

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL

**Facultad de Ingeniería en Mecánica y Ciencias de la
Producción**

Diseño e implementación de una prótesis mioeléctrica controlada por
fusión de sensores en un sistema embebido

PROYECTO INTEGRADOR

Previo la obtención del Título de:

Ingenieros en Mecatrónica

Presentado por:

Jhon Erick Espinoza Tutiven

Karen Thamara Torres Medina

GUAYAQUIL - ECUADOR

Año: 2022

DEDICATORIA

El presente trabajo está dedicado a todas las personas que tienen alguna alteración corporal dificultando la ejecución de sus tareas diariamente. A quienes buscan alternativas para aportar equidad a la comunidad. A quienes trabajan arduamente para generar un impacto positivo en la salud mental y física de la sociedad. A quienes tienen un sueño y quieren materializarlo.

Karen Thamara Torres Medina

Jhon Erick Espinoza Tutiven

AGRADECIMIENTOS

A todos a quienes hicieron esto posible, les manifiesto mi infinita gratitud.

A mi padre, por siempre confiar en mí y buscar la forma de apoyarme en mi carrera tecnológica.

A mi madre, por ser el pilar en mi salud mental.

A mi novio y mejor amigo, quien me ha dado apoyo incondicional y soporte.

A mi hermanito, por sacarme sonrisas cuando estaba estresada.

A Marcelo Fajardo Ph.D., por ser un excelente mentor en el ámbito académico.

A todos quienes me han regalado una sonrisa y han hecho de esta travesía una etapa llena de aprendizaje y orgullo para recordar y crecer.

Karen Thamara Torres Medina

AGRADECIMIENTOS

A mis padres por apoyarme en alcanzar mis objetivos personales, siempre impulsándome a seguir adelante.

A los docentes quienes transmitieron sus conocimientos y ofrecieron guía para comprensión de los distintos temas abarcados.

A mi tutor Víctor Asanza, Ph.D., por su disposición y dedicación antes las dudas y problemas que se presentaron.

A mis compañeros y amigos que estuvieron a mi lado con quienes compartí muchas actividades e historias.

Jhon Erick Espinoza Tutiven

DECLARACIÓN EXPRESA

"Los derechos de titularidad y explotación, nos corresponde conforme al reglamento de propiedad intelectual de la institución; Karen Thamara Torres Medina y Jhon Erick Espinoza Tutiven damos nuestro consentimiento para que la ESPOL realice la comunicación pública de la obra por cualquier medio con el fin de promover la consulta, difusión y uso público de la producción intelectual"



Karen Thamara Torres Medina



Jhon Erick Espinoza Tutiven

EVALUADORES

Marcelo Rodolfo Fajardo Pruna, Ph.D.

PROFESOR DE LA MATERIA

Víctor Manuel Asanza Armijos, Ph.D.

PROFESOR TUTOR

RESUMEN

En Ecuador 215.156 personas padecen una discapacidad física. Casi la mitad de ellos posee un nivel de discapacidad física entre el 30 al 49%, en este grupo predominan las personas que carecen de extremidades. A esto se añade el aumento de casos de amputaciones, donde alrededor de 537 millones tenían diabetes en 2021 según la Federación Internacional de Diabetes (FID). A pesar de que existen proyectos y empresas que fabrican prótesis como solución, estas tienen un coste elevado o en otros casos presentan limitaciones en movimientos, aunque tienen un precio menor. Por este motivo, se plantea una prótesis mioeléctrica para extremidad superior controlada a través de señales electromiografía y Pulsioximetría, aplicando técnicas de inteligencia artificial para el control del dispositivo.

Para el entrenamiento del modelo de IA se registraron datos de 2 sensores, EMG y PPG, planteándose un total de 4 clases, pero con el análisis de los resultados se redujeron a 3. El modelo obtenido se lo embebió en una tarjeta de desarrollo ESP32 C3 DevKit-M1, con el cual se realizó las predicciones para el control de la prótesis. Para la prótesis se usó un diseño *open source*, añadiéndole piezas para la ubicación de los componentes electrónicos implementados en la solución.

En conclusión, el modelo logra una precisión de 93% para la predicción de las clases. Además, la prótesis permite una duración aproximada de 3 horas con un costo de \$295 y logrando la sujeción de distintos objetos livianos.

Palabras Clave: Prótesis mioeléctrica, electromiografía, fotopleletismografía, fusión de sensores, inteligencia artificial

ABSTRACT

In Ecuador, 215.156 people suffer from a physical disability. Almost half of them have a level of physical disability between 30 to 49%, in this group people who lack limbs predominate. To this is added the increase in cases of amputations, where around 537 million had diabetes in 2021 according to the International Diabetes Federation (IDF). Even though there are projects and companies that manufacture prostheses as a solution, these have a high cost or in other cases present movement limitations, although they have a lower price. For this reason, a myoelectric prosthesis for the upper extremity controlled through electromyography and pulse oximetry signals is proposed, applying artificial intelligence techniques to control the device.

For the training of the AI model, data from 2 sensors, EMG and PPG, were recorded, considering a total of 4 classes, but with the analysis of the results they were reduced to 3. The model obtained was embedded in an ESP32 C3 development card. DevKit-M1, with which the predictions for the control of the prosthesis were made. An open-source design was used for the prosthesis, adding parts for the location of the electronic components implemented in the solution.

In conclusion, the model achieves an accuracy of 93% for the prediction of the classes. In addition, the prosthesis allows an approximate duration of 3 hours with a cost of \$295 and achieving the fastening of different light objects.

Keywords: *Myoelectric prosthesis, electromyography, photoplethysmography, sensor fusion, artificial intelligence*

ÍNDICE GENERAL

RESUMEN.....	I
ABSTRACT.....	II
ÍNDICE GENERAL.....	III
ABREVIATURAS.....	VII
SIMBOLOGÍA.....	VIII
ÍNDICE DE FIGURAS.....	IX
ÍNDICE DE TABLAS.....	XII
CAPÍTULO 1	
1. Introducción.....	1
1.1 Descripción del problema.....	1
1.2 Justificación del problema.....	1
1.3 Objetivos.....	2
1.3.1 Objetivo General.....	2
1.3.2 Objetivos Específicos.....	2
1.4 Marco teórico.....	2
1.4.1 Anatomía de la mano y muñeca.....	2
1.4.2 Tipos de prótesis para extremidad superior.....	3
1.4.2.1 Prótesis pasivas.....	3
1.4.2.2 Prótesis de control corporal.....	4
1.4.2.3 Prótesis mioeléctricas.....	4
1.4.2.4 Prótesis híbridas.....	5
1.4.2.5 Prótesis específicas para cada actividad.....	5
1.4.3 Señales Bioeléctricas.....	6
1.4.4 Electromiografía.....	6
1.4.5 Impresión 3D.....	7

1.4.6	Sensores EMG.....	8
1.4.7	Fusión de datos	8
1.4.8	Sistemas Embebidos	9
1.4.9	Arquitectura basada en RISC-V.....	9
1.4.10	Inteligencia Artificial	10
1.4.11	Algoritmos de Clasificación.....	11
1.4.11.1	Aprendizaje automático	11
1.4.11.2	Aprendizaje profundo.....	11
1.4.11.3	Otras técnicas de IA	12
1.5	Estado del arte	12
 CAPÍTULO 2		
2.	Metodología.....	16
2.1	Requerimientos del diseño.....	16
2.2	Selección de la alternativa de la solución.....	16
2.3	Proceso de diseño.....	18
2.4	Diseño conceptual mecánico.....	20
2.4.1	Parámetros del diseño mecánico.....	22
2.5	Hardware de adquisición de Señales.....	24
2.5.1	Selección de sensores.....	25
2.5.1.1	Sensores EMG.....	25
2.5.1.2	Sensor PPG	26
2.5.2	Selección de placa.....	28
2.5.3	Dinámica de transmisión.....	29
2.5.4	Selección de Batería.....	31
2.5.5	Requerimientos para la unidad de control.	33
2.5.6	Preparación del área para mediciones.	33

2.6	Software de adquisición de señales.	34
2.6.1	Entorno del Experimento.	35
2.6.2	Consideraciones éticas y legales.....	36
2.6.3	Normativas.....	36
2.6.4	Programación de Hardware para ESP32-C3.	36
2.6.5	Número de muestras a evaluar por MAX30102.	38
2.6.6	Recolección de Datos con fusión de sensores.	38
2.7	Recolección de patrones en tiempo real.	40
2.7.1	Preprocesamiento de Datos.....	40
2.7.2	Filtrado de frecuencia.	40
2.7.3	Normalización.	41
2.7.4	Extracción de características.	41
2.7.5	Post-procesamiento de datos.	41
2.7.6	Algoritmo de clasificación.	41
2.7.7	Aprendizaje basado en características.	42
CAPÍTULO 3		
3.	Resultados y análisis	43
3.1	Diseño Mecánico.....	43
3.1.1	Diseño para la protección de la circuitería.	43
3.1.2	Impresión en Ultimaker Cura	45
3.2	Diseño Eléctrico.....	46
3.2.1	Diseño de circuito electrónico	47
3.2.2	Diseño de la placa PCB.	47
3.3	Montaje de equipos.	49
3.4	Programación del microcontrolador.....	50
3.5	Procesos para movimientos para la mano	52

3.6	Modelo de inteligencia artificial.....	56
3.7	Análisis financiero.....	62
3.8	Ensayo de funcionalidades.....	63
CAPÍTULO 4		
4.	Conclusiones Y Recomendaciones.	67
4.1	Conclusiones.....	67
4.2	Recomendaciones.....	68
BIBLIOGRAFÍA.....		70
APÉNDICES.....		75

ABREVIATURAS

EMG	Electromiografía
RNA	Red Neuronal Artificial
IA	Inteligencia Artificial
PPG	Fotopletismografía
RMS	Valor Eficaz
MPY	Milésimas de pulgadas por año
IOT	Internet de las cosas
uC	Microcontrolador

SIMBOLOGÍA

g	Gramo
kg	Kilogramo
kgf	Kilogramo de fuerza
ms	Milisegundos
μ s	Microsegundos
hz	Hertz
m	Metro
cm	Centímetro
mm	Milímetro
V	Voltios
mV	Milivoltio
A	Amperio
mA	Miliamperios
μ A	Microamperios
mAh	Miliamperios hora

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1 (a) Modelo de la mano, esqueleto de la mano. (b) Modelo cinemático	3
Figura 1.2 Prótesis pasiva	4
Figura 1.3 Prótesis de control corporal	4
Figura 1.4 Prótesis mioeléctrica	5
Figura 1.5 Prótesis híbrida.....	5
Figura 1.6 Prótesis para sostener herramientas.....	6
Figura 1.7 Enfoques de la fusión de datos	9
Figura 1.8 Flujo de información con EMG	11
Figura 1.9 Capas de una Red Neuronal Artificial.....	12
Figura 1.10 Tipo de actuación de prótesis.....	13
Figura 1.11 Tipo de control en base del tipo de actuación de prótesis	14
Figura 1.12 Métodos de fabricación de impresión 3D en prótesis	14
Figura 2.1 Metodología de diseño de prótesis mioeléctrica.....	19
Figura 2.2 Medidas promedio de manos	20
Figura 2.3 Partes de la falange protésica	20
Figura 2.4 Modelo de junta pasiva modular.....	21
Figura 2.5 Dedo con esfuerzos aplicados en posiciones horizontal, vertical e inclinado	22
Figura 2.6 Etapas física para adquisición de señales.....	24
Figura 2.7 Principio de funcionamiento de MAX30102.....	27
Figura 2.8 Comunicación ESP32C3.....	28
Figura 2.9 (a) estado de extensión completa; (b) aproximación al objeto; (c) articulación carpometacarpiana (CMC) bloqueada por un objeto; (d) estado de flexión totalmente adaptativo	29
Figura 2.10 Electrodo seco colocado en dirección al músculo	34

Figura 2.11 Etapas virtuales para adquisición de señales.....	35
Figura 2.12 Entorno de prueba.....	35
Figura 2.13 Señal EMG analógica.....	37
Figura 2.14 Señal EMG filtrada y amplificada.....	37
Figura 2.15 Señal EMG filtrada y amplificada.....	38
Figura 2.16 Interfaz interactiva para el paciente.....	39
Figura 2.17 Opciones de movimientos a replicar.....	39
Figura 2.18 Ventana de interfaz con Python	40
Figura 2.19 Capas de modelo propuesto	42
Figura 3.1 Impresión de cubierta externa de circuito en Ultimaker Cura	46
Figura 3.2 Diagrama esquemático electrónico	47
Figura 3.3 Diseño de circuito de prótesis	48
Figura 3.4 Diseño de PCB en Proteus.....	49
Figura 3.5 PCB del circuito de prótesis	49
Figura 3.6 Acople de transmisión mecánico	50
Figura 3.7 Acople de circuitos en prótesis.....	50
Figura 3.8 Ejecución de movimiento para abrir la mano.....	53
Figura 3.9 Ejecución de movimiento para rotar la mano	54
Figura 3.10 Ejecución de movimiento para cerrar la mano	55
Figura 3.12 Matriz de confusión de Bagged Trees	57
Figura 3.13 Matriz de correlación de Bagged tres	57
Figura 3.14 Señal EMG1 para cada tarea	58
Figura 3.15 Señal EMG2 para cada tarea	59
Figura 3.16 Señal IR para cada tarea.....	59
Figura 3.17 Señal RED para cada tarea.....	60
Figura 3.18 Resultados eficiencia del modelo propuesto	61

Figura 3.19 Pérdida de error del modelo propuesto	61
Figura 3.20 Matriz de confusión	62
Figura 3.21 Objetos para pruebas	64
Figura 3.22 Prueba de agarre esférico	65
Figura 3.23 Prueba de agarre de gancho	65
Figura 3.24 Prueba de agarre de punta.....	66

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.1 Características de microprocesador ESP32-C3	10
Tabla 1.2 Ejemplo de Tabla.....	15
Tabla 1.3 Tecnologías de fusión de datos	15
Tabla 2.1 Requerimientos de diseño	16
Tabla 2.2 Criterios de selección	17
Tabla 2.3 Resultados de alternativas	18
Tabla 2.4 Partes de diseño mecánico	23
Tabla 2.5 Tablero del transmisor de señal	25
Tabla 2.6 Tablero de electrodos secos.....	26
Tabla 2.7 Propiedades MAX30102.....	27
Tabla 2.8 Características ESP32-C3.....	29
Tabla 2.9 Elección de Servomotores.....	30
Tabla 2.10 Driver PCA9685.....	31
Tabla 2.11 Tiempo de autonomía para batería.....	32
Tabla 2.12 Propiedades de batería 5RCA500	32
Tabla 2.13 Conexiones a la unidad de control.....	33
Tabla 2.14 Estructura Red Neuronal Artificial.....	42
Tabla 3.1 Diseño de piezas de soporte	43
Tabla 3.2 Tiempo de Impresión de piezas.....	46
Tabla 3.3 Pseudocódigo de predicción y ejecución de movimientos.....	51
Tabla 3.4 Análisis de costos de prótesis mioeléctrica	62
Tabla 3.5 Resultados de pruebas de agarre de objetos	64

CAPÍTULO 1

1. INTRODUCCIÓN

El medio más común para comunicarse en cualquier escenario es por medio de las manos y la movilidad que involucra esta para realizar muchas actividades, por lo que, perder una mano acarrea muchas desventajas interfiriendo significativamente diariamente. No obstante, aun existiendo muchos estudios donde se indica la factibilidad de una mano protésica, más del 45% de las personas que poseen una amputación no utilizan una [1] y adicionalmente alrededor del 40% presenta una tasa de rechazo [2].

1.1 Descripción del problema

Cotidianamente existe la necesidad de realizar actividades con nuestras manos en todo momento, ya sea manipulando objetos o actividades que involucren realizar distintos movimientos, sin embargo, existen personas que han sufrido alguna amputación que ha provocado una ausencia del miembro superior, mismo que tiene un impacto psicosocial elevado, repercutiendo en el autoestima y relaciones sociales. Sin embargo, las prótesis activas suelen tener un elevado costo. En su defecto, las prótesis de fuente abierta no suelen ser portátiles, ni autónomas o el diseño mecánico que incluyen es muy simple o restrictivo.

1.2 Justificación del problema

Las prótesis activas que se encuentran en el mercado son muy costosas y en contraposición las prótesis pasivas suelen significar un costo menor, pero con muchas más restricciones en movimientos. Se provee la posibilidad de realizar una prótesis más accesible económicamente, consiguiendo recuperar gran parte de la calidad de vida que se tenía anteriormente, emulando la funcionalidad del miembro superior y alcanzando inclusividad para todas las personas que presenten dicha discapacidad. El nicho de mercado es cubierto bajo demanda y se pueden realizar convenios con hospitales, clínicas y fundaciones que atiendan casos similares.

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo General

Diseñar una prótesis mioeléctrica controlada por fusión de sensores en un sistema embebido y el uso de técnicas de inteligencia artificial para el control de movimientos.

1.3.2 Objetivos Específicos

1. Diseñar un sistema mecatrónico que permita realizar las tareas requeridas para el agarre de objetos.
2. Crear una base de datos de señales de EMG y Oximetría durante la ejecución de tareas motoras en extremidades superiores.
3. Entrenar un algoritmo de clasificación que permita detectar las intenciones de movimiento del sujeto de prueba.
4. Ejecutar el algoritmo de clasificación en tiempo real en el sistema embebido.
5. Controlar la apertura y cierre de la prótesis mioeléctrica de extremidad superior.

1.4 Marco teórico

1.4.1 Anatomía de la mano y muñeca

La mano humana es un órgano de agarre complejo y altamente desarrollado, permitiendo un amplio rango de movimientos donde al mismo tiempo se puede controlar la fuerza aplicada. La mano está formada por un total de 27 huesos, junto a 36 articulaciones y 39 músculos [3]. Esto permite que se obtenga 27 grados libertad, ver Figura 1.1.

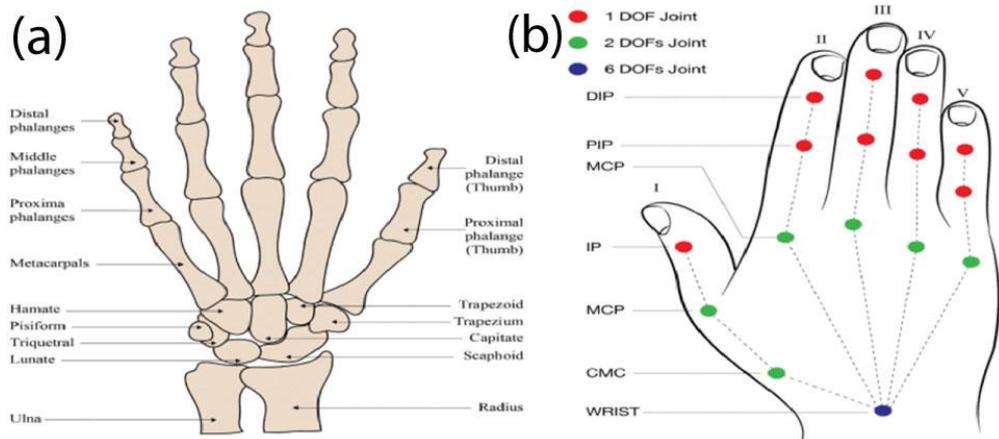


Figura 1.1 (a) Modelo de la mano, esqueleto de la mano. (b) Modelo cinemático [4]

El rango que mantiene una muñeca en condiciones naturalmente saludables es entre $76^{\circ}/85^{\circ}$, $75^{\circ}/75^{\circ}$ y $20^{\circ}/45^{\circ}$ [5] para pronación/supinación, flexión/extensión y desviación radial [6].

