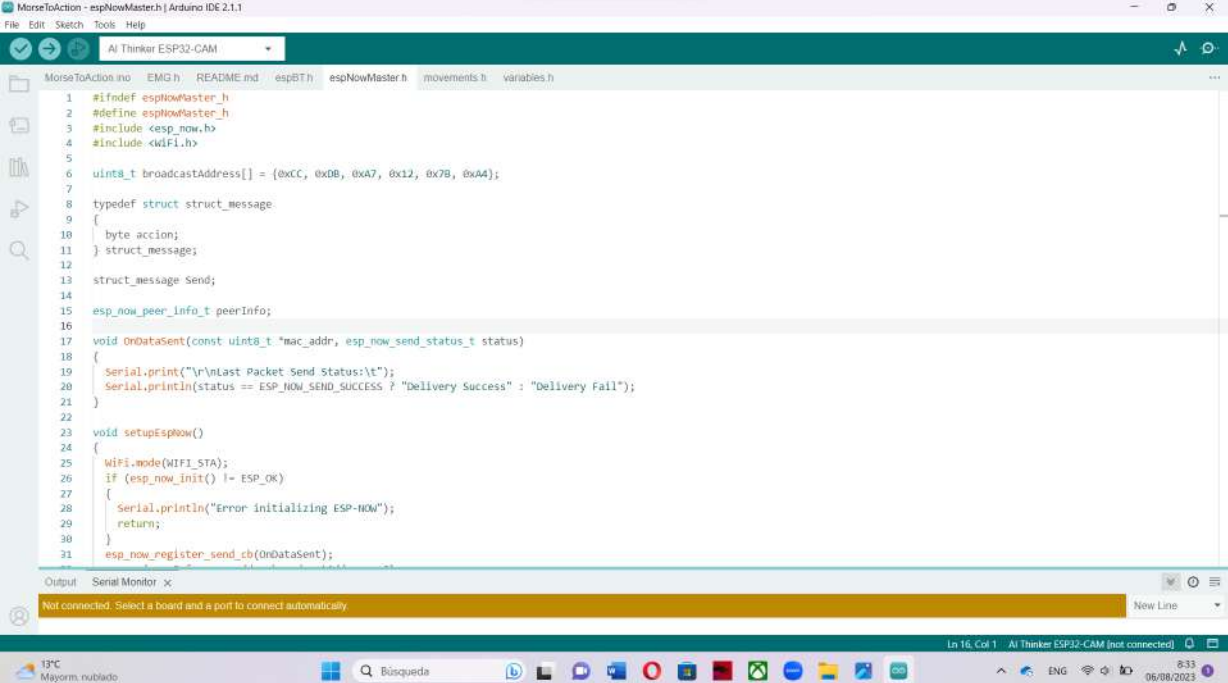
La comunicación la iniciará los dispositivos maestros, y será recibida por los esclavos. Entre las diferentes configuraciones de las que disponemos para la distribución de la dirección que va a tener cada una de las manos como se observa en la figura 80 , es decir, primero se coloca la dirección de la mano que va a ser utilizada, sea derecha o izquierda, seguido los dispositivos se emparejan automáticamente y se lee y procesa los datos adquiridos de las señales EMG, luego el dispositivo programado como esclavo recibe las órdenes y empieza a ejecutar los movimientos en el prototipo.

Direcciones de las prótesis:

- Derecha: CC:DB:A7:12:7B:A4
- Izquierda: 58:BF:25:16:D1:DC
- Ejemplo: `uint8_t broadcastAddress[] = {0xCC, 0xDB, 0xA7, 0x12, 0x7B, 0xA4};`

## Figura 80

*Conexión ESP-NOW en el programa Arduino*



```
1 #ifndef espNowMaster_h
2 #define espNowMaster_h
3 #include <esp_now.h>
4 #include <WiFi.h>
5
6 uint8_t broadcastAddress[] = {0xCC, 0xDB, 0xA7, 0x12, 0x7B, 0xA4};
7
8 typedef struct struct_message
9 {
10     byte accion;
11 } struct_message;
12
13 struct_message Send;
14
15 esp_now_peer_info_t peerInfo;
16
17 void onDataSent(const uint8_t *mac_addr, esp_now_send_status_t status)
18 {
19     Serial.print("\r\nLast Packet Send Status:\t");
20     Serial.println(status == ESP_NOW_SEND_SUCCESS ? "Delivery Success" : "Delivery Fail");
21 }
22
23 void setupEspNow()
24 {
25     WiFi.mode(WIFI_STA);
26     if (esp_now_init() != ESP_OK)
27     {
28         Serial.println("Error initializing ESP-NOW");
29         return;
30     }
31     esp_now_register_send_cb(onDataSent);
```

**Nota:** Dirección de la mano derecha para la conexión del tipo maestro - esclavo. Elaboración propia

## 5.5. Pruebas de funcionamiento

Las pruebas de funcionamiento para el prototipo de prótesis pueden ser muy variadas, pero depende mucho para qué uso va a ser destinado el dispositivo, en este caso se realizaron pruebas para el uso de las actividades cotidianas del usuario .

### Figura 81

*Colocación de sensores*



**Nota:** *Sensores colocados en los 3 músculos viables para la toma de señales. Elaboración propia*

**Fuerza:** Se realizó para calcular la capacidad de fuerza que puede generar los dedos y la mano del dispositivo.

**Precisión:** Se realizó para evaluar la capacidad de ejecución para actividades de motricidad fina, como toma de un lápiz o tarjeta.

**Movilidad:** Se evaluó la capacidad de rangos de movimiento que va a tener la prótesis, como podría ser los ángulos que pueden cerrar los dedos al realizar los agarres o los de rotación.

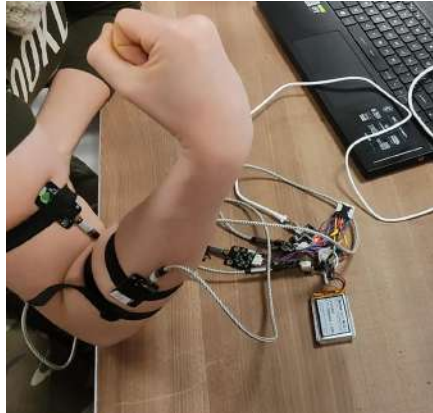
**Funcional:** Se evaluó la capacidad de la prótesis para realizar actividades de la vida cotidiana, como tomar una botella.

**Adaptación:** Se evaluó la capacidad del paciente para adaptarse a la prótesis y utilizarla de manera eficiente y segura.

Luego de analizar lo antes ya mencionado, también se tomó en cuenta el ajuste del socket en el usuario que esté correcto si no para realizar las modificaciones pertinentes para su comodidad.

## Figura 82

*Colocación de sensores*



*Nota: Prueba de fuerza maxima para la adquisición de señales Elaboración propia*

## Figura 83

*Colocación de sensores*



*Nota: Prueba de fuerza minima para la adquisición de señales Elaboración propia*

## 6. Resultados

Los resultados que se obtuvo de la caracterización al paciente son 3 músculos hábiles para poder realizar el controlador de la prótesis, las señales se pueden observar en la figura 84, los cuales hemos logrado sacar 6 tipos de movimientos para que el paciente pueda realizar sus actividades de la vida diaria.

Los cuales fueron:

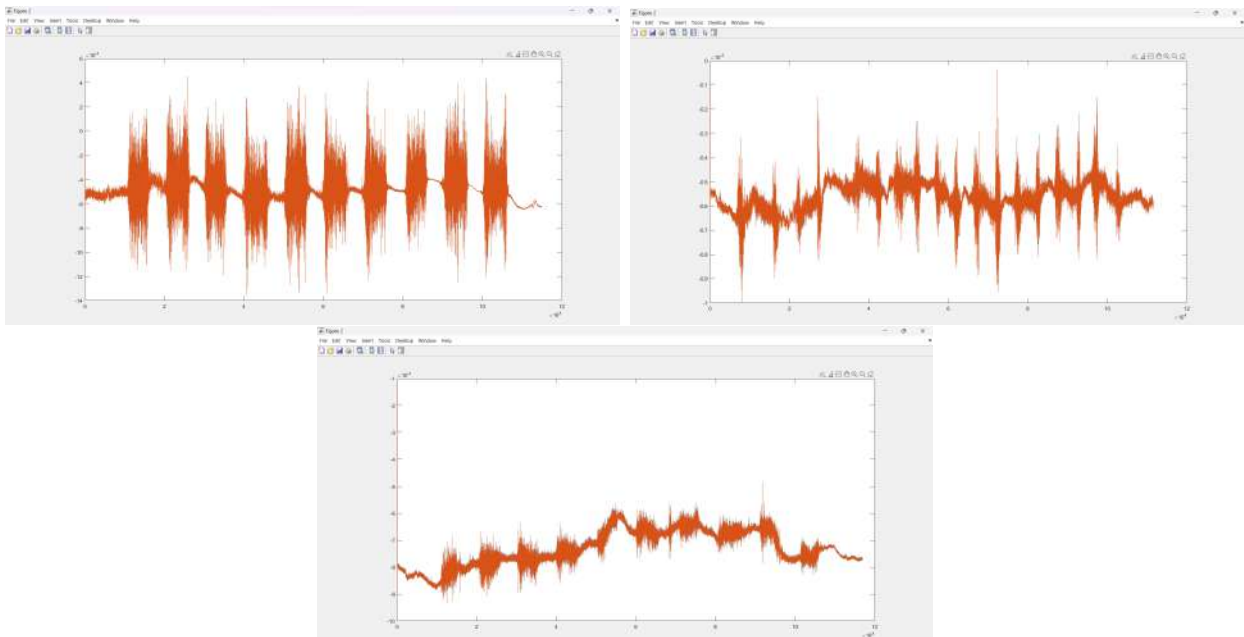
- Apertura y cierre de mano



- Agarre de pinza
- Agarre cilíndrico
- Presión de simulación de tecla
- Flexión y extensión de brazo
- Pronación y supinación