1.4.2 Tipos de prótesis para extremidad superior

La elección del tipo de prótesis a usar depende de distintos factores, como el nivel de la amputación, el estilo de vida, entre otros [7].

1.4.2.1 Prótesis pasivas

Este tipo de prótesis se centra más en la estética, es decir, que se parezca a la extremidad amputada, pero su capacidad es limitada al recrear los movimientos comunes del brazo y la mano [8], Figura 1.2.

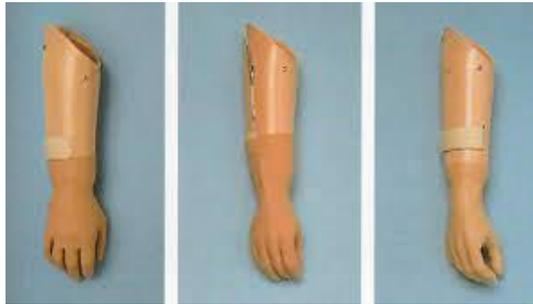


Figura 1.2 Prótesis pasiva [9]

1.4.2.2 Prótesis de control corporal

Se controla mediante las acciones ejecutadas por el cuerpo, el cual utiliza un arnés conectado con cables en la prótesis, esto permite realizar los movimientos al tensar el cable, logrando operar la articulación de la mano, gancho o codo, Figura 1.3.

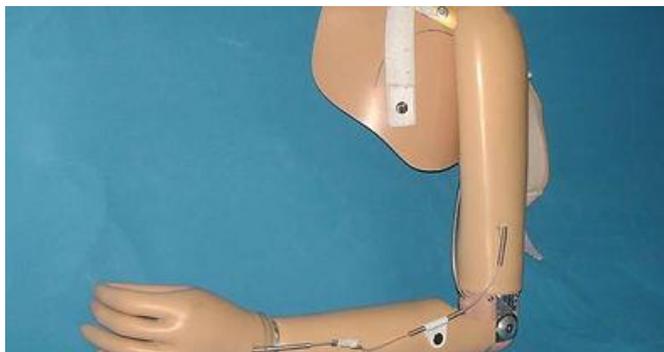


Figura 1.3 Prótesis de control corporal [10]

1.4.2.3 Prótesis mioeléctricas

Estas prótesis hacen uso de microprocesadores para amplificar las señales de los músculos, en el caso de señales EMG. Debido a su estructura y al procesamiento de señales, le permite tener un rango de movimiento casi natural, y la aplicación de una alta fuerza de agarre, Figura 1.4.



Figura 1.4 Prótesis mioeléctrica [11]

1.4.2.4 Prótesis híbridas

Combinan la potencia corporal y el control mioeléctrico, permitiendo el control del codo y la mano al mismo tiempo, Figura 1.5.

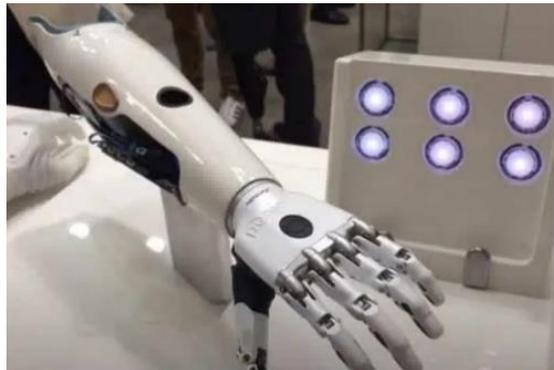


Figura 1.5 Prótesis híbrida [12]

1.4.2.5 Prótesis específicas para cada actividad

Son diseñados para tareas en específico debido a que otros tipos de prótesis no son eficientes para estas actividades, por lo que es necesario de realizar un diseño especial, ejemplos están en el sostener un martillo, un palo de golf o un bate, Figura 1.6.



Figura 1.6 Prótesis para sostener herramientas [13]

1.4.3 Señales Bioeléctricas

Las prótesis con alimentación están equipadas con baterías y pueden ser dirigidas por señales electromiográficas, electroencefalográficas, electrocorticográficas y otros electrocardiógrafos. Las señales ECOG y TMR presentan procedimientos invasivos, mientras que, las señales menos invasivas son EMG y EEG. Las desventajas de las señales EEG consisten en fallas en precisión, fiabilidad, flexibilidad, tasa de transferencia de datos y su difícil ajuste en la adquisición de datos.

1.4.4 Electromiografía

Desde hace varios años atrás se desarrollaron proyectos aplicando electrodos de superficie para la percepción de señales. Los principales inconvenientes son la baja selectividad y la elevada inestabilidad en la señal [14].

Es importante señalar que los dispositivos protésicos mioeléctricos no han conseguido una mayor evolución durante los últimos años [15], pues en general su funcionamiento consiste en detectar las señales EMG de forma transcutánea colocando electrodos sobre la superficie del músculo, dicha señal de actividad es la que se registra como entrada para controlar y predecir futuros movimientos en la prótesis [16]. La piel y grasa representan una restricción para la recepción de la amplitud en la señal

EMG, pues los registros de la señal se interponen [17], por lo tanto, este desfase es elevado en los pacientes con sobrepeso.

Otro problema recurrente que desencadena inconsistencias con las señales EMG es la variación del posicionamiento de los electrodos al mover el muñón y la interferencia en la resistencia de los electrodos ante la excesiva segregación de sudor [18]. Como resultado se fatiga el musculo al incrementar las contracciones y se restringe la fiabilidad del control mioeléctrico. Para cubrir las deficiencias de solo usar señales EMG surge la idea de implementar fusión de sensores, adicionándole PPG para la detección muscular.

1.4.5 Impresión 3D

Un factor resonante es el costo de las prótesis, ya que sus precios se encuentran oscilando entre los \$25000 a \$70000 [19]. El diseño asistido por computador, la fabricación aditiva y los recursos de código abierto desempeñan un rol importante, dando paso a la impresión 3D como opción potencial para minorar gastos, alivianar y personalizar prótesis.

Se construye una pieza al adicionarse deposición del material capa tras capa, mostrando la facultad de la impresión para ajustarse a las discapacidades en personas que carecen de extremidades superiores, sin recurrir a gastos en herramientas adicionales, ni en costos de producción [20]. Cabibihan menciona en su revisión que, de los 33 agarres posibles en una mano humana, las prótesis de mano son capaces de efectuar tres posturas de agarres con una mano protésica impresa en 3D [21]. e-NABLE y Thingiverse son catálogos en línea con accesibilidad a modelos 3D de prótesis para ser impresos gratuitamente [22].

1.4.6 Sensores EMG

Otro problema que presenta la prótesis mioeléctrica es su velocidad de respuesta lenta [23]. La sEMG no requiere de una intervención quirúrgica o algún procedimiento invasivo para poder medir la actividad muscular. La magnitud que oscila en su medición es de 10mVp-p en un rango de frecuencia entre 0 a 500 Hz [24]. Además, el posicionamiento del muñón perturba la señal sEMG, para evolucionar el control multimodal desde la base de datos se entrena el sistema y se intenta generalizar el movimiento del brazo en distintas posiciones [25].

1.4.7 Fusión de datos

La fusión de datos es el proceso de combinar las mediciones provenientes de distintos sensores, lo cual permite tener un conocimiento más complejo y robusto del proceso o actividad que se está controlando, es decir, este sistema es afectado en menor medida por las perturbaciones que pueden afectar el sistema, y por lo tanto a las mediciones de los sensores [26]. Como resultado de múltiples indagaciones se han obtenido manos mioeléctricas antropomórficas, quienes tienen el don de realizar diferentes patrones de agarre, variar la precisión de agarre y la movilidad de cada dedo [27].

La forma de trabajar en estas prótesis consiste en inspeccionar patrones dentro de un sistema con señales EMG con diversos canales para instrumentos tales como sensores de presión, unidades de medición inercial, sensores de efecto Hall, entre otros. Gharibo en su tesis indica que implementó una modalidad múltiple donde reúne señales de Miografía de fuerza (FMG), electromiografía de superficie (sEMG) y sensores IMU, consiguiendo resultados más confiables y congruentes al fusionarlos [28]. En robótica, se puede enfocar de distintas maneras, ver Figura 1.7.

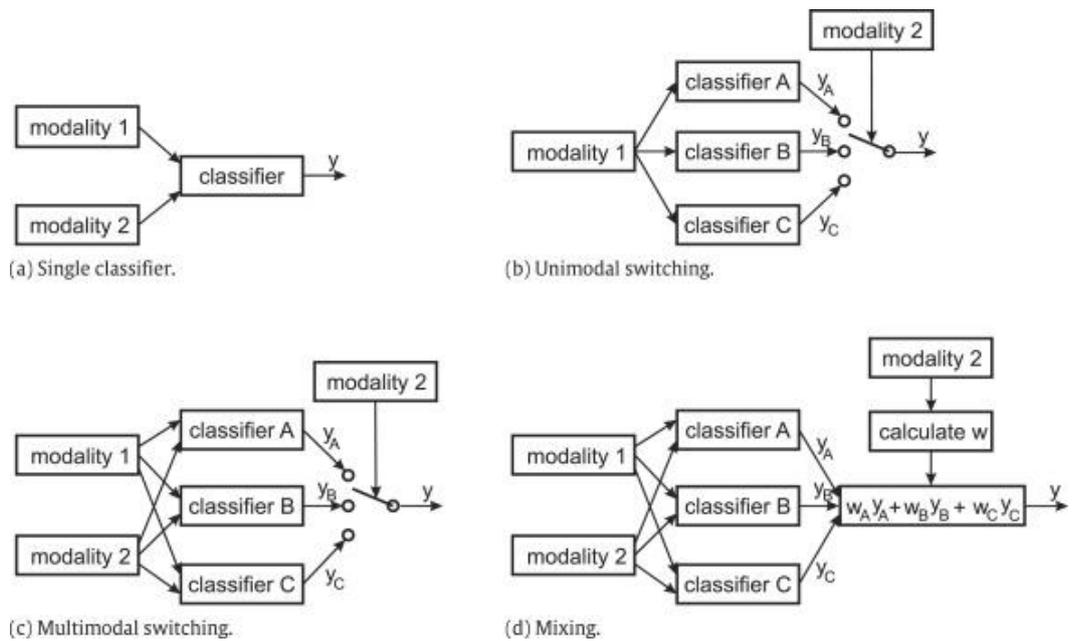


Figura 1.7 Enfoques de la fusión de datos [29]

1.4.8 Sistemas Embebidos

Un sistema embebido es un sistema de procesamiento de información que se integra a un producto. Las aplicaciones de sistemas embebidos abarcan áreas de transporte como automovilística, aérea, ferroviaria, marítima; aplicaciones en manufactura teniendo sistema IoT, formando parte de la Industria 4.0; la robótica, el sector de la salud, en la medición y control de signos vitales; agricultura, control de variables como temperatura y humedad, detección de animales; telecomunicaciones, entre otras [30].

1.4.9 Arquitectura basada en RISC-V

RISC-V es un ISA de licencia libre, permite reducir el coste de los procesadores que lo utilizan [31]. Adicionalmente, al ser basado en la arquitectura RISC, permite una mayor capacidad de trabajo del CPU debido a que requiere de menor cantidad de ciclos de reloj para la ejecución de tareas.

Entre los dispositivos que utilizan esta arquitectura se encuentra el microprocesador ESP32-C3 y sus características Tabla 1.1.

Tabla 1.1 Características de microprocesador ESP32-C3

400 KB de SRAM
Subsistema de Wifi
Subsistema de Bluetooth LE
Un núcleo de 32 bit RISC-V de 160 MHz
16 pines programables
SPI
UART
I2C
I2S

1.4.10 Inteligencia Artificial

La inteligencia artificial es una rama de las ciencias computacionales. Al ser implementada en una prótesis provee la oportunidad de tener un control más adaptativo y que el sistema opere según lo que se desee la persona con amputación [32]. La técnica aplicada sobre la señal EMG consiste en centrarse en reconocer patrones. Las señales de salida almacenan datos acerca de los movimientos posibles para la extremidad residual, Figura 1.8. Se clasifican los patrones según sus características para reconocer los diferentes patrones EMG. A través de un controlador se remite un comando para ejecutar el movimiento [33]. Para incrementar la estabilidad de control se puede usar 50Hz-60Hz [34].

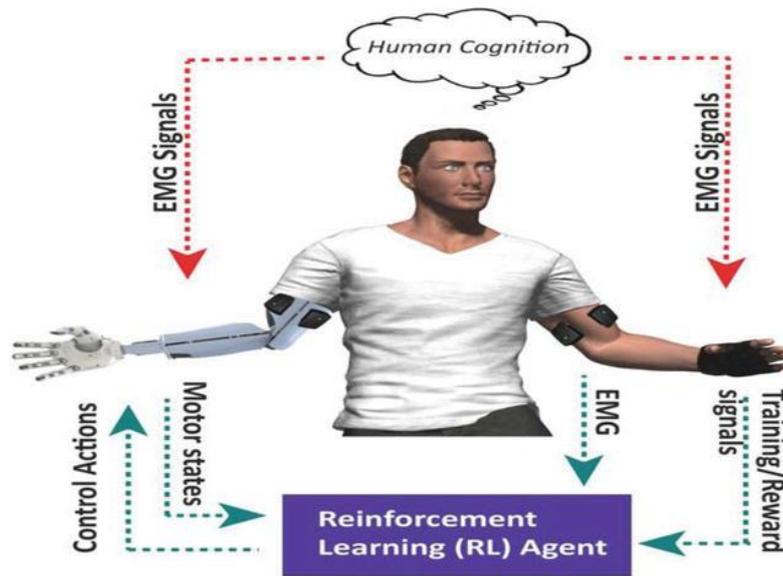


Figura 1.8 Flujo de información con EMG [35]

1.4.11 Algoritmos de Clasificación

Los algoritmos basados en inteligencia artificial incluyen:

1.4.11.1 Aprendizaje automático

El aprendizaje automático ML, evoluciona empíricamente luego de haber estudiado algoritmos informáticos. Involucra el Aprendizaje supervisado (descifra el patrón de nuevos conjuntos de datos), Aprendizaje no supervisado (halla una solución a datos desconocidos o no etiquetados) y Aprendizaje por refuerzo RL (un agente aprende estratégicamente primero de sus errores y después al interactuar con el ambiente maximiza la recompensa).

1.4.11.2 Aprendizaje profundo

El aprendizaje profundo es capaz de aprender automáticamente, basándose en el sistema de red neuronal humano (Figura 1.9). Resuelven problemas difíciles rápidamente enfocados en reconocer la tendencia en patrones, la agrupación y la clasificación.

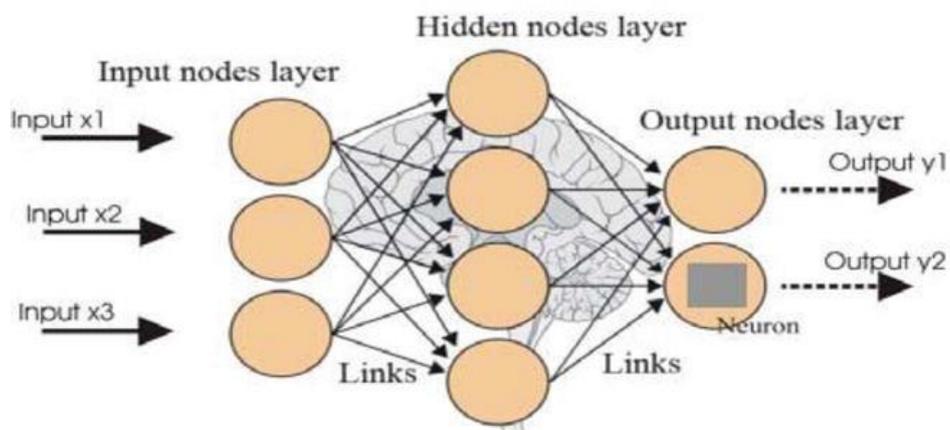


Figura 1.9 Capas de una Red Neuronal Artificial [36]

1.4.11.3 Otras técnicas de IA

El aprendizaje profundo con la red neuronal de convolución CNN puede identificar objetos mediante visión artificial y por la red neuronal recurrente RNN memorizar el pasado. Por ejemplo, uno de los avances recientes que consiguió Jafarzadeh es la implementación de una red neuronal para el movimiento en tiempo real de una prótesis de miembro superior con 6 capas convolucionales y 2 capas profundas incluyendo memoria FIFO y utilizando Tensorflow [37].

1.5 Estado del arte

Ten, Kate et al. [38], presentan una revisión de distintas prótesis 3D impresas de extremidad superior, en este grupo, 20 prótesis se especifican que varían en un costo de producción entre el rango de \$5 a \$500. Se recalca que el coste de \$5 representa el valor de la impresión 3D, mientras los costos más elevados en otras son debido al uso de otros elementos y dispositivos como cables, motores y componentes electrónicos. Además, se menciona que los desarrollos de compañías como You Bionic y Open Bionics, tendrían un costo de \$3000. Por otro lado, Jafarzadeh M. et al. [39] muestran que para distintos tipos de tecnología,

materiales y funcionalidades pueden variar desde un precio de \$10000 hasta los \$100000.

También se muestra el tipo de actuación en las distintas fuentes, Figura 1.10. En esta gráfica, 32 prótesis son de control corporal, 23 son mioeléctricas controlada externamente y 3 pasivas.

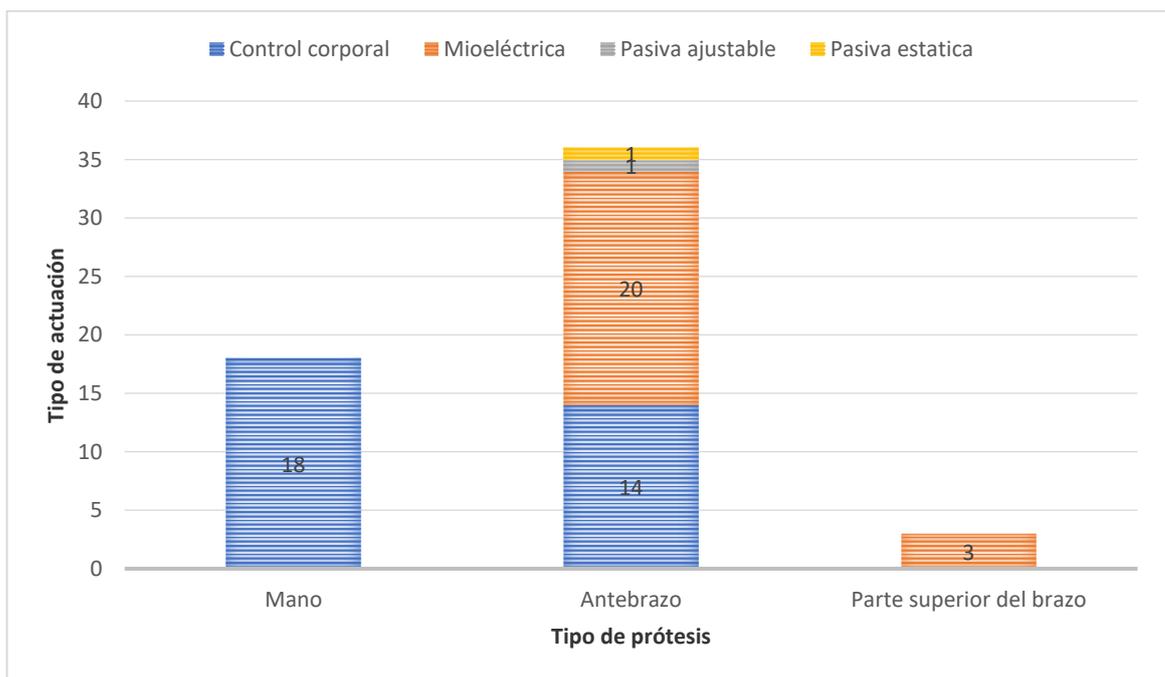


Figura 1.10 Tipo de actuación de prótesis [38]

Se observa el tipo de control de las prótesis en la Figura 1.11, donde el principal modo de control es la señal EMG con 20 casos, seguido del control por muñeca con 17 casos.