**Figura 84**

*Señales de los 3 músculos seleccionados para la activación de los movimientos*

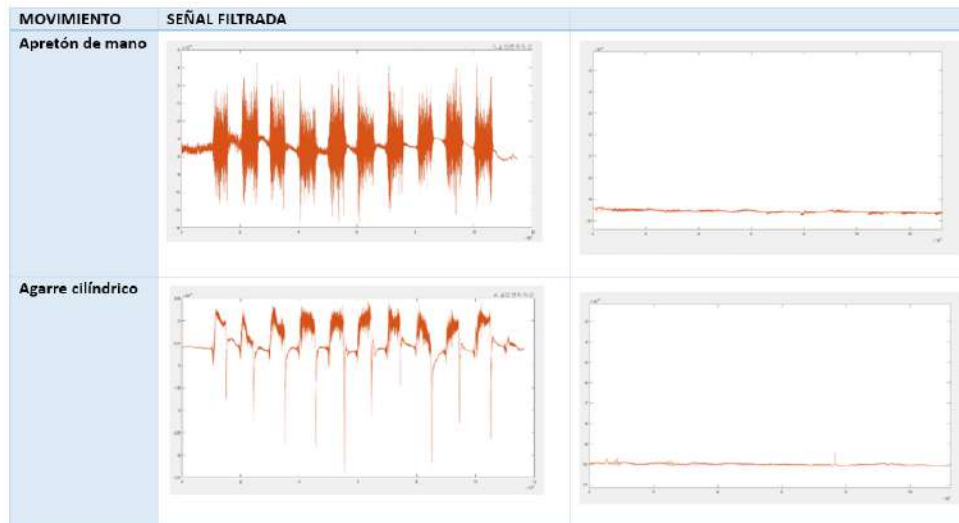


**Nota:** *Se puede observar la diferencia de las señales al momento de la activación de los musculo. Elaboración propia.*

Cabe destacar que el controlador está hecho para un usuario sano, es decir, por motivos ajenos al proyecto se tuvo que caracterizar los músculos de una integrante de este trabajo de titulación, pero en la figura 85 se logra ver la diferencia de señales de una persona con amputación con algunos de sus músculos atrofiados a pesar de tener una buena musculatura y una persona sana con sus músculos completamente funcionales.

## Figura 85

*Se puede observar la diferencia de la activación del músculo de una persona con amputación y una sana*



**Nota:** *El gráfico representa Elaboración propia.*

Es importante mencionar que se debe entrenar al usuario para manejar la red, ya que con diferentes movimientos de los músculos los sensores enviarán las señales, las cuales serán procesadas y comparadas para poder producir la activación del prototipo y ejecutará los movimientos requeridos que envíe el dispositivo máster al esclavo. Por el contrario, si en el caso de escoger señales que tenga una variación mínima, se podría tener problema al momento de mandar las variables para que estas sean comparadas y no se podrá ejecutar correctamente el movimiento.

Por otro lado, la construcción de los prototipos de prótesis se configuró bajo el sistema de impresión 3D, obteniendo las piezas sin inconvenientes, las cuales podrían considerarse más estéticas a comparación de sus demás versiones puesto que el acabado por diclorometano resulta llamativo por el efecto liso y brillante, en cambio, en la parte del socket, independientemente del diseño del muñón, se hizo un aumento de las dimensiones del zócalo para permitir incorporar las 4 placas de transmisión de señal EMG, donde la longitud del socket se limitó en función de las medidas del zócalo para que el mismo sea lo más pequeño posible y no desplace los electrodos secos; de esta manera se obtuvo el prototipo completo, el cual se puede visualizar en las figuras 86 y 87.

**Figura 86**

*MAKI 4.2, vista frontal*



**Nota:** La gráfica representa la vista frontal del prototipo de prótesis Maki 4.2.  
*Elaboración propia*

**Figura 87**

*MAKI 4.2, vista anterior*



**Nota:** La gráfica representa la vista anterior del prototipo de prótesis Maki 4.2 donde se puede apreciar el zócalo del socket.  
*Elaboración propia*

## 7. Conclusiones

- Los datos obtenidos en la fase de caracterización demuestran que el usuario con amputación, a pesar que en el brazo izquierdo no puede hacer supinación completa, ha conservado la capacidad muscular, a pesar de poseer una discapacidad del 70%, gracias a su actividad física constante; por lo tanto, se determinó que los sensores electromiográficos aplicados en la región del brazo y antebrazo, para formar parte del sistema de control del prototipo, son una solución viable.
- La integración de la maki 4.2 y el socket, con la opción de cambio de control, ya sea por EMG o por la aplicación, permite que el usuario controle el prototipo de prótesis de una manera satisfactoria, para que esta realice cualquiera de los movimientos planteados de acuerdo a cada caso.
- La implementación de un clasificador por medio de los rangos de amplitud de la media del conjunto de señales, permite que el control del dispositivo tenga una respuesta casi inmediata.

## 8. Recomendaciones

- **Evaluación y ajustes a futuro:** Se recomienda realizar cada 6 meses una evaluación del socket impreso en el usuario para determinar si sigue adaptándose adecuadamente y cumple con los requisitos de comodidad, estabilidad y toma de señal EMG. Si se encuentran áreas problemáticas, se pueden realizar ajustes en el diseño y repetir el proceso de impresión y evaluación, para de esta manera si es necesario, realizar acabados adicionales en el socket para mejorar la comodidad del usuario y su estética. Por otro lado, se recomienda imprimir los socket con los ajustes corregidos con materiales biocompatibles flexibles, como TPU o PETG.
- **Cambiar de Microprocesador:** Para control por EMG, se recomienda cambiar el tipo de microprocesador a uno con mayor capacidad de almacenamiento, como puede ser el caso de un FPGA, ya que, los filtros consumen mucho espacio.
- **Implementar placas PCB para el circuito electrónico:** Para un mantenimiento mas óptimo y un diseño más estético de la circuitería, se recomienda realizar placas para las conexiones, y así evitar el uso de cables.
- **Evitar altas temperaturas y líquidos :** No someter la prótesis a factores externos que puedan dañar el prototipo, ya sea por dilatación y/o oxidación.

BJ

## Referencias

- Alva Coras, C. A. (2012). Procesamiento de señales de electromiografía superficial para la detección de movimiento de dos dedos de la mano.
- Angamarca Deleg, S. I. (2021). *Mejora del sistema mecánico para movimiento de muñeca de prototipo de prótesis de mano y desarrollo de un sistema de control utilizando electromiografía de superficie para la toma de señales* (B.S. thesis).
- Ávila Patiño, D. P., y Llangari Sibri, J. D. (2023). *INTEGRACIÓN DE UNA PRÓTESIS BIOMECATRÓNICA DE MANO EN UN PACIENTE CON AMPUTACIÓN DE MIEMBRO SUPERIOR a NIVEL DE muñeca, CONSIDERANDO LA CARACTERIZACIÓN MORFOLÓGICA Y LA ADAPTACIÓN DE DIFERENTES TIPOS DE SENSORES PARA LA TOMA DE señales* (Tesis de Master no publicada). UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA, Cuenca, Ecuador.
- Bejarano Ayala, E. (2019). In between. diseño de un objeto lúdico para la rehabilitación de pacientes con amputación transradial.
- Betancourt, G. A., Suárez, E. G., y Franco, J. F. (2004). Reconocimiento de patrones de movimiento a partir de señales electromiográficas. *Scientia et technica*, 10(26), 53–58.
- Brito Guaricela, J. L., Quinde Abril, M. X., y Cuzco Patiño, J. D. (2013). *Diseño, construcción e implementación de una prótesis biomecánica de mano derecha* (B.S. thesis).
- CONADIS. (2020). *Disability statistics (in spanish)*. Retrieved April 22, 2022, from <https://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadisticas-de-discapacidad/>.
- Dolopedia. (2019). Articulación esternoclavicular. *Articulaciones del hombro*.
- Dynapro3D. (2021). ¿cómo funciona un escáner 3d? Descargado de <https://dynapro3d.com/funcionaescaner-3d/> (accedido el 3 de diciembre de 2022)
- Encalada Seminario, G. A. (2018). *Análisis cinemático y cinético de los mecanismos para una prótesis biomecánica de mano y construcción de un prototipo utilizando el proceso de estereolitografía* (B.S. thesis).
- formlabs. (2021). Cómo usar el escaneo 3d y la impresión 3d para la ingeniería inversa. Descargado de <https://formlabs.com/latam/blog/como-usarescaneo-3d-impresion-3d-ingenieria-inversa/> (accedido el 3 de diciembre de 2022)
- Íñigo Junquera, R. J. (2018a). Definición - qué es articulación acromioclavicular. *Articulación acromioclavicular*.
- Íñigo Junquera, R. J. (2018b). Definición - qué es articulación metacarpofalángica. *Articulación metacarpofalángica*.
- Laguna, M. (2022). Huesos del carpo. *Anatomía del miembro superior Muñeca y Mano*.