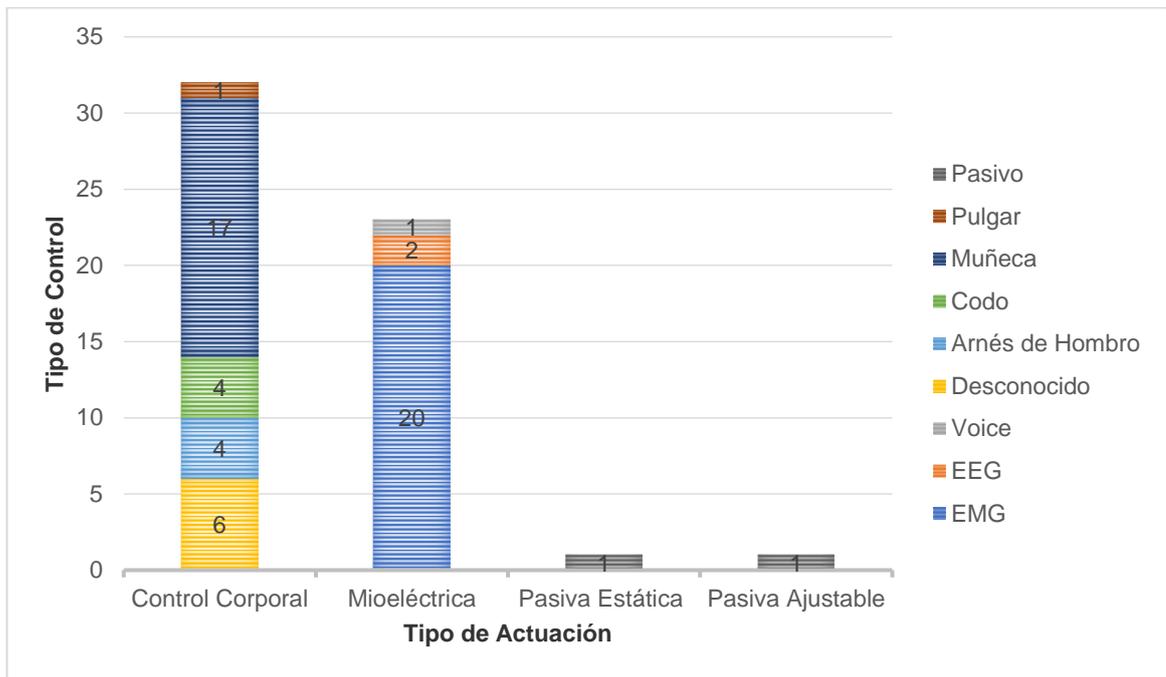


Figura 1.11 Tipo de control en base del tipo de actuación de prótesis [38]

Se muestra los métodos empleados en la fabricación de las prótesis analizadas en la Figura 1.12. La principal tecnología usada es la FDM con 46 casos.

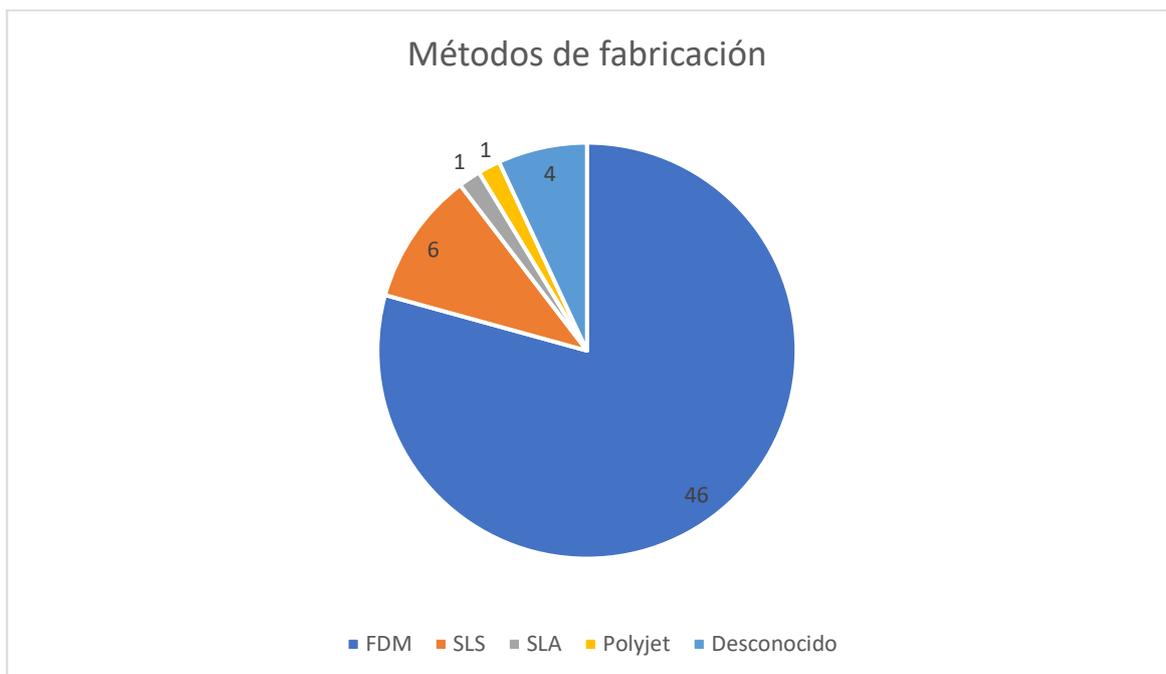


Figura 1.12 Métodos de fabricación de impresión 3D en prótesis [38]

La Tabla 1.2 muestra los pesos que presentan 11 prótesis en el estudio.

Tabla 1.2 Ejemplo de Tabla [38]

Modelos	Peso (g)
Andrianesis' hand	350
Gretsch' hand	240
Groenewegen's hand	71
O'Neill's hand	960
Cyborg beast	131.5
Dextrus EMG	450
Handiii COYOTE	750
InMoov 2 hand	450
Latest bionic arm	250
Roboarm	2000
Tact	350

En la Tabla 1.3, se muestra como algunos aplicaron fusión de datos en la literatura, empleando diferentes sensores para alcanzar una mejor precisión en comparación con los modelos que solo utilizan un tipo de sensor.

Tabla 1.3 Tecnologías de fusión de datos [40]

Tecnologías
Sensor de cámara + Sensor de distancia + Sensor EMG
Unidad de medida inercial (IMU) + Sensor EMG
EMG + Acelerómetro
Visión en estéreo + Realidad aumentada + Interfaz EMG
Visión por computadora + Sensor inercial
IMU + Sensor de fuerza + Sensor mioeléctrico
EEG + ENG
EEG + ENG

CAPÍTULO 2

2. METODOLOGÍA.

En este capítulo se discute sobre identificar la mejor alternativa para solucionar nuestra problemática, su diseño e implementación, aplicando las ramas de la Mecatrónica, detallando su parte mecánica, principios electrónicos, código de programación, y su forma de ser controlada.

La prótesis realizó en base a ensayos de movimientos, pruebas experimentales de señales para poder disminuir la tasa de error y dar lugar a la creación de un prototipado completo.

2.1 Requerimientos del diseño.

Entre algunas de las características que el paciente ha elegido como predominantes para el diseño de la prótesis mioeléctrica se indican en la Tabla 2.1. Más detalles en el Apéndice L.

Tabla 2.1 Requerimientos de diseño

Característica	Valor
Duración	3 horas
Costo	\$400
Carga	600g
Peso	600g
Dimensión	200mm

2.2 Selección de la alternativa de la solución

Considerando los parámetros de la Tabla 2.1. Se han elegido tres posibles escenarios de solución.

- Alternativa 1:

Diseño de prótesis mioeléctrica que actúa mediante los datos recibidos de dos

tipos de sensores (EMG y PPG), permite controlar tareas de agarre y sujeción de objetos. Su construcción se realiza a través de impresión 3D. Se emplea un microcontrolador.

- Alternativa 2:

Diseño de prótesis de extremidad superior que tenga sensores en los dedos de la prótesis para controlar la fuerza de agarre que se aplica en los objetos, además de un sensor EMG para realizar los movimientos de mano. Se realiza con materiales metálicos. Se emplea un microcontrolador.

- Alternativa 3:

Diseño de prótesis de extremidad superior que tenga una cámara para el reconocimiento de los objetos que se requieran sujetar, además de un sensor EMG para realizar los movimientos de mano. Su emplea de un microprocesador para estas tareas. Se realiza a través de impresión 3D.

Se le ha dado un nivel de significancia a cada característica, para de esta forma acoplarnos más a las necesidades del paciente y a sus requerimientos. Dichos porcentajes se observan en la última columna llamada “Ponderación” en la Tabla 2.2.

Tabla 2.2 Criterios de selección

Criterio	Costo	Peso	Duración	Carga	Dimensión	$\Sigma+1$	Ponderación
Costo		1	0	0.5	1	3.5	0.23
Peso	0		0	0.5	1	2.5	0.17
Duración	1	1		1	1	5	0.33
Carga	0.5	0.5	0		1	3	0.20
Dimensiones	0	0	0	0		1	0.07
						15	1

Una vez obtenidos los criterios de selección se puede hallar la solución más idónea que se ajusta a nuestra problemática y que cumple con los requerimientos necesarios para presentar un prototipo válido y optimo, Tabla 2.3.

Tabla 2.3 Resultados de alternativas

Solución	Duración	Costo	Carga	Peso	Criterio 5	Dimensión	Prioridad
1	0.117	0.069	0.139	0.067	0.028	0.419	1
2	0.039	0.028	0.139	0.067	0.011	0.283	3
3	0.078	0.069	0.056	0.067	0.028	0.297	2

En este caso, la solución más idónea es la alternativa 1, en la que se indicó que se debe realizar una prótesis mioeléctrica utilizando un microcontrolador y sensores EMG y PPG.

2.3 Proceso de diseño.

El proceso de diseño para el proyecto integrador consistió en superar varias etapas, entre ellas se encuentran el estudio del paciente, el diseño mecánico, la adquisición de señales, el procesamiento y envío de datos para la predicción de movimiento en la prótesis mioeléctrica como se muestra en la Figura 2.1.

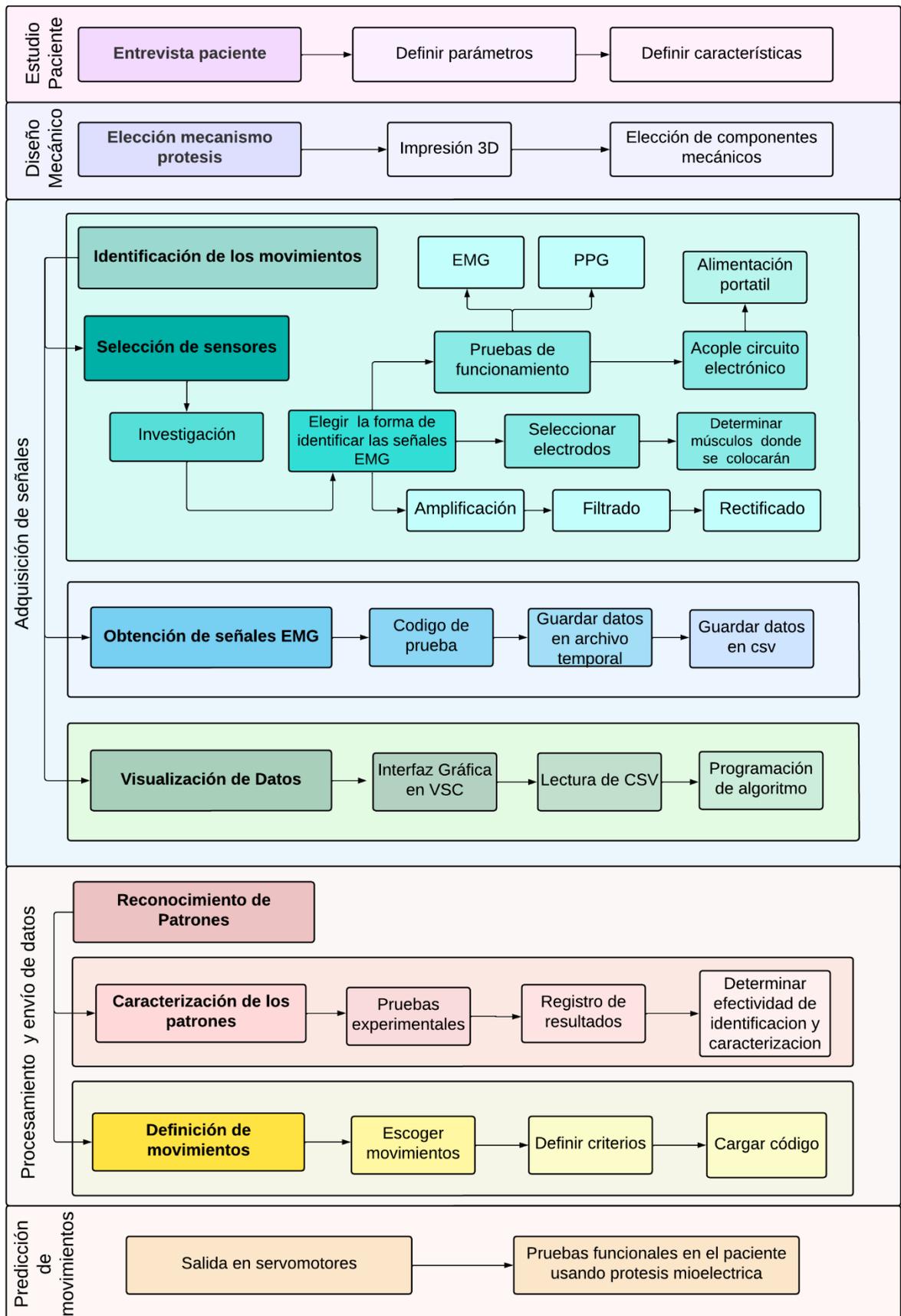


Figura 2.1 Metodología de diseño de prótesis mioeléctrica

2.4 Diseño conceptual mecánico

La mano protésica está conformada de palma, falanges, antebrazo y muñeca, Figura 2.2. Siendo estéticamente parecida a la fisonomía humana. La importancia del dedo pulgar destaca al ser fundamental para cumplir la funcionalidad del agarre, por lo que este dedo debe realizar un movimiento preciso y estable al oponerse a las otras falanges.

En la implementación de la prótesis para la movilidad de cada dedo se consideró un mecanismo de hilo, siendo una opción bastante entretenida y principalmente estética. Además, son más rápidas y fáciles de prototipar.

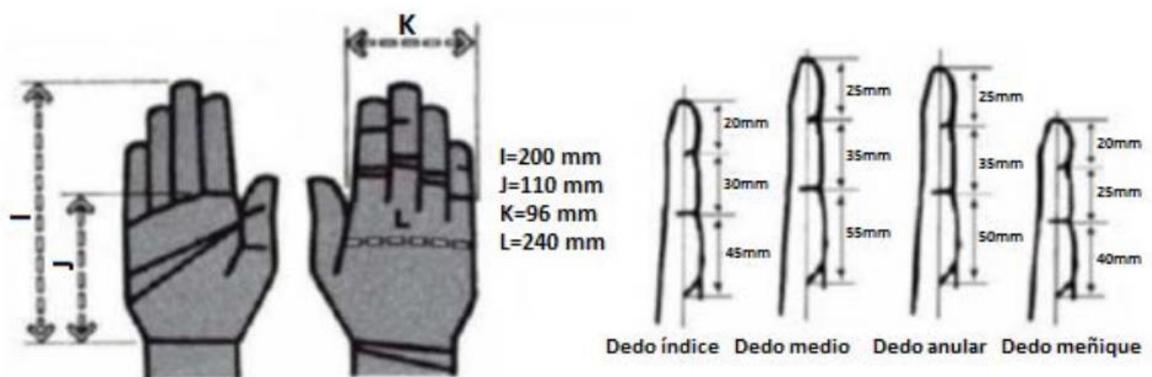


Figura 2.2 Medidas promedio de manos [41]

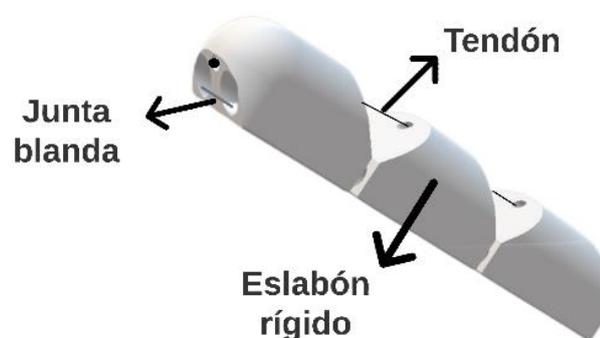


Figura 2.3 Partes de la falange protésica

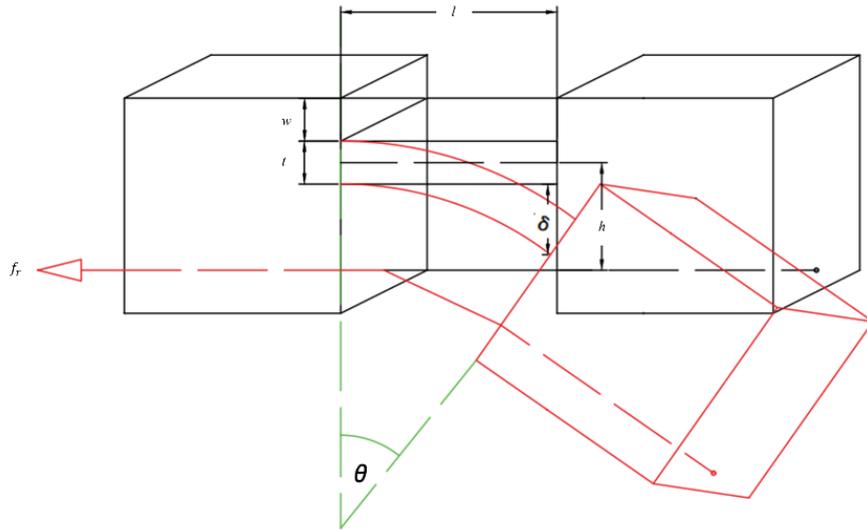


Figura 2.4 Modelo de junta pasiva modular

El mecanismo se compone de una junta blanda, un eslabón rígido y un tendón, Figura 2.3. En este tipo de diseño se modela según Figura 2.4, se requiere un actuador por cada dedo, este ejerce una fuerza f_{rj} en el tendón $j - n$, generando un torque $T_i = f_{rj} * h$ sobre la articulación i . Teniendo la deflexión δ_i (ecuación 2.1) del elemento elástico en la articulación, con su ángulo de rotación (ecuación 2.2).

$$\delta_i = -\frac{f_{rj} h l_i^2}{2E_i I_i} \quad (2.1) \quad \theta_i = -\frac{f_{rj} h l_i}{E_i I_i} \quad (2.2)$$

E_i Módulo de Young del material

I_i Segundo momento de área

l_i Longitud del módulo parte elástica

Cabe decir que, cualquier material al que se le aplicó una carga con el tiempo este presentará una deformación. Solo en el caso de que la carga sea minúscula se disipa la distorsión al quitar la carga ejercida. Se garantizó la validez de las piezas de la prótesis considerando los esfuerzos a los que se encuentra sujeta, teniendo esfuerzo de compresión y esfuerzo cortante, Figura 2.5. Al estar el dedo a 45° actúan ambos esfuerzos simultáneamente y se genera el esfuerzo máximo.