- LeBlanc, M., y cols. (2008). Give hope-give a hand. *The LN-4 prosthetic hand*, 11(09).
- Marieb, E. N. (2008). Anatomía y fisiología humana. *Universitario*, 24.
- Martínez López, O. J. (YYYY). Establecimiento de un sistema de control por medio de señales mioeléctricas para una prótesis de mano. *NombreDeLaRevista*, XX(XX), XX-XX.
- Mercado, M., Gambarotta, M., González, S., y Pallares, C. (2008). Utilidad de la goniometría en la evaluación del rango de los movimientos de flexión y extensión. *InVet*, 10(2).
- Mora, I. (2000). Sistema muscular. *Departamento de Educación Física*.
- Moreno Sanz, Á. (2017). *Procesado avanzado de señal emg* (B.S. thesis).
- Palastanga, N., Field, D., y Soames, R. (2007). *Anatomía y movimiento humano. estructura y funcionamiento*. Editorial paidotribo.
- Pró, E. A. (2014). *Anatomía clínica*. Médica Panamericana.
- Rivero, D. C. (2021). Extremidades superiores. *Atlas de Anatomía*.
- RODRIGUEZ, M. B. (YYYY). Ingeniería inversa aplicada: Metodología y aplicaciones industriales. *NombreDeLaRevista*, XX(XX), XX-XX.
- Ruiz Sandoval, J. A. (2021). Diseño e implementación de un sistema de alarma de intrusión basado en el protocolo esp-now de internet de las cosas.
- Serrano, C. (2022a). Articulación glenohumeral. *Anatomía Miembro superior Hombro y brazo*.
- Serrano, C. (2022b). Radio y ulna. *Anatomía del miembro superior Codo y antebrazo*.
- Serrano, C. (2022c). Sistema musculoesquelético: Anatomía y funciones.
- Taboadela, C. H. (2007). Goniometría. *Una herramienta para la evaluación de las incapacidades laborales. Buenos Aires: Asociart ART*.
- Torres-San-Miguel, C. R., Velázquez-Sánchez, A. T., Lugo-González, E., y Tapia-Herrera, R. (2011). Diseño personalizado de una interfaz mioeléctrica para una prótesis de miembro superior. *Revista Colombiana de Biotecnología*, 13(2), 70–83.
- Urda, M., y Shevelyova, S. (2016). Migration policy and national security challenges in globalization conditions. *-(157)*, 22–25.

# **ANEXOS**

## Anexo A: Matriz de Consistencia Lógica

**Tabla 4**

*Matriz de consistencia.*

MATRIZ DE CONSISTENCIA		
PROBLEMA GENERAL	OBJETIVO GENERAL	MARCO TEÓRICO
¿Se podrá construir los prototipos de prótesis MAKI 4.0 y desarrollar un socket que permita la integración del prototipo a un paciente con amputación transradial evaluando la capacidad de control para evidenciar los movimientos que puede generar en motricidad fina?	Construir los prototipos de prótesis MAKI 4.0 y desarrollar un socket que permita la integración del prototipo a un paciente con amputación transradial evaluando la capacidad de control para evidenciar los movimientos que puede generar en motricidad fina.	
PROBLEMAS ESPECÍFICOS	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	MARCO TEÓRICO
¿Es posible caracterizar los músculos del brazo y antebrazo de la persona con amputación a nivel transradial para identificar las señales que se integraran al sistema de control de los prototipos de prótesis desarrollado por el GIIB?	Caracterizar los músculos del brazo y antebrazo de la persona con amputación a nivel transradial para identificar las señales que se integraran al sistema de control de los prototipos prótesis desarrollado por el GIIB.	Anatomía de las extremidades superiores y su relación Señales mioeléctricas
¿Es posible construir las prótesis y desarrollar un socket que permita una adecuada fijación de los prototipos de prótesis para una toma de señales consistente para favorecer la implementación del sistema de control mediante las señales caracterizadas?	Construir las prótesis y desarrollar un socket que permita una adecuada fijación de los prototipos de prótesis para una toma de señales consistente para favorecer la implementación del sistema de control mediante las señales caracterizadas.	Mano (anatomía)
¿Se puede evaluar la eficiencia de los prototipos de prótesis y el sistema de control a través de la integración de éstas, al paciente con amputación, considerando los grados de libertad que presenta el prototipo?	Evaluar la eficiencia de los prototipos de prótesis y el sistema de control a través de la integración de éstas, al paciente con amputación, considerando los grados de libertad que presenta el prototipo.	Simulación de movimiento

**Nota:** La matriz de consistencia presentada facilita identificar los objetivos y como se relacionan con el marco teórico referencial.



## **Anexo B: Consentimiento Informado para Investigadores**

Nosotras, Angie Belén Juárez Flores con documento de identificación N° 0105715007 y María Emilia Fernández de Córdova Arteaga con documento de identificación N° 0105766554, en calidad de Investigadoras, dejamos expresa constancia de que hemos proporcionado toda la información referente a la investigación que se realizará y que se ha explicado completamente en lenguaje claro, sencillo y de fácil entendimiento la naturaleza y propósito del estudio antes mencionado y los riesgos que están involucrados en el desarrollo del mismo. Confirmamos que el participante ha dado su consentimiento libremente y que si así lo deseara se le proporcionará una copia de este formulario de consentimiento, mientras que el original de este instrumento quedará bajo custodia del investigador y formará parte de la documentación de la investigación.

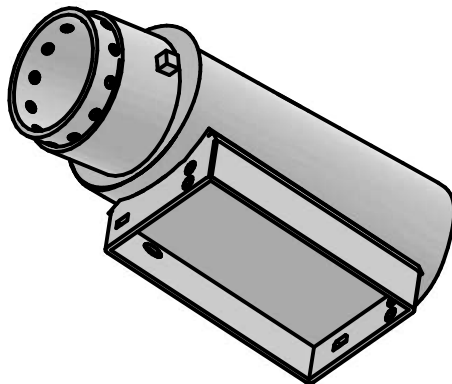
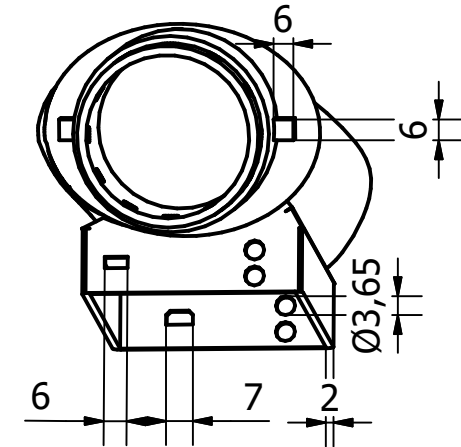
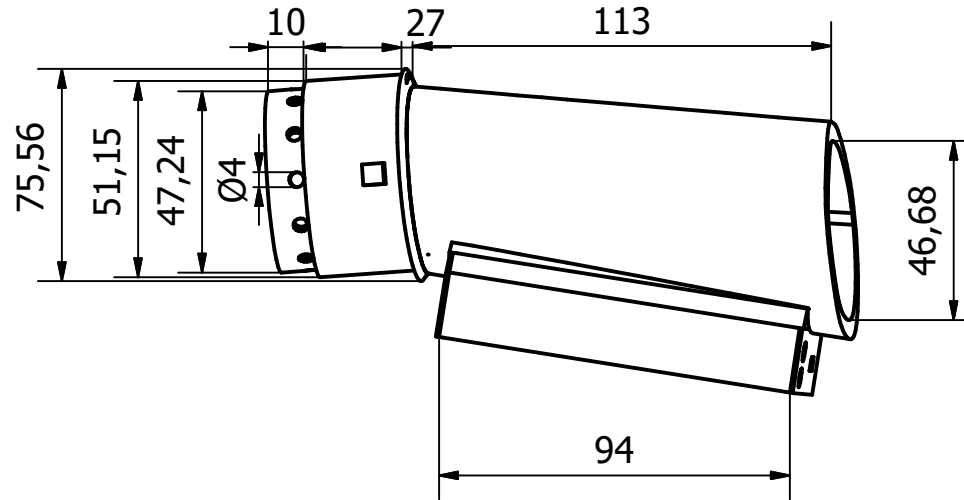
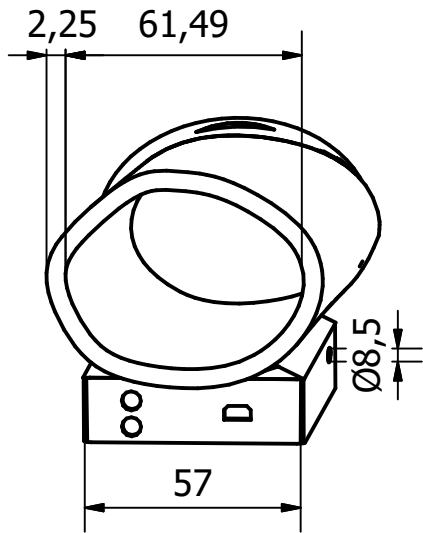
Ciudad, 14 de junio del 2023