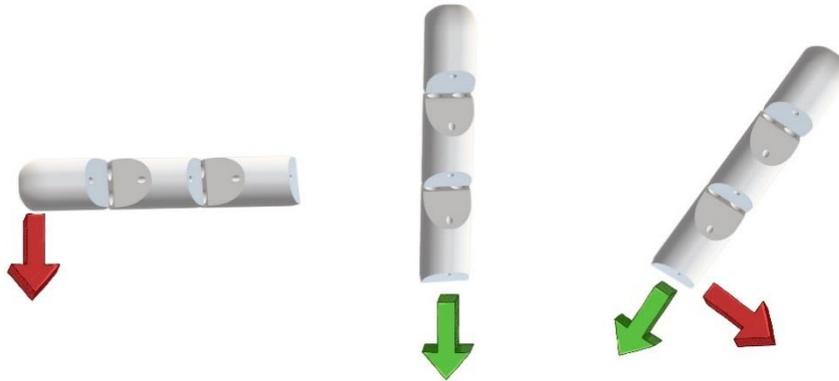


Figura 2.5 Dedo con esfuerzos aplicados en posiciones horizontal, vertical e inclinado

$$S_c = \frac{F \cos \theta}{A} \quad (2.3)$$

$$S_h = \frac{F \sin \theta}{A} \quad (2.4)$$

F Fuerza aplicada

θ Ángulo entre la fuerza y dedo

A Área de sección transversal del dedo

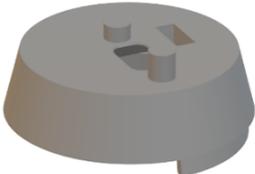
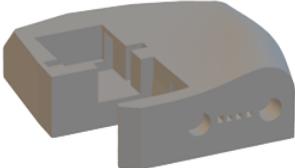
Para ser capaces de realizar una implementación adecuada se eligió recurso fuente Thingiverse, en donde se encontró una prótesis Open Source que cumplía los requisitos mencionados y contaba con los respectivos archivos STL de cada pieza para realizar el ensamble completo de la extremidad superior al imprimirla en 3D.

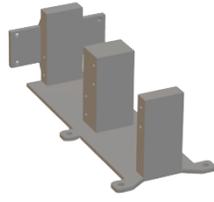
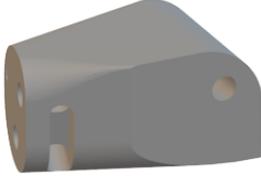
2.4.1 Parámetros del diseño mecánico.

Se escogió el diseño expuesto por Ryan Gross que cumple con los requisitos básicos de movimientos de un brazo robótico humanoide que se adapta a nuestras necesidades, siendo un recurso gratuito de acceso público. Se utilizó PLA para la impresión y tuvo un costo aproximado de \$40, fue sencillo de implementar y bastante económico. Se consideró emplear material PETG debido a su fácil acople a las extremidades y por acatar la normativa ISO 10993-1, pero se lo descartó por su elevado costo

(Especificaciones de materiales de impresión en Apéndice B), se detalla las piezas en la Tabla 2.4.

Tabla 2.4 Partes de diseño mecánico

Pieza	Imagen	Descripción
Dedos		<p>Estas pequeñas piezas constituyen las falanges distal, medial y proximal. Tienen orificios para ser atravesadas por cable de nylon.</p>
Brazo		<p>Pieza que forma la parte inferior del antebrazo del paciente.</p>
Cubierta brazo		<p>Cubierta superior para antebrazo.</p>
Unión de brazo y mano		<p>Parte para adaptar y unir la parte superior e inferior del antebrazo con la mano.</p>
Mano		<p>Pieza que representa la palma de la mano. Tiene un orificio para ajustar el dedo pulgar con su respectivo servomotor.</p>
Soporte de		

Servos		Soporte para adaptar los servomotores de los dedos en la parte inferior del antebrazo.
Dedo pulgar		Elemento que cumple la función del dedo pulgar. Dedo que tiene 2 grados de libertad.
Soporte rotación muñeca		Pieza que une la parte superior e inferior del antebrazo y que permite el ajuste de otro servomotor para rotación de muñeca.

2.5 Hardware de adquisición de Señales.

Se constituyeron varios pasos para adquirir señales EMG entre los principales se muestran en el Figura 2.6.

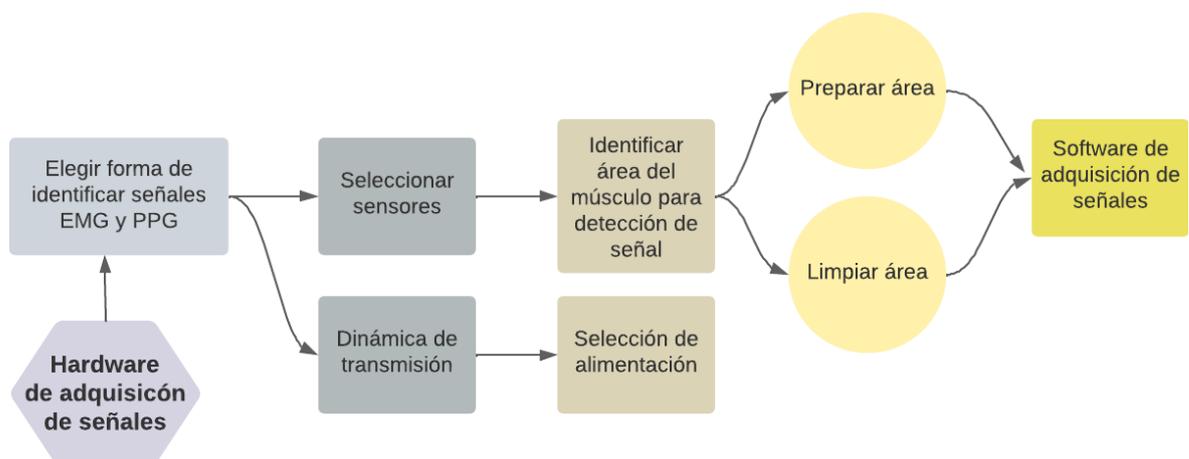


Figura 2.6 Etapas física para adquisición de señales

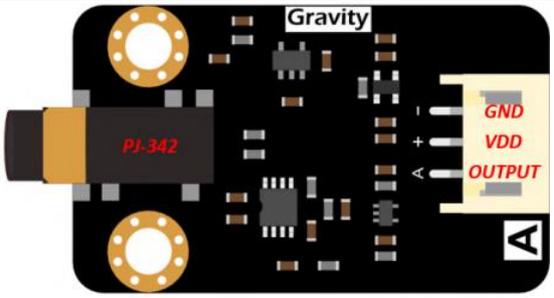
2.5.1 Selección de sensores.

Teniendo en cuenta el error que suelen tener las prótesis mioeléctricas que sólo utilizan un tipo de señal, se optó por analizar dos señales, la EMG Y la PPG.

2.5.1.1 Sensores EMG.

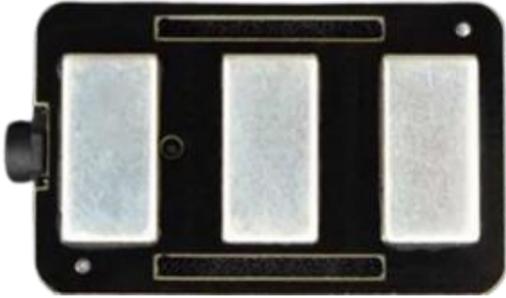
DFRobot creó un sensor de inducción activo que utiliza un electrodo seco llamado Análogo EMG que reconoce sEMG de alta calidad. Muestra el comportamiento muscular y neuronal del paciente. Su implementación es sencilla, el módulo se aplica en áreas estáticas o dinámicas. No requiere gel conductor. Incluye un circuito de filtrado, disminuye ruidos y amplifica la sEMG (Revisar Apéndice O para conocer todos los tipos de sensores EMG). Según la forma de onda de la señal de salida se analiza la sEMG. A mayor intensidad de la actividad del músculo mayor es la fuerza de la señal [42]. El sensor cuenta con dos partes, toda la información de la tarjeta transmisora de señal que contiene el circuito de acondicionamiento para el sensor EMG se muestra en la Tabla 2.5, parte que se encarga de realizar la lectura de la señal que se deriva a los electrodos secos (Tabla 2.6).

Tabla 2.5 Tablero del transmisor de señal

Imagen	
Voltaje de suministro	+3.3V~5.5V
Voltaje de funcionamiento	+3,0 V
Rango de detección	+/-1,5 mV
Conector de electrodo	PJ-342

Conector del módulo	PH2.0-3P
Voltaje de salida	0~3.0V
Temperatura de funcionamiento	0~50 ude
Tamaño	22 mm * 35 mm

Tabla 2.6 Tablero de electrodos secos

Imagen	
Conector de electrodo	PJ-342
Tamaño de la placa	22 * 35 mm
peso	36g

2.5.1.2 Sensor PPG

Por medio del sensor MAX30100 es posible llevar el registro de tales señales con la ayuda de un ESP32 muestreando la oxigenación, frecuencia cardiaca para reemplazar la actividad muscular en tiempo real [43]. Instrumento capaz de realizar mediciones del ritmo cardiaco y de SPO2 con lectura de datos basada en tecnología IOT con conexión a WIFI, especializado en llevar un control de la saturación de oxígeno presente en la sangre controlando y precaviendo catástrofes en la salud de las personas.

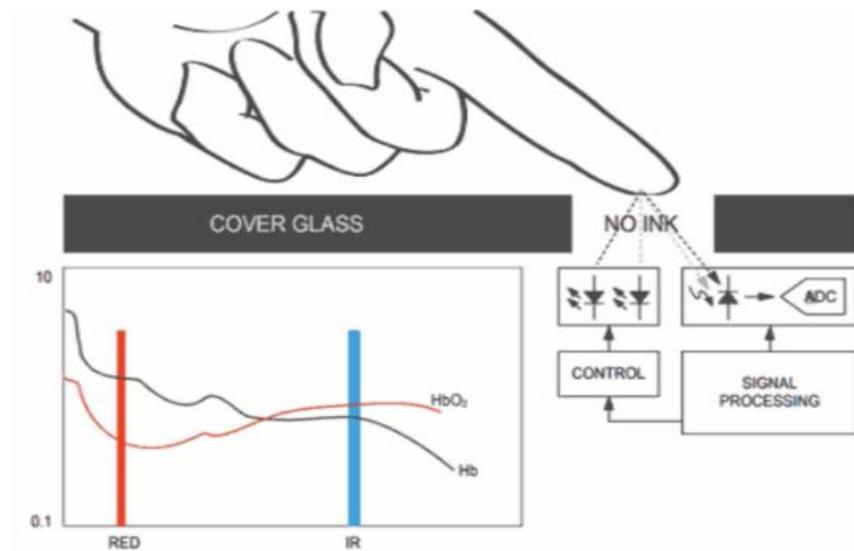


Figura 2.7 Principio de funcionamiento de MAX30102 [44]

El fotosensor recibe la luz reflejada convirtiéndola en una señal eléctrica. Posteriormente la señal se filtra y se digitaliza por el ADC, el proceso se indica en la Figura 2.7. Se configuran los leds IR y RED almacenando las señales de 6 bytes. Para comprender el banco de memoria de las muestras revisar el Apéndice G. Las propiedades de este componente se detallan en la Tabla 2.7.

Tabla 2.7 Propiedades MAX30102

<p>Imagen</p>	
<p>Corriente controlador LED Rojo</p>	<p>0 – 50 mA</p>
<p>Corriente controlador LED IR</p>	<p>0 – 50 mA</p>
<p>Ancho de pulso</p>	<p>69 μs – 411 μs</p>
<p>Subsistema de medición de</p>	<p>Cancelación luz ambiente</p>

SpO2	
Filtro Tiempo discreto patentado y un ADC	Sigma-delta
Rango de entrada ADC	18 bits de 2 μ A a 16 μ A
Velocidad de muestreo	50 muestras por segundo a 3.200
Sensor de temperatura	Permite compensación de error
Modo de operación fotopleletismograma convencional (PPG)	LED rojo
Modo de operación SpO2	LED rojo como el IR

2.5.2 Selección de placa.

La mayoría de los sistemas de bajo coste como el sensor Gravity o el sistema funcionan a mucho más bajo nivel y no permiten configurar la señal recibida fuera de ajustar la amplificación de esta. Por este motivo, estos sistemas requieren del uso de un dispositivo como Esp32C3 que reciba, filtre y procese la señal, Figura 2.8. Existen sistemas que realizan este tipo de tareas por sí mismos, pero son muy costosos.

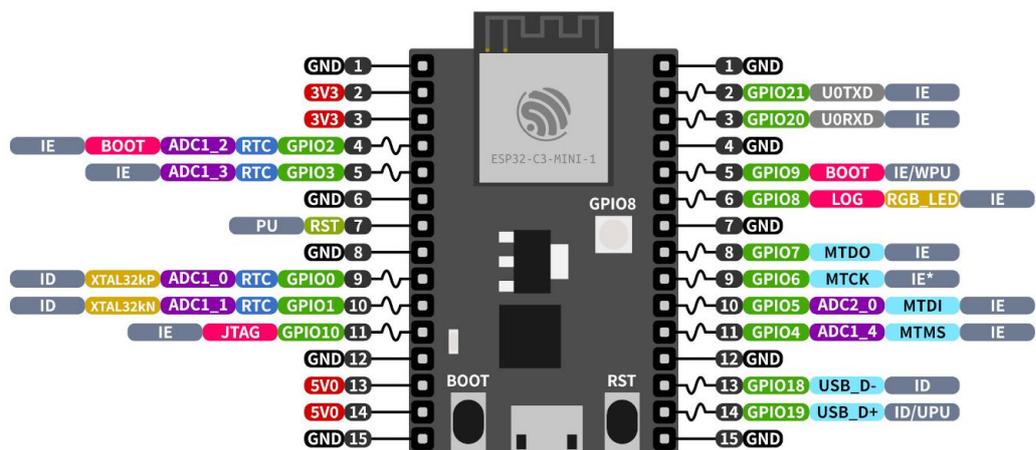


Figura 2.8 Comunicación ESP32C3 [45]

Las propiedades de este microcontrolador se las puntualiza en la Tabla 2.8.

Tabla 2.8 Características ESP32-C3

Procesador	single-core 32-bit RISC-V, de hasta 160MHz
Coprocesador de Bajo Consumo	802.11b/g/n
Flash	SPI 4MB
ROM	480KB
Alimentación	3 a.3.6V
Consumo	44 μ A en el modo deep sleep
Wifi	2.4GHz IEEE 802.11 b/g/n-compliant
Bluetooth	Bluetooth 5, Bluetooth mesh
UART	2
I2C	1

2.5.3 Dinámica de transmisión.

Los servomotores como sistema actuador son eficientes al momento de controlar velocidad y posición, por ello se seleccionó esta opción, adicionándole la relevancia de propiedades como el tamaño y el torque requerido.

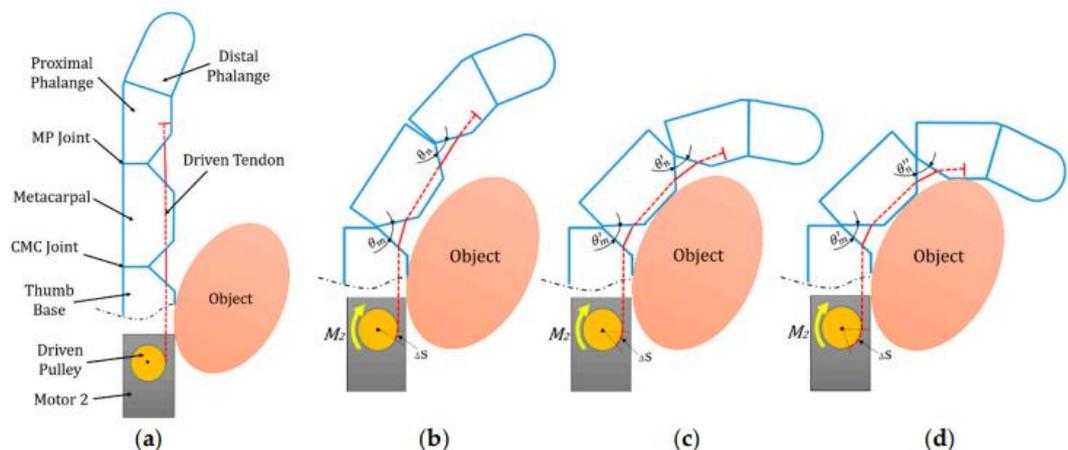


Figura 2.9 (a) estado de extensión completa; (b) aproximación al objeto; (c) articulación carpometacarpiana (CMC) bloqueada por un objeto; (d) estado de flexión totalmente adaptativo [46]

Para los dedos el torque del motor no debe ser tan alto, pero sí el suficiente. Se requirieron engranajes metálicos con una resistencia alta. El

rango en que se mueven las falanges no pasa los 180°, solo adquiere una posición de 90° para el estado de extensión completa y de 45° para estado de flexión totalmente adaptativo, Figura 2.9, por lo que se escogió el servomotor MG90S. Mientras que, para la rotación de la muñeca el torque que se requiere es mucho más elevado, ya que reposa prácticamente todo el peso de la prótesis sobre este, para dicha función es necesario un servomotor DS04NFC. Las propiedades de cada uno se ilustran en la Tabla 2.9. En adición, la elección de los materiales para simular el tendón y la junta blanda se explica en el Apéndice D.