AAtentamente,

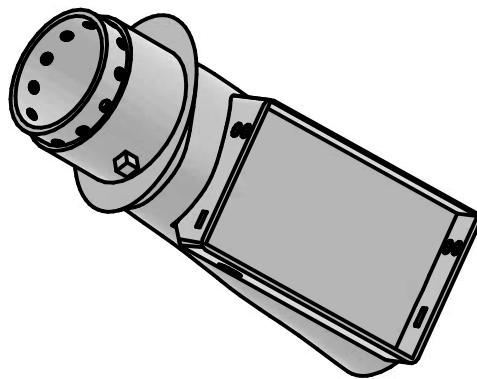
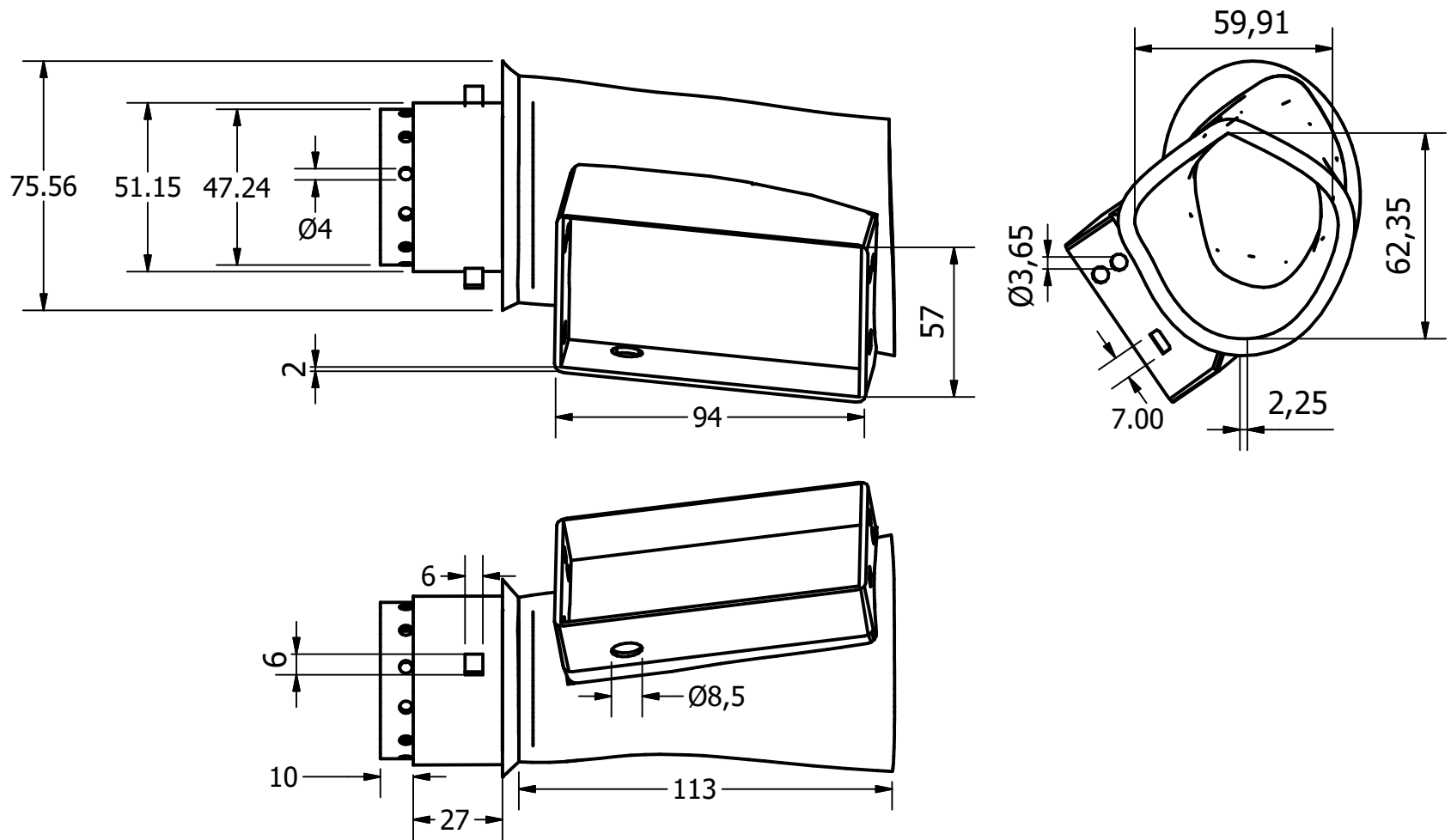
The image shows two handwritten signatures in blue ink. The signature on the left is for María Emilia Fernández de Córdova Arteaga, and the signature on the right is for Angie Belén Juárez Flores. Both signatures are written in a cursive style.

**María Emilia Fernández de Córdova Arteaga**  
**0105766554**

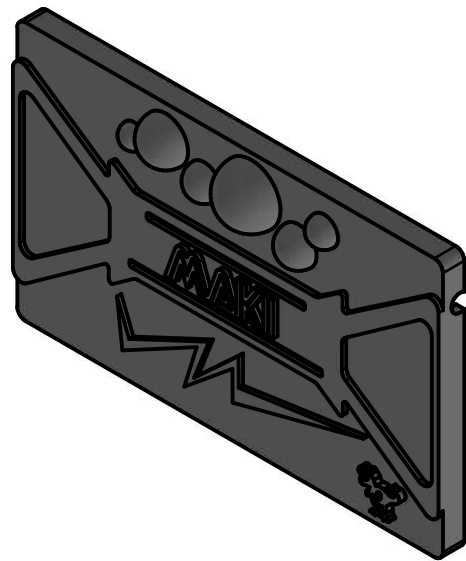
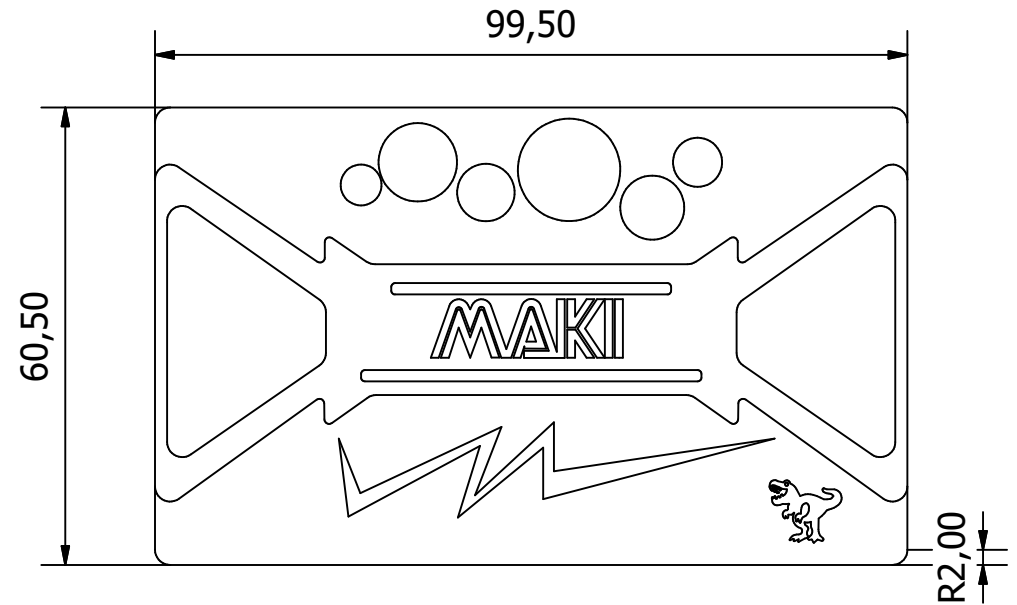
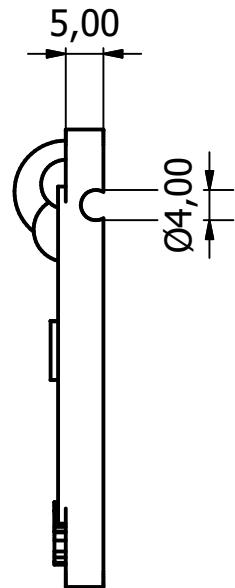
**Angie Belén Juárez Flores**  
**0105715007**



	1	---	PLA	----	----
Pos.	Cant.	Denominación	Material	Norma	Notas
VIII CICLO	Fecha	Nombre		<b>UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA</b> <b>SEDE MATRIZ CUENCA</b>  <b>INGENIERÍAS</b> <b>Carrera de Mecatrónica</b>	
Dibujado	06/07/23	Fdez. de Córdova & Juárez			
Comprobado	06/07/23	Ing. John Calle			
Integración Curricular					
Escala:	Tel. gen.:	Proyecto: MAKI 4.2			
0,02:1					
Lámina: 2	<b>Socket Derecho</b>				



	1	---	PLA	----	----
Pos.	Cant.	Denominación	Material	Norma	Notas
VIII CICLO	Fecha	Nombre	<b>UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA</b> SEDE MATRIZ CUENCA  <b>INGENIERÍAS</b> Carrera de Mecatrónica		
Dibujado	06/07/23	Fdez. de Córdova & Juárez			
Comprobado	06/07/23	Ing. John Calle			
Integración Curricular					
Escala:	Tel. gen.:	Proyecto: MAKI 4.2			
0,02:1					
Lámina: 1	<b>Socket Izquierdo</b>				



	1	---	PLA	----	----
Pos.	Cant.	Denominación	Material	Norma	Notas
VIII CICLO	Fecha	Nombre		<b>UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA</b> <b>SEDE MATRIZ CUENCA</b>  <b>INGENIERÍAS</b> <b>Carrera de Mecatrónica</b>	
Dibujado	06/07/23	Fdez. de Córdova & Juárez			
Comprobado	06/07/23	Ing. John Calle			
Integración Curricular					
Escala:	Tel. gen.:	Proyecto: MAKI 4.2			
1:1					
Lámina:	3	<i>Tapa Socket</i>			