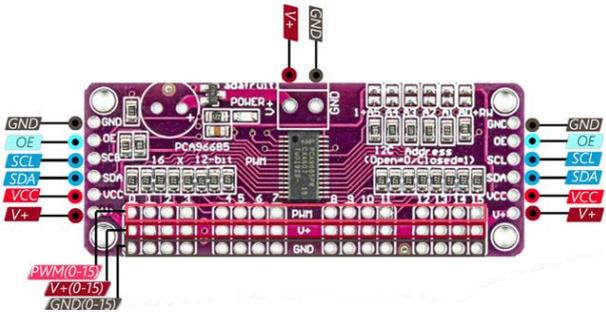
Tabla 2.9 Elección de Servomotores

Imagen		
Nombre	MG90S	DS04NFC
Peso	13.4 g	38g
Dimensión	22.5 x 12x 35.5 mm.	40.8 x 20 x 39.5 mm.
Par de torque	1.8 kgf/cm.	5.5kg/cm
Velocidad de operación	0.1 s/60 grados	0.22 s/60
Voltaje de operación	4.8v-6v.	4.8v-6v.
Rango de temperatura	0 °C – 55 °C.	0 C -60 C

El sistema actuador recibió información del microcontrolador, y transformó esta energía eléctrica en energía cinética. Pero al tener que controlar más de 4 señales PWM entre falanges y muñeca es más apropiado

controlarlas por medio de un protocolo de comunicación I2C entre el Driver PCA9685 (Tabla 2.10) al ESP32C3.

Tabla 2.10 Driver PCA9685

<p style="text-align: center;">Imagen</p>	
<p>Voltaje de Funcionamiento</p>	<p>3V ~ 5V</p>
<p>Vmax +</p>	<p>6V</p>
<p>Numero de salidas por modulo</p>	<p>16 canales</p>
<p>Resolución</p>	<p>12 bits</p>
<p>Frecuencia de Operación</p>	<p>40 Hz ~ 1000 Hz</p>
<p>Dimensiones</p>	<p>60 mm x 25 mm</p>
<p>Rango de temperatura</p>	<p>-40 °C a +85 °C</p>

2.5.4 Selección de Batería.

Uno de los requerimientos del paciente consistió en que la prótesis debía ser portátil. Para el cálculo de la capacidad de la batería se utilizó la ecuación 5.

$$C = I_m * t \quad (2.5)$$

- C Capacidad requerida
- I_m Corriente máxima del circuito
- t Tiempo de autonomía

Se requiere que la energía para suministrar la parte de control y potencia sea menor que la capacidad requerida de descarga y los elementos consumen un total de 3146 mAh (Tabla 2.11). Entonces, la batería debe

tener una capacidad superior a 9500mAh para tener una autonomía de más de 3 horas, con ciclos de carga y descarga prolongados y con dimensiones pequeñas.

Tabla 2.11 Tiempo de autonomía para batería

Cantidad	Dispositivo	Corriente máxima de consumo (mA)	Corriente máxima de consumo total (mA)
1	Max30102	50	50
1	DS04NFC	1000	1000
5	MG90S	400	2000
1	ESP32-C3	100	100
2	Sensor Gravity EMG	20	40
Total consumo			3190 mA
Duración de batería			3.13 horas

En el mercado local se encontró la batería 5RCA500 que proporciona 10000mAh. Es estéticamente elegante, incluye protección para cortocircuitos, sobrecargas y calentamientos, el resto de sus particularidades eléctricas se encuentran en la Tabla 2.12.

Tabla 2.12 Propiedades de batería 5RCA500

Imagen	
Tamaño (mm)	90*60*20
Batería (mAh)	10000
Peso (gr)	160
Entrada	DC 5 V/2.0A
Salida	Dual USB-5V2.1A
Tipo de Batería	Polímero de litio
Energía de Batería	37Wh/3.7V

2.5.5 Requerimientos para la unidad de control.

En Tabla 2.13 se enlistan cada una de las señales presentes en los subsistemas de la unidad de control según su componente, su tipo y la función que ejerce cada señal.

Tabla 2.13 Conexiones a la unidad de control

Subsistema	Componente	Señal	Tipo
MANO	Sensor EMG1	Datos	Analógico
	Sensor EMG2	Datos	Analógico
	Sensor Pulsioximetria	Datos	Digital
	Driver	Grados	PWM
		Activación servos	PWM
Muñeca/Brazo	Sensor EMG1	Datos	Analógico
	Sensor EMG2	Datos	Analógico
	Sensor Pulsioximetria	Datos	Digital
	Driver	Sentido de giro	PWM
		Activación servo	PWM
Alimentación	Batería	Alimentación	Analógica

2.5.6 Preparación del área para mediciones.

Se determinó el área óptima para ubicar los sensores y detectar movimientos realizados sobre los músculos flexores. Al realizar las mediciones se determinó que el paciente debe estar relajado y en una posición cómoda. Al ser electrodos secos no se necesita gel, aun así, es preferible que la zona esté limpia y que no haya ninguna sustancia abrasadora de por medio.

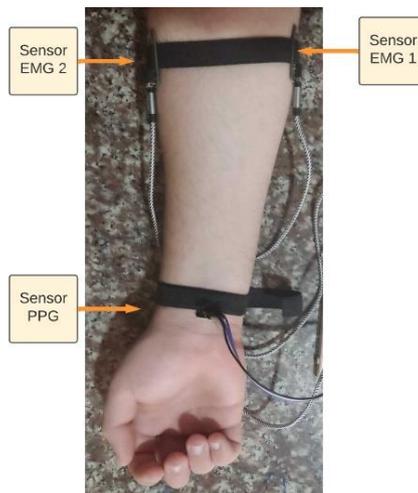


Figura 2.10 Electrodo seco colocado en dirección al músculo

La Figura 2.10 muestra la ubicación del sensor EMG1 en el músculo flexor del carpo, el EMG2 en el músculo braquiorradial y en la rama palmar superficial para la señal PPG. Las señales EMG no dependen de referencia de voltaje, solo de la dirección del musculo. No obstante, para la señal PPG se seleccionó donde había más torrente en la arteria radial.

2.6 Software de adquisición de señales.

Lo que le precede al hardware de adquisición de señales es el software de adquisición de señales. Dicho de otra manera, se precisó diseñar un sistema de control para producir el movimiento en los servomotores con la ayuda de las mediciones recolectadas de los sensores EMG y PPG al realizar movimientos en los músculos. En base a ello, en un sistema embebido se diseñó un control fundamentado en una red neuronal artificial, que está calificada para aprender de todos los datos recolectados y replicar movimientos en la prótesis. En la Figura 2.11 se enseña las etapas del software para adquisición de señales, siendo un proceso metódico.

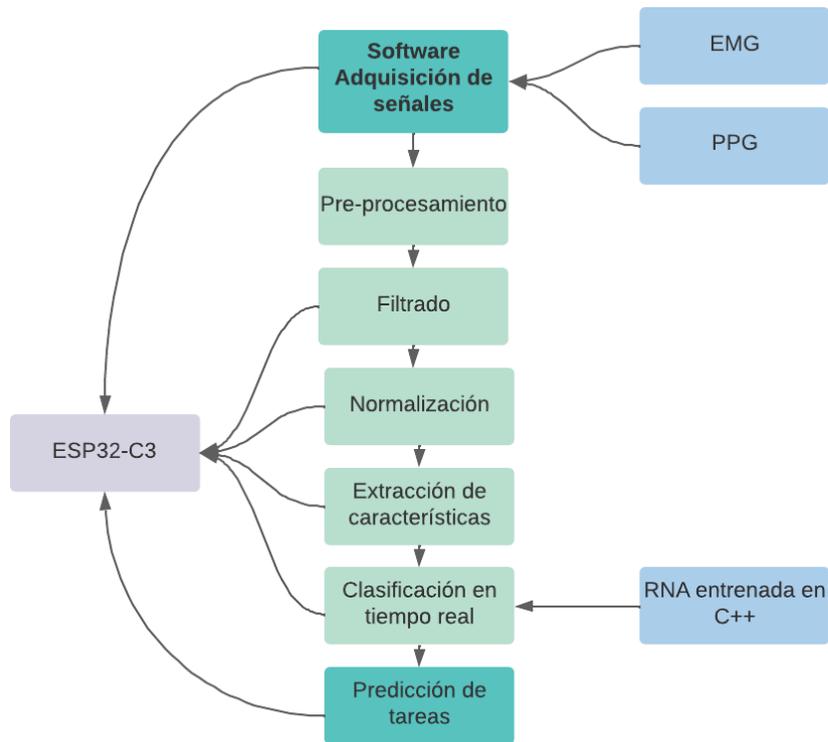


Figura 2.11 Etapas virtuales para adquisición de señales

2.6.1 Entorno del Experimento.



Figura 2.12 Entorno de prueba

Para el experimento el sujeto se sienta en una silla que cuente con respaldar erguido y los talones apoyados sobre el piso. Seguidamente el paciente observa la pantalla en la cual se presenta una interfaz con las acciones a llevar a cabo. Las condiciones para el experimento se aprecian en la Figura 2.12.

2.6.2 Consideraciones éticas y legales.

Para la recolección de datos en tiempo real se necesitó la ayuda del paciente Guissepe Escandón. Se empezó con las pruebas luego de solicitarle al Doctor Kleber González el permiso correspondiente para registrar señales del muñón del paciente mediante la Declaración de Helsinki, señalando que se tiene un consentimiento informado y la transparencia de la investigación en todo momento. Al culminar los ensayos prevaleció el beneficio del paciente contando con el mejor procedimiento y obteniendo resultados concluyentes.

2.6.3 Normativas.

Aplicar una normativa al desarrollo de un producto asegura que el mismo sea seguro, viable y de buena calidad. En el ámbito laboral es una herramienta estratégica que reduce costos al minimizar tiempos muertos y errores, incrementando la productividad. Esto favorece a las empresas a posicionarse en el mercado.

Una prótesis mioeléctrica debido a sus características debe pasar ciertas normativas para poder ser comercializada. En la norma ISO 10993 se delimita las evaluaciones y consideraciones que se debe tener al crear un dispositivo médico e indicar los riesgos biológicos que este producto sanitario posee. Se gestionan los riesgos y se suministra un plan de validación biológico. Su objetivo es salvaguardar la vida del sujeto de prueba y preservar la salud integral al manejar o interactuar con un producto.

2.6.4 Programación de Hardware para ESP32-C3.

Para la programación se eligió la herramienta Arduino IDE debido al fácil acceso a la placa ESP32C3 Dev Module, como también la implementación de bibliotecas para reconocimiento y filtrado de señales.

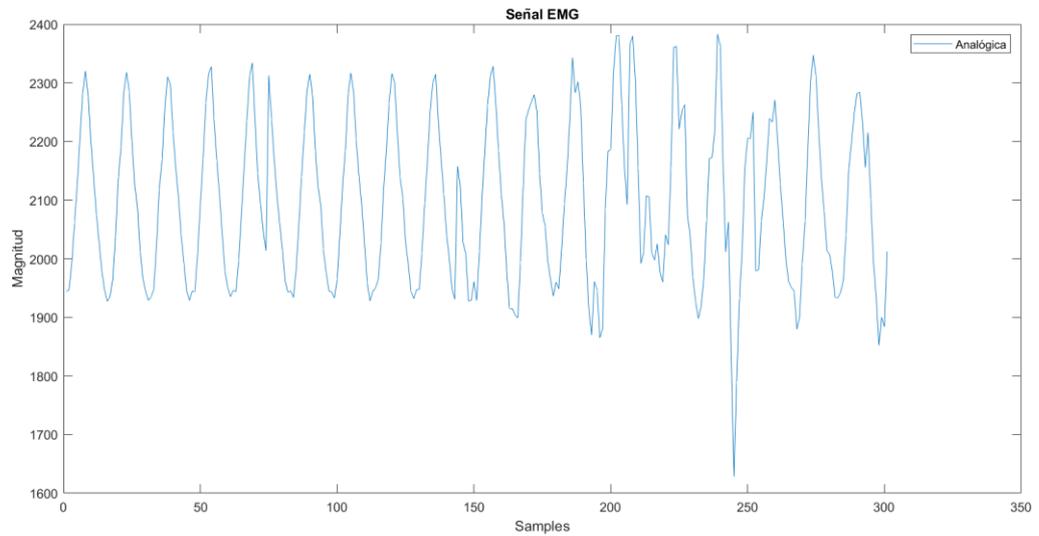


Figura 2.13 Señal EMG analógica

Mediante el sensor análogo Gravity se envía una señal EMG al microcontrolador. La señal EMG tiene gran cantidad de ruido (Figura 2.13) cuando se mide, por lo que requiere ser procesada antes de poder ser interpretada para el control de la prótesis. El procesamiento de la señal de los sensores atraviesa diferentes etapas, tal como se aprecia en la Figura 2.14.

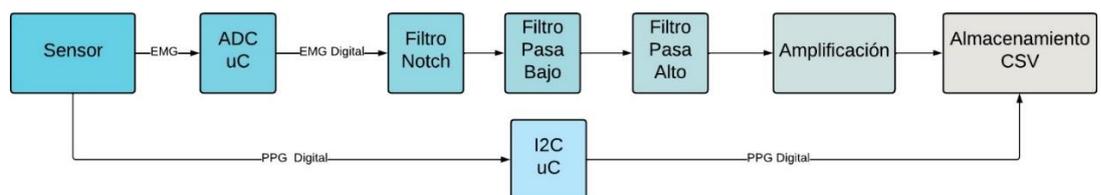


Figura 2.14 Señal EMG filtrada y amplificada

La señal EMG en su etapa de filtrado y amplificación se observa en la Figura 2.15.

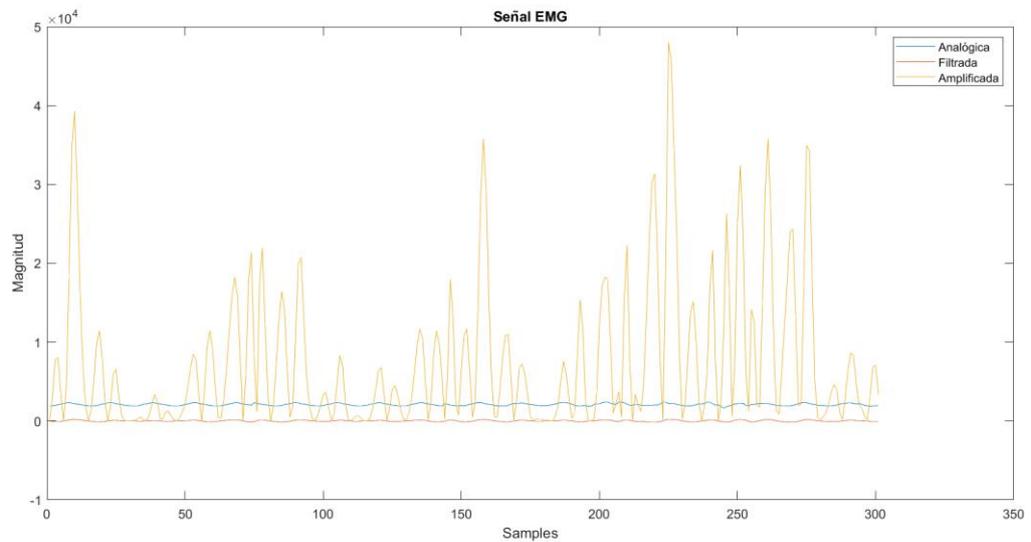


Figura 2.15 Señal EMG filtrada y amplificada

2.6.5 Número de muestras a evaluar por MAX30102.

Se decidió emplear las muestras obtenidas por el led infrarrojo y rojo, puesto que a este le influyen menos las perturbaciones de la luz ambiente y temperatura. Se configuró el sensor para que lea 100 muestras por segundo.

2.6.6 Recolección de Datos con fusión de sensores.

Cada sesión requirió que el sujeto realizara cada movimiento durante el tiempo determinado, en este caso, 5 segundos, seguido del mismo tiempo en descanso. El proceso de recolección de datos cuando el paciente interactúa con la pantalla se lo explica en la Figura 2.16. El estímulo visual en una pantalla de computadora que indica qué movimiento realizar, los movimientos seleccionados para que los replique el paciente se encuentran en la Figura 2.17.

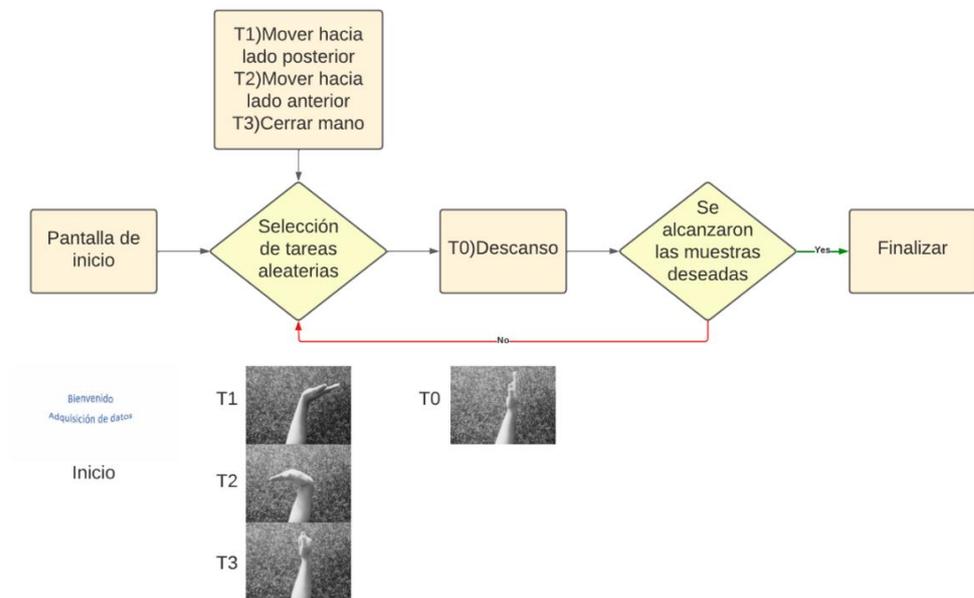


Figura 2.16 Interfaz interactiva para el paciente

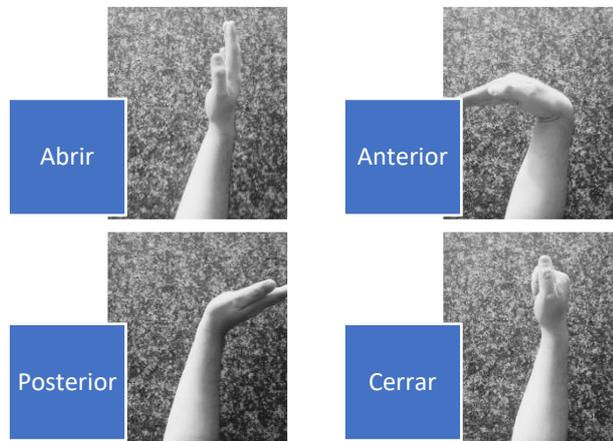


Figura 2.17 Opciones de movimientos a replicar

El dispositivo ESP32-C3 actúa de intermediario entre los sensores y la aplicación de Python. La aplicación toma los datos ya filtrados y procesados del puerto serie con una frecuencia fijada en la programación cargada en el microcontrolador, y los recolecta mediante la aplicación programada en Python, Figura 2.18.

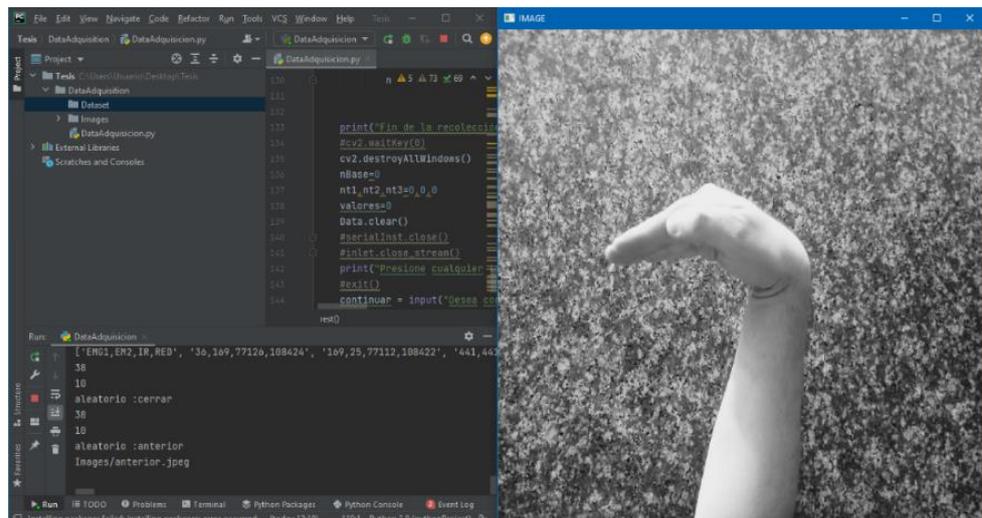


Figura 2.18 Ventana de interfaz con Python

2.7 Recolección de patrones en tiempo real.

La recolección de patrones se fundamenta en el reconocimiento de patrones musculares complejos matemáticamente, mediante la aplicación de clasificadores lineales o redes neuronales, lo que permite extraer de la señal EMG organizaciones de control complejos, tales como el movimiento de la muñeca o de los dedos individualmente. Este tipo de control es muy intrincado de analizar, por lo que requiere de un entrenamiento para los clasificadores a partir de datos reales de usuarios.

2.7.1 Preprocesamiento de Datos.

Los datos brutos de EMG deben procesarse para reducir el ruido y extraer características relevantes para el algoritmo de clasificación. Los detalles del procesamiento realizado en este trabajo se describen a continuación.

2.7.2 Filtrado de frecuencia.

Para filtrar las señales se siguió el procesamiento de Hodges, usando el método de la media móvil.

2.7.3 Normalización.

Se normalizó las columnas del archivo csv aplicando el método de normalización min-max.

$$X_{norm} = \frac{X - X_{min}}{X_{pico} - X_{min}} \quad (2.6)$$

2.7.4 Extracción de características.

Se calcularon las características de la señal por cada sensor, todo esto haciendo uso el método del valor Root Mean Square RMS. Además, se utilizó una longitud de ventana deslizante de 100ms. El estudio se focalizó en extraer características en función del tiempo, ya que computacionalmente requiere de un menor costoso de procesamiento, convirtiéndolo en cálculo más rápido, lo que se traduce en una clasificación más rápida.

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=1}^{N-1} |f_k|} \quad (2.7)$$

2.7.5 Post-procesamiento de datos.

La decisión modelo se procesó a profundidad para lograr conseguir un aumento en la estabilidad frente a decisiones erróneas breves. Adicionalmente, se requiere evitar que el sistema contenga reacciones incorrectas por efecto de muestras individuales clasificadas de manera incorrecta.

2.7.6 Algoritmo de clasificación.

La implementación y el ajuste de parámetros del aprendizaje automático se llevó a cabo utilizando secuencias de comandos en MATLAB y en el marco de Tensorflow. Este último mencionado se lo utilizó para construir clasificadores de aprendizaje profundo en Python.

2.7.7 Aprendizaje basado en características.

Cada uno de los aprendizajes automáticos clásicos y RNA fueron capacitados en características extraídas de varias longitudes de ventana deslizante y superposiciones. La propuesta del modelo se ilustra en la Figura 2.19 y en la Tabla 2.14 se añaden las características para el entrenamiento del modelo.

Tabla 2.14 Estructura Red Neuronal Artificial

Tamaño entrada	20
Capas ocultas	4
Neuronas de capas ocultas	100, 80, 60, 20
Función de activación	RELU y SOFTMAX
Tamaño salida	3
Épocas de entrenamiento	200
Partición de entrenamiento	75%
Partición de validación	12.5%
Partición de testeo	12.5%

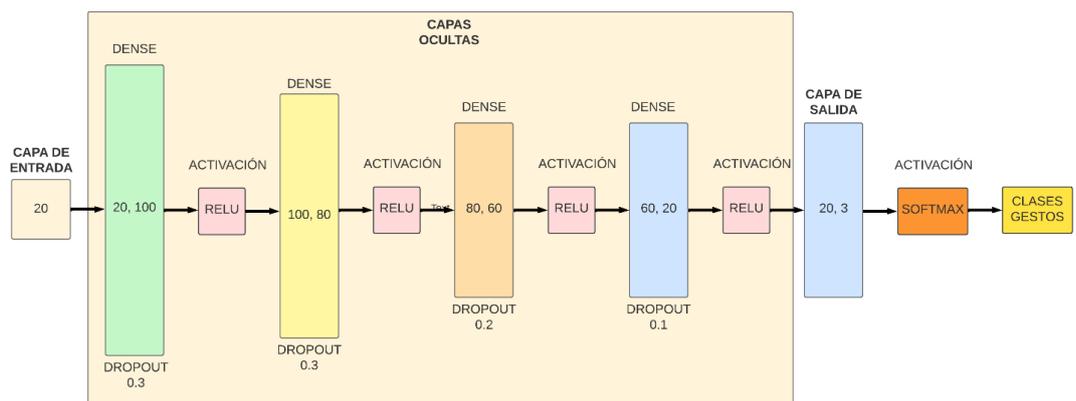


Figura 2.19 Capas de modelo propuesto

CAPÍTULO 3

3. RESULTADOS Y ANÁLISIS

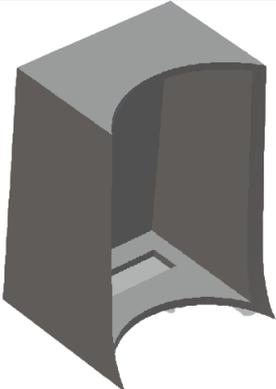
3.1 Diseño Mecánico.

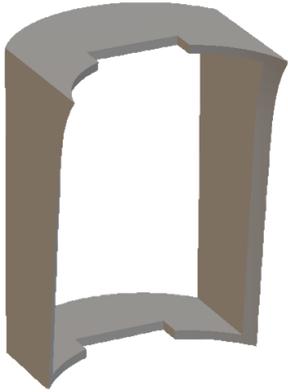
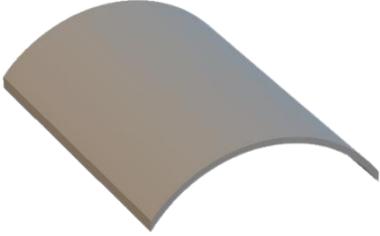
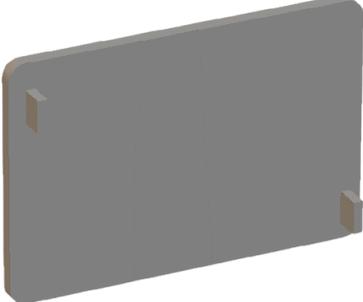
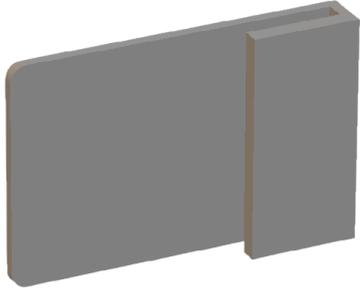
Lo comprendido en el desarrollo del diseño mecánico es la fabricación de las piezas que componen cada una de las partes de la prótesis. Clasificamos en 2 secciones a las piezas diseñadas; la primera de ellas corresponde a la protección para la circuitería, mientras que la segunda sección se conforma por cada una de las piezas móviles del prototipo. En las siguientes secciones se detalla el proceso realizado para el diseño e impresión de la sección correspondiente a la protección de la circuitería.

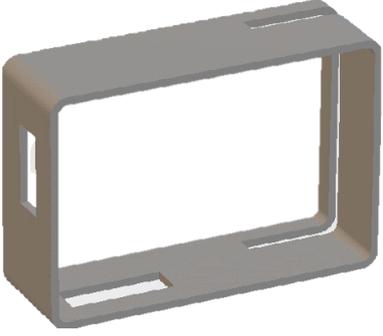
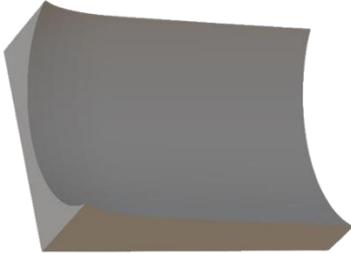
3.1.1 Diseño para la protección de la circuitería.

Un problema recurrente con el diseño de la prótesis es que no es sencillo guardar todo el cableado. Circuito y baterías, afectando negativamente a la estética del producto. Para complementar la prueba de concepto de la prótesis, se diseñaron varias piezas. El objetivo de estas es dotar un espacio seguro para mantener todas las conexiones, sin que algún factor externo intervenga y genere un fallo en su funcionamiento. Por medio de Fusión 360 se diseñaron las piezas de la Tabla 3.1.

Tabla 3.1 Diseño de piezas de soporte

Pieza	Imagen	Descripción
Soporte batería		Cubierta y base para sostener la batería al antebrazo.

<p>Soporte PCB</p>		<p>Pieza para guardar la PCB y todo el cableado.</p>
<p>Cubierta PCB</p>		<p>Cubierta para el soporte de la PCB.</p>
<p>Cubierta inferior de circuito</p>		<p>Cumple la función de tapar la base del circuito.</p>
<p>Cubierta superior de circuito</p>		<p>Cumple la función de cubrir la parte superior del circuito.</p>

<p>Cubierta externa de circuito</p>		<p>Mantiene todo el circuito y cableado dentro.</p>
<p>Base circuito</p>		<p>Pieza de unión entre el antebrazo inferior y la base para el circuito provisional.</p>
<p>Soporte polea</p>		<p>Pieza encargada de transmitir el movimiento del servomotor por medio de una polea a las falanges.</p>

3.1.2 Impresión en Ultimaker Cura

Empleado el software Ultimaker Cura se realizaron las piezas necesarias para el protector de la circuitería, Figura 3.1; dichas piezas fueron almacenadas en formato STL. La impresora utilizada fue la Ender 3 V2 (revisar sus propiedades en Apéndice C). Los parámetros utilizados fueron densidad de relleno al 20%, con soporte y base adherida. El tiempo de impresión total fue de aproximadamente 80 horas. Para conocer el tiempo de impresión por pieza dirigirse a la Tabla 3.2.

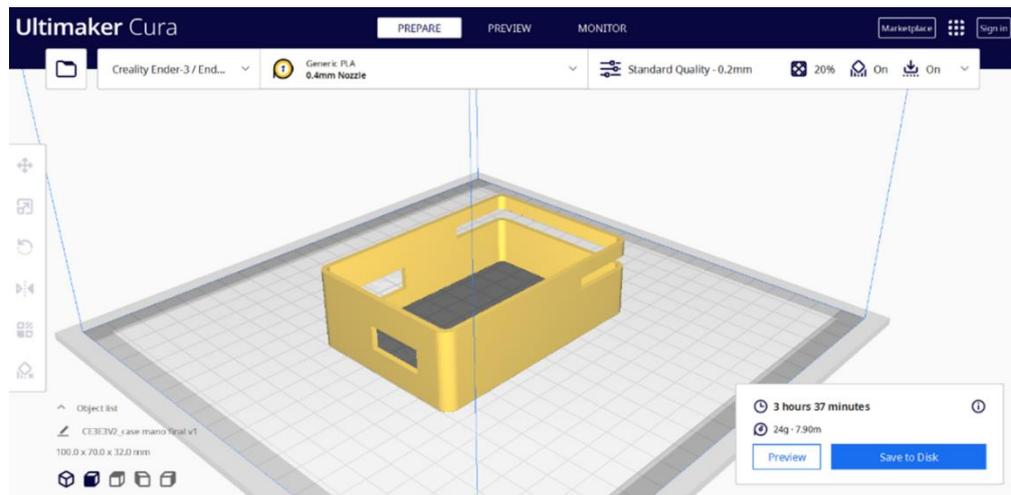


Figura 3.1 Impresión de cubierta externa de circuito en Ultimaker Cura

Tabla 3.2 Tiempo de Impresión de piezas

Cant.	Pieza	Horas	Minutos	M1 (gr)	Costo	Subtotal
1	Dedos	5	48	36	\$1	\$5,8
1	Brazo	10	40	80	\$1	\$10,7
1	Cubierta brazo	8	34	52	\$1	\$8,6
1	Unión de brazo y mano	3	38	27	\$1	\$3,6
1	Mano	6	22	49	\$1	\$6,4
1	Soporte de Servos	3	53	26	\$1	\$3,9
1	Dedo pulgar	1	18	9	\$1	\$1,3
1	Soporte rotación muñeca	7	22	53	\$1	\$7,4
1	Soporte batería	7	44	53	\$1	\$7,7
1	Soporte PCB	5	56	37	\$1	\$5,9
1	Cubierta PCB	4	52	32	\$1	\$4,9
1	Cubierta inferior de circuito	2	0	17	\$1	\$2,0
1	Cubierta superior de circuito	3	39	32	\$1	\$3,7
1	Cubierta externa de circuito	3	38	24	\$1	\$3,6
1	Base circuito	4	34	36	\$1	\$4,6
TOTAL		79,97				\$80,0

3.2 Diseño Eléctrico.

Dentro del diseño electrónico no solo se tomó en cuenta las conexiones entre los componentes en base a los diagramas esquemáticos; se tomaron en consideración las pruebas de continuidad en los pines, mediciones de

impedancias en los conductores y la impresión de la PCB. A continuación, se detalla todo el proceso del prototipado electrónico.

3.2.1 Diseño de circuito electrónico

Para el diseño general del circuito se estudiaron los diagramas de conexiones de trabajos previos mencionados en el estudio del arte, en estos esquemas se muestran las conexiones existentes entre los distintos componentes, esto puede observarse en la Figura 3.2.

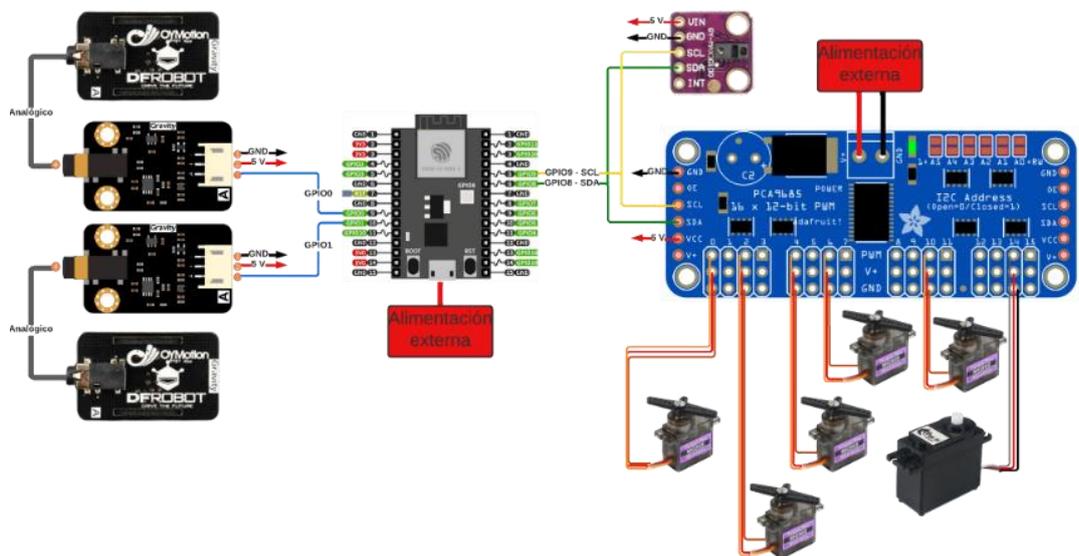


Figura 3.2 Diagrama esquemático electrónico

3.2.2 Diseño de la placa PCB.

Basándonos en el diagrama de conexiones y trabajando con el software Proteus, se desarrolló un diagrama esquemático de fácil comprensión el cual fue empleado como base para la implementación de una placa PCB. EL diseño de esta placa permitió distribuir de mejor manera los componentes, logrando organizar las conexiones y mejorando la estética del prototipo. Una vez impresa la PCB, se realizaron las respectivas pruebas de continuidad con el fin de verificar conexiones erróneas o soldadura fallida, pues podría comprometer el funcionamiento de la

prótesis al averiar algún componente poniendo en peligro la integridad del procesador.

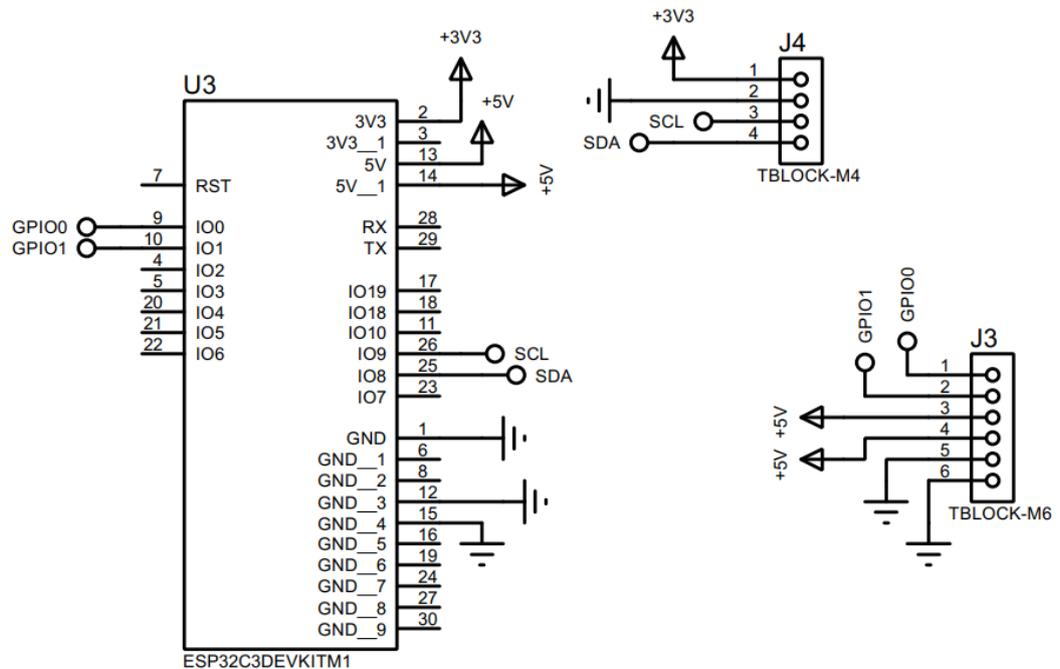


Figura 3.3 Diseño de circuito de prótesis

En la Figura 3.3 se puede apreciar las conexiones diseñadas entre el controlador ESP32-C3KITM1 con una bornera de 4 y una bornera 6, esta parte es fundamental al correlacionar las distintas señales de la fusión de sensores, es decir, por seguridad y comodidad se distribuyeron las conexiones, obteniendo como resultado el diseño de la Figura 3.4.

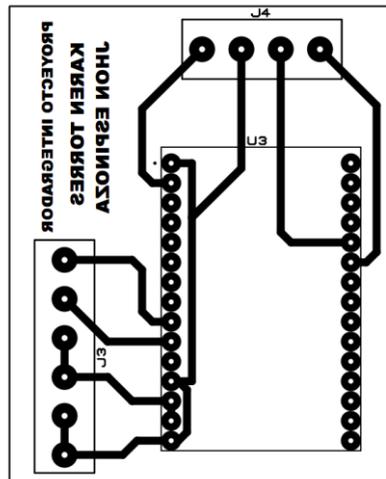


Figura 3.4 Diseño de PCB en Proteus

Posteriormente se aplicó el método del planchado para la construcción del circuito impreso, es decir, en una placa de acetato impreso junto con el diseño de las pistas se aplicó ácido férrico y se la perforó con ayuda de un taladro, fabricando una placa para la prótesis (Figura 3.5).

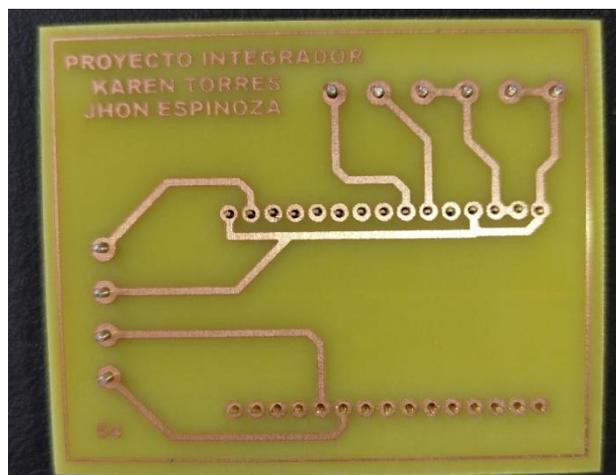


Figura 3.5 PCB del circuito de prótesis

3.3 Montaje de equipos.

Se presenta el acople de cada una de las partes mecánicas y electrónicas en la estructura de la prótesis (Figura 3.6 y Figura 3.7). El material que recubre la estructura de la prótesis y su utilidad se la aclara en el Apéndice E.



Figura 3.6 Acople de transmisión mecánico

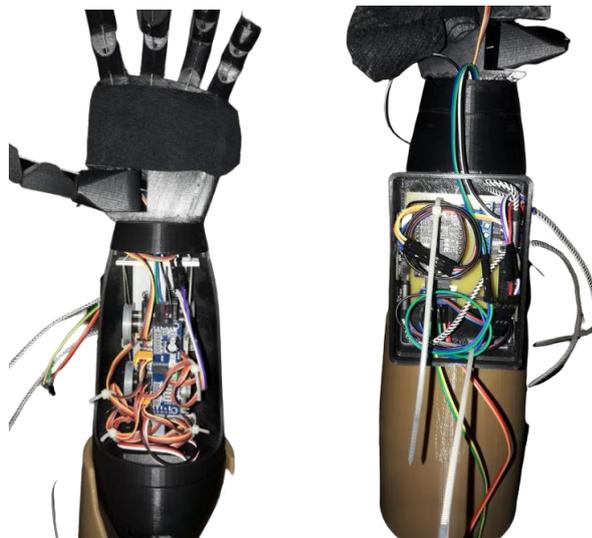


Figura 3.7 Acople de circuitos en prótesis

3.4 Programación del microcontrolador.

Al tener como objetivo principal la implementación de la prótesis y su ejecución en tiempo real es necesario crear un modelo entrenado con tomas de datos obtenidos en formato csv. Se presenta el proceso de predicción y acción del sistema en la Tabla 3.3.

Tabla 3.3 Pseudocódigo de predicción y ejecución de movimientos

Establecer variables para predicción

error_reporter, model, interpreter, input, output, como nullptr
 inference_count, kTensorArenaSize como int
 tensor_arena[kTensorArenaSize] como uint8_t

Establecer variables para control

this_predict, last_predict, rotateCounts, closeCounts como int (*Control de predicción repetido*)
 id_servo[] como int (*Ubicación de los servomotores en driver*)

Configurar

Establecer baud rate para monitor serial

Establecer constructor para variable

error_reporter ← µ_error_reporter

Cargar modelo

model ← modelo realizado en entrenamiento en formato HEX

Cargar operaciones implementadas en el modelo

resolver ← AllOpsResolver

Construir interprete

interpreter ← model, resolver, tensor_arena, kTensorArenaSize, error_reporter

Obtener punteros a los tensores de entrada y salida del modelo

input ← interpreter->input(0);

output ← interpreter->output(0);

Establecer configuración para sensores y driver

Repetir

Tomar medición normalizada

input ← arreglo de tamaño 20 con mediciones normalizadas de 500 datos

Realizar predicción

invoke_status ← (interpreter->Invoke())

Obtener predicciones para las 3 clases

output

Obtener predicción de clase

for clase en rango de 0 a 3 unidades:

 Si valor de predicción **output[clase]** es mayor a 0.8 entonces
 this_predict ← valor de iteración (*Representa la clase*)

Verificar si predicción es repetida

Si **this_predict** distinto **last_predict**

 Mover a servo motores según clase predicha

 Switch(this_predict):

 Case(0): Abrir mano

 Case(1):

 Switch(rotateCounts):

 Case(1): **Rotar sentido horario**, rotateCounts ← +1

 Case(2): **Rotar sentido antihorario**, rotateCounts ← +1

 Case(3): **Rotar sentido antihorario**, rotateCounts ← +1

 Case(4): **Rotar sentido horario**, rotateCounts = 0

 Case(2):

 Switch(closeCounts):

 Case(1): **Cerrar mano**, closeCounts ← +1

 Case(2): **Agarre de gancho**, closeCounts ← +1

 Case(3): **Agarre de cilíndrico**, closeCounts ← +1

 Case(4): **Agarre lateral**, closeCounts ← +1

 Case(5): **Agarre de punta**, closeCounts ← +1

 Case(6): **Agarre esférico**, closeCounts = 0

Asignar a ultimo valor de predicción

last_predict ← this_predict

Realizar conteo de predicciones

inference_count ← +1

3.5 Procesos para movimientos para la mano

Se detalla la secuencia (en las Figura 3.8 a Figura 3.10) que siguen cada uno de los procesos para generar los diferentes movimientos con distintos patrones; de igual forma se muestra como interactúan los motores que hacen el papel de actuadores en nuestro sistema.

Proceso de movimiento de abrir la mano

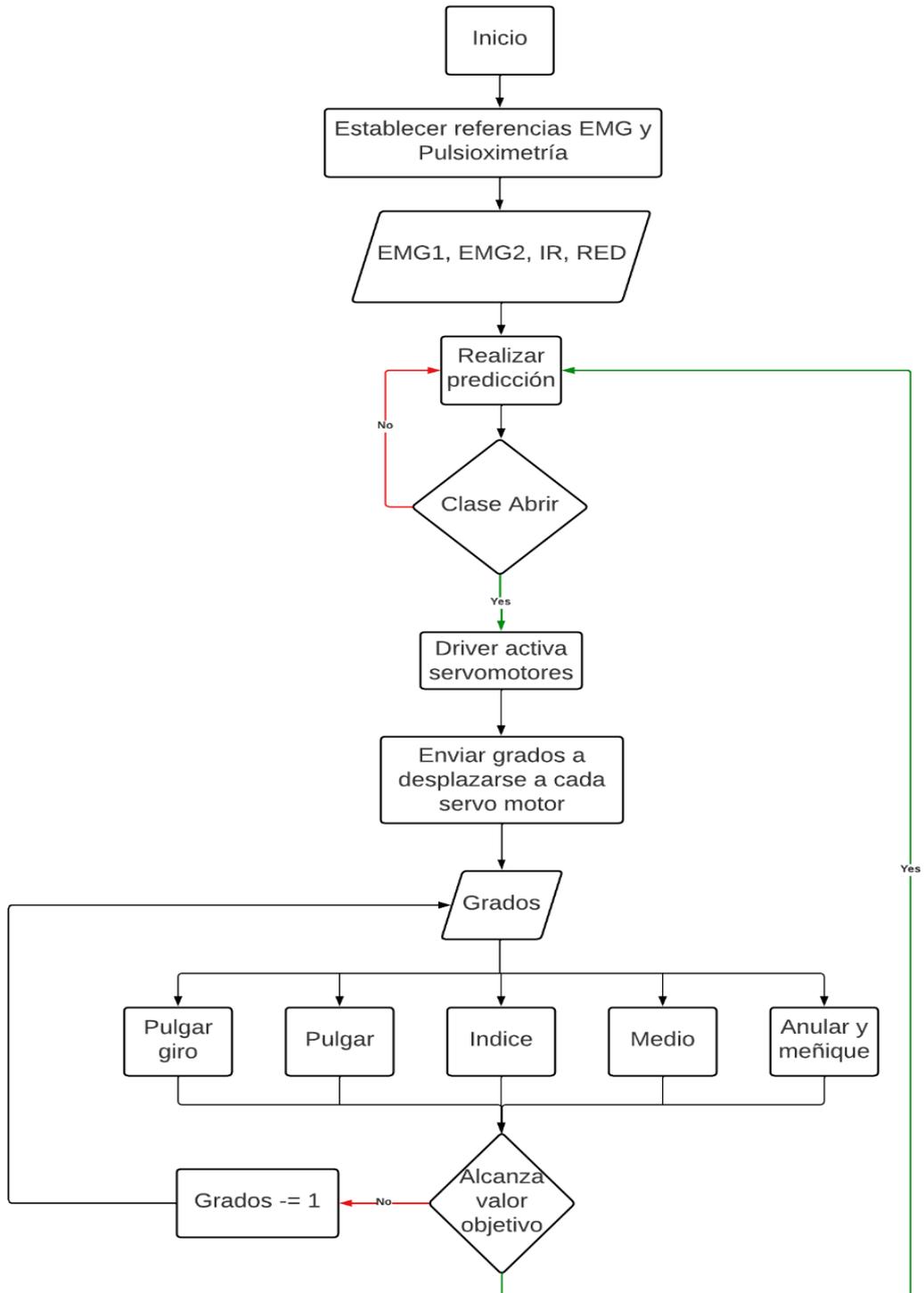


Figura 3.8 Ejecución de movimiento para abrir la mano

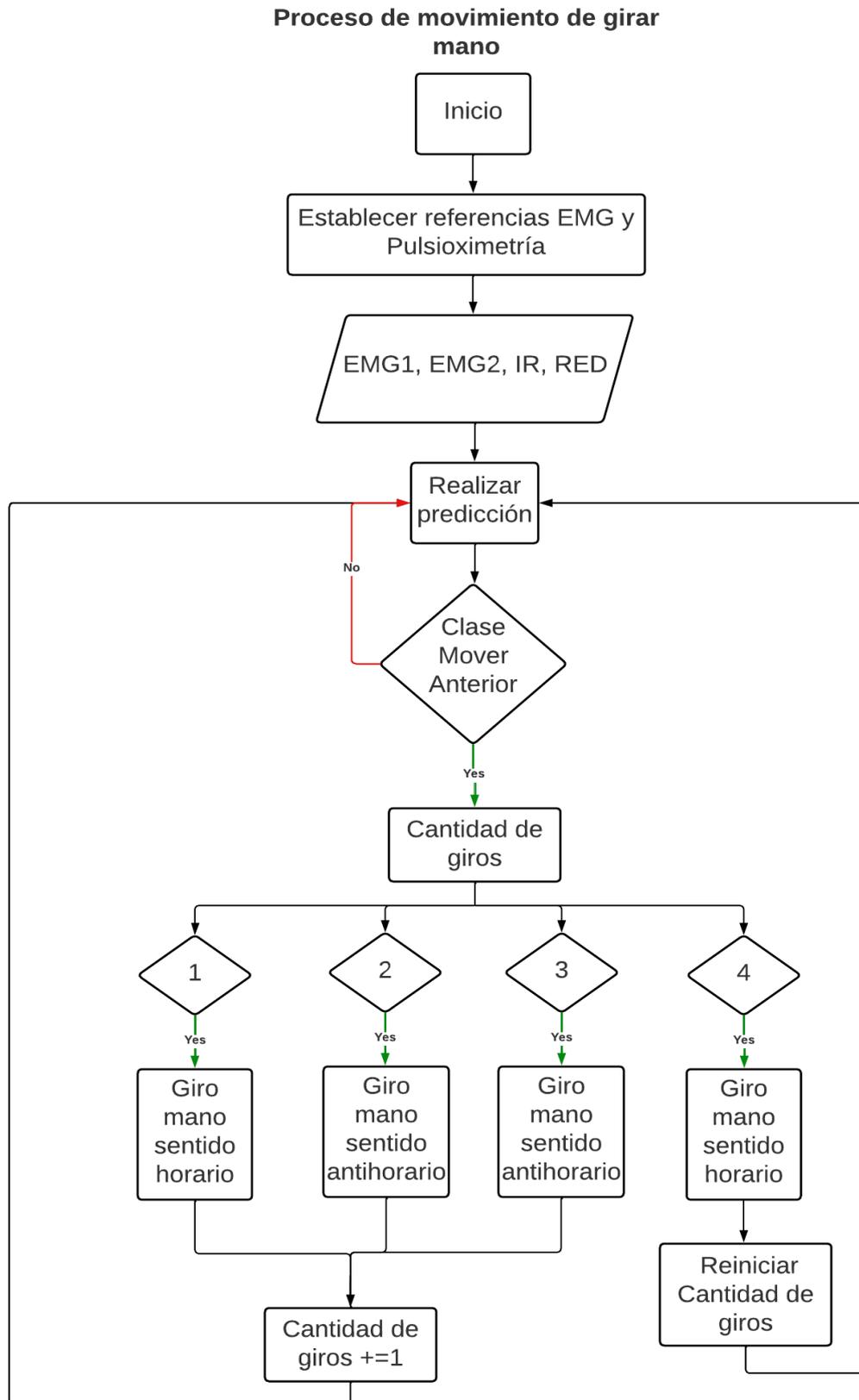


Figura 3.9 Ejecución de movimiento para rotar la mano

Proceso de movimiento de cerrar la mano

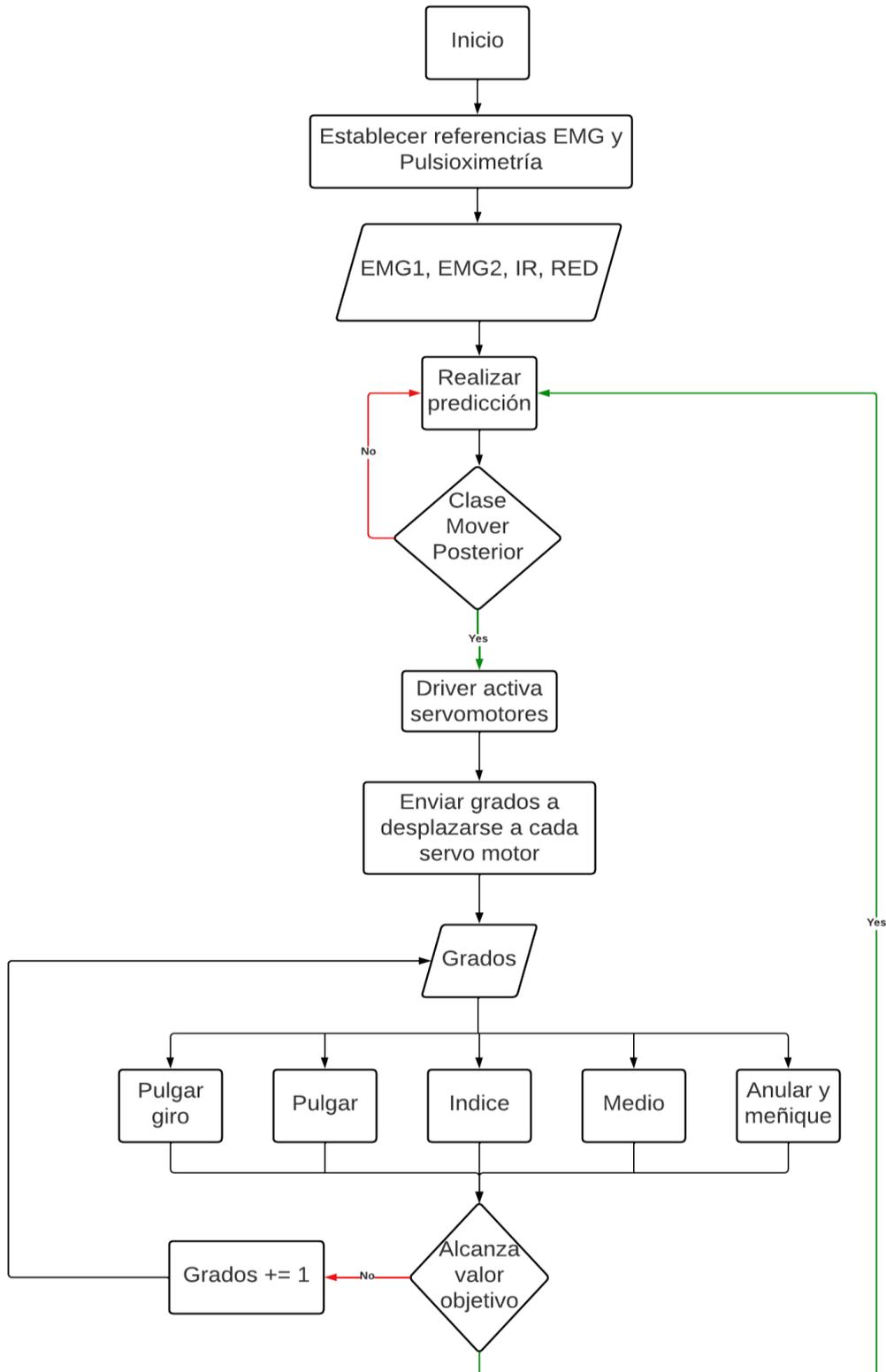


Figura 3.10 Ejecución de movimiento para cerrar la mano

3.6 Modelo de inteligencia artificial.

Para el modelo de inteligencia artificial se implementaron señales completas como muestras y se utilizaron diferentes algoritmos de clasificación, tales como el árbol de decisión, Naïve Bayes, Kknn, SVM y análisis discriminante.

El modelo que tuvo mejores niveles de precisión como se indican en la Figura 3.11 fue el ensemble, que consiste en un modelo predictivo que ha sido ponderado por varios modelos de clasificación, en este caso, dicha propiedad aumentó la capacidad predictiva. Específicamente aplicando Bagged Trees, ya que fue la técnica con resultados de precisión significativamente más altos que el resto (Figura 3.12 y Figura 3.13). Al ser es un procedimiento que minimiza la varianza y que construye árboles de regresión, promedias predicciones y no elimina datos, obteniendo el máximo provecho a cada medición. Además, existió cierta tendencia en los modelos que aplican arboles de decisión, quienes consiguieron una mejor eficiencia.

1.12 ☆ SVM Last change: Medium Gaussian SVM Accuracy: 79.6% 4/4 features	1.1 ☆ Tree Last change: Fine Tree Accuracy: 86.8% 4/4 features	1.1 ☆ Tree Last change: Fine Tree Accuracy: 86.8% 4/4 features
1.13 ☆ SVM Last change: Coarse Gaussian SVM Accuracy: 72.5% 4/4 features	1.2 ☆ Tree Last change: Medium Tree Accuracy: 86.8% 4/4 features	1.2 ☆ Tree Last change: Medium Tree Accuracy: 86.8% 4/4 features
1.14 ☆ KNN Last change: Fine KNN Accuracy: 72.5% 4/4 features	1.3 ☆ Tree Last change: Coarse Tree Accuracy: 85.7% 4/4 features	1.3 ☆ Tree Last change: Coarse Tree Accuracy: 85.7% 4/4 features
1.15 ☆ KNN Last change: Medium KNN Accuracy: 71.8% 4/4 features	1.4 ☆ Linear Discriminant Last change: Linear Discriminant Accuracy: 66.1% 4/4 features	1.4 ☆ Linear Discriminant Last change: Linear Discriminant Accuracy: 66.1% 4/4 features
1.16 ☆ KNN Last change: Coarse KNN Accuracy: 62.1% 4/4 features	1.5 ☆ Quadratic Discriminant Last change: Quadratic Discriminant Accuracy: 65.7% 4/4 features	1.5 ☆ Quadratic Discriminant Last change: Quadratic Discriminant Accuracy: 65.7% 4/4 features
1.17 ☆ KNN Last change: Cosine KNN Accuracy: 71.8% 4/4 features	1.6 ☆ Naive Bayes Last change: Gaussian Naive Bayes Accuracy: 64.3% 4/4 features	1.6 ☆ Naive Bayes Last change: Gaussian Naive Bayes Accuracy: 64.3% 4/4 features
1.18 ☆ KNN Last change: Cubic KNN Accuracy: 70.4% 4/4 features	1.7 ☆ Naive Bayes Last change: Kernel Naive Bayes Accuracy: 86.1% 4/4 features	1.7 ☆ Naive Bayes Last change: Kernel Naive Bayes Accuracy: 86.1% 4/4 features
1.19 ☆ KNN Last change: Weighted KNN Accuracy: 72.1% 4/4 features	1.8 ☆ SVM Last change: Linear SVM Accuracy: 81.1% 4/4 features	1.8 ☆ SVM Last change: Linear SVM Accuracy: 81.1% 4/4 features
1.20 ☆ Ensemble Last change: Boosted Trees Accuracy: 76.8% 4/4 features	1.9 ☆ SVM Last change: Quadratic SVM Accuracy: 87.1% 4/4 features	1.9 ☆ SVM Last change: Quadratic SVM Accuracy: 87.1% 4/4 features
1.21 ☆ Ensemble Last change: Bagged Trees Accuracy: 89.6% 4/4 features	1.10 ☆ SVM Last change: Cubic SVM Accuracy: 85.0% 4/4 features	1.10 ☆ SVM Last change: Cubic SVM Accuracy: 85.0% 4/4 features
1.22 ☆ Ensemble Last change: Subspace Discriminant Accuracy: 65.7% 4/4 features	1.11 ☆ SVM Last change: Fine Gaussian SVM Accuracy: 81.4% 4/4 features	1.11 ☆ SVM Last change: Fine Gaussian SVM Accuracy: 81.4% 4/4 features
1.23 ☆ Ensemble Last change: Subspace KNN Accuracy: 81.1% 4/4 features	1.12 ☆ SVM Last change: Medium Gaussian SVM Accuracy: 79.6% 4/4 features	1.12 ☆ SVM Last change: Medium Gaussian SVM Accuracy: 79.6% 4/4 features
1.24 ☆ Ensemble Last change: RUSBoosted Trees Accuracy: 88.9% 4/4 features		

Figura 3.11 Comparación de modelos de aprendizaje por clasificación

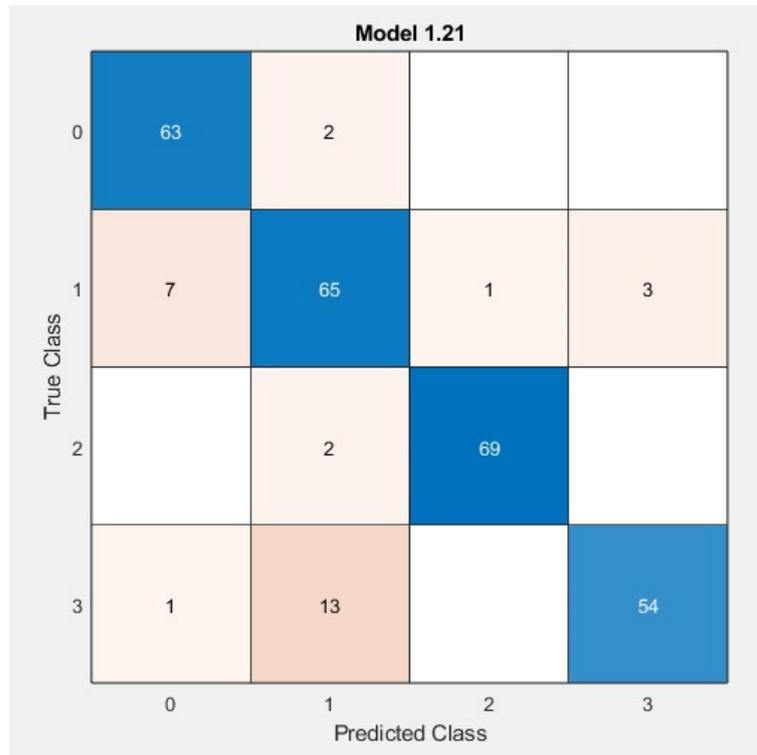


Figura 3.12 Matriz de confusión de Bagged Trees

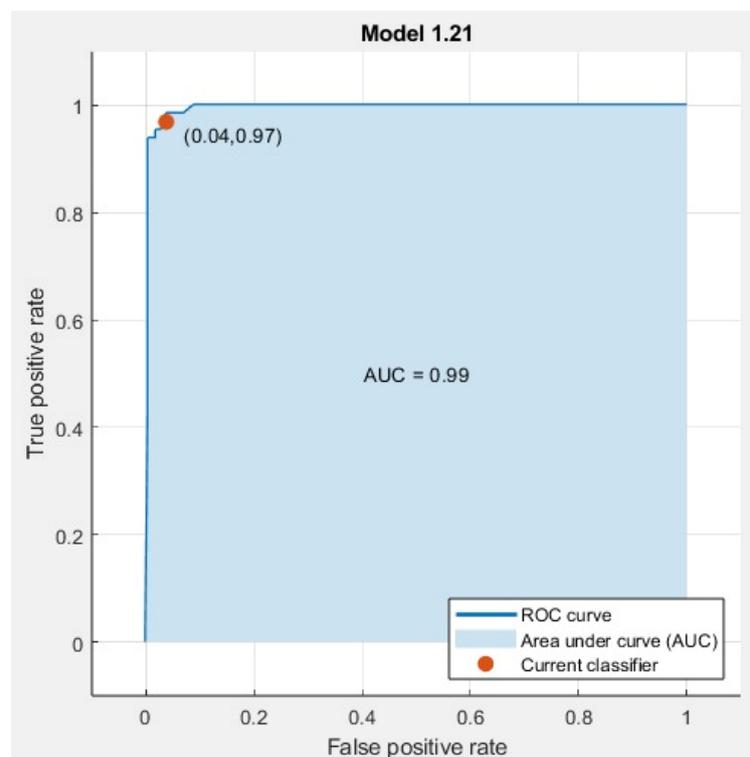


Figura 3.13 Matriz de correlación de Bagged tres

Para elegir el modelo más idóneo para la prótesis se hicieron varias pruebas con distintas herramientas y estructuras, en donde se contrasta los valores obtenidos en Matlab y otra diseñado por nosotros.

El de nuestra autoría comprende una Red Neuronal Artificial, aplicando varias capas dentro de un modelo secuencial, la estructura está descrita en la Figura 2.19.

Debido a lo mostrado en el Apéndice K, al analizar las señales que se obtienen para cada tarea (Figura 3.14 a Figura 3.17) se observa que los valores obtenidos para la tarea 3, Cerrar, tiene un comportamiento similar a las tareas 1 y 2, Anterior y Posterior respectivamente.

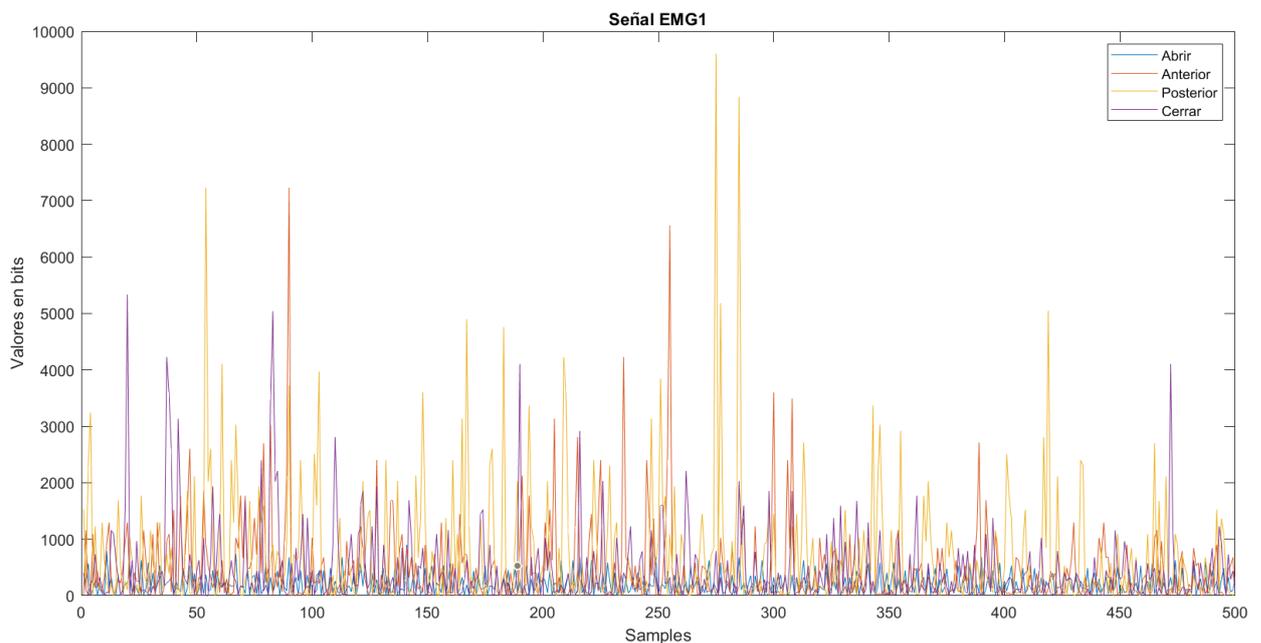


Figura 3.14 Señal EMG1 para cada tarea

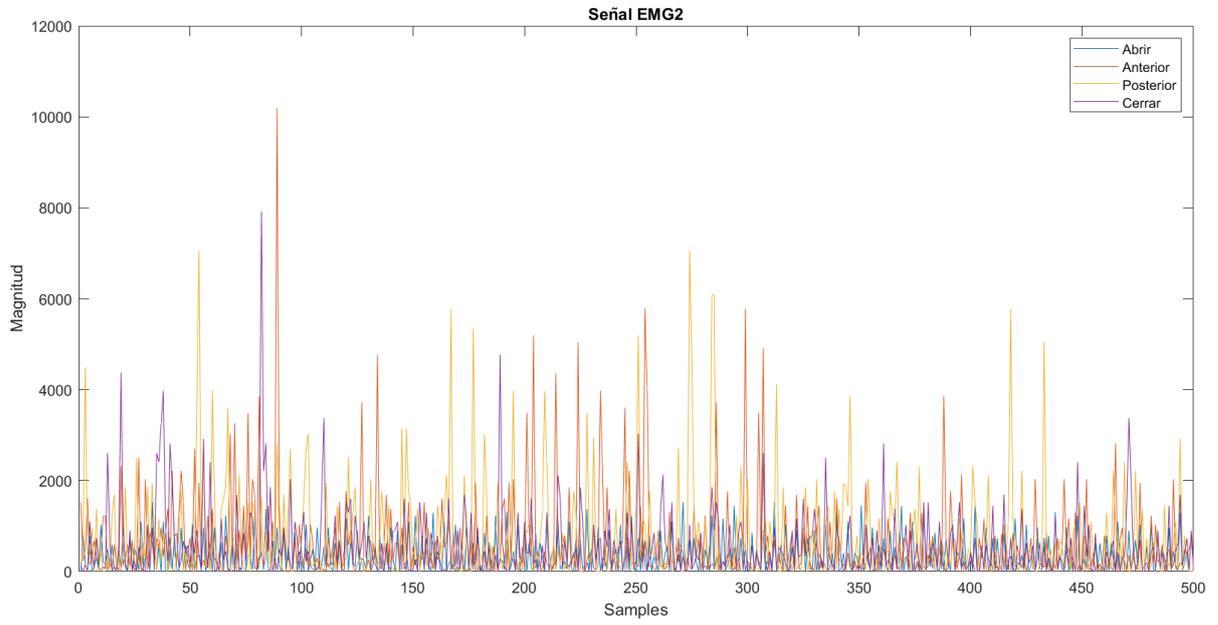


Figura 3.15 Señal EMG2 para cada tarea

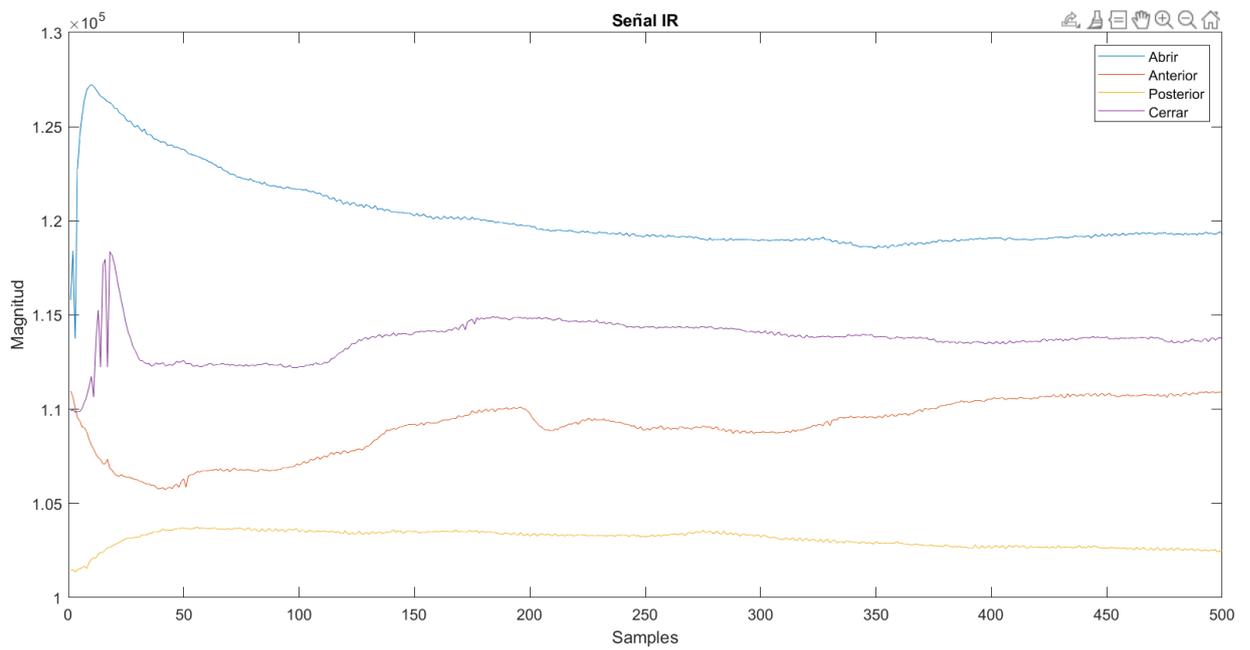


Figura 3.16 Señal IR para cada tarea

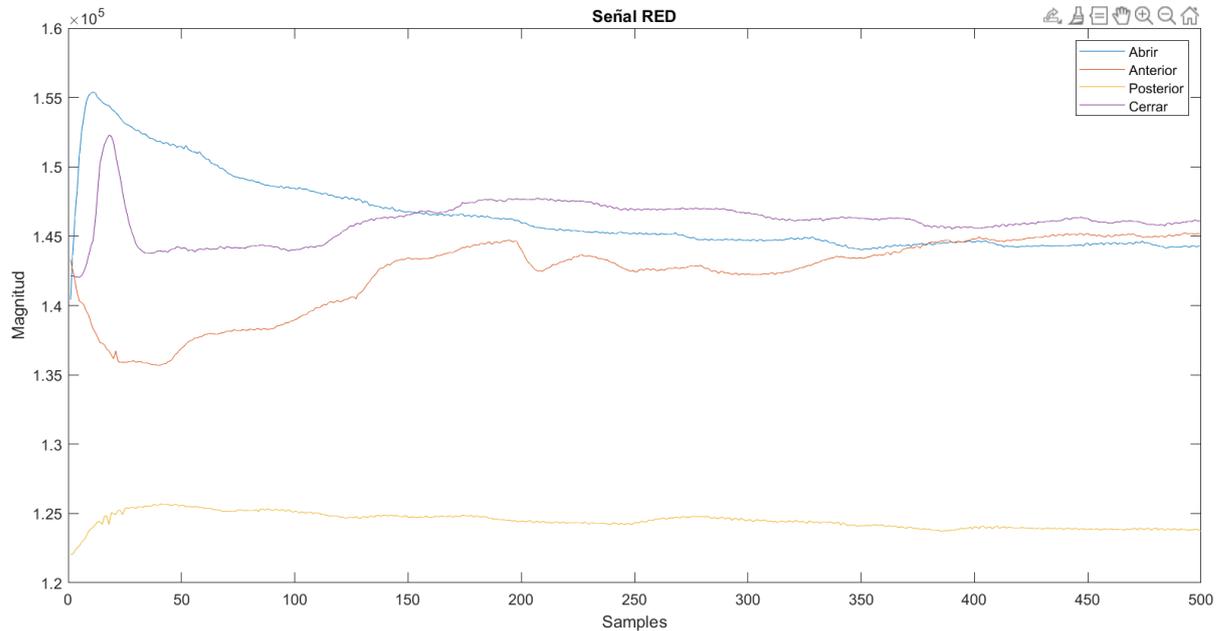


Figura 3.17 Señal RED para cada tarea

Para mejorar la precisión del modelo se decidió eliminar la tarea 3. Con solo 3 clases nuestro modelo mejoró. La Figura 3.18, misma que indica la eficiencia del modelo cuyo valor máximo es de 93%. En cambio, en la Figura 3.19 se indicó la perdida de error. Cabe decir que, el comportamiento en ambas graficas es el adecuado, pues no existe sobreentrenamiento ni sobreajuste, dado que los valores de entrenamiento y validancia tienen la misma tendencia. Por medio de estas gráficas se valida el modelo propuesto, resultado de muchas iteraciones y pruebas con mediciones de las señales obtenidas en la fusión de sensores, diferenciando las señales más certeras de los movimientos para su predicción de movimientos.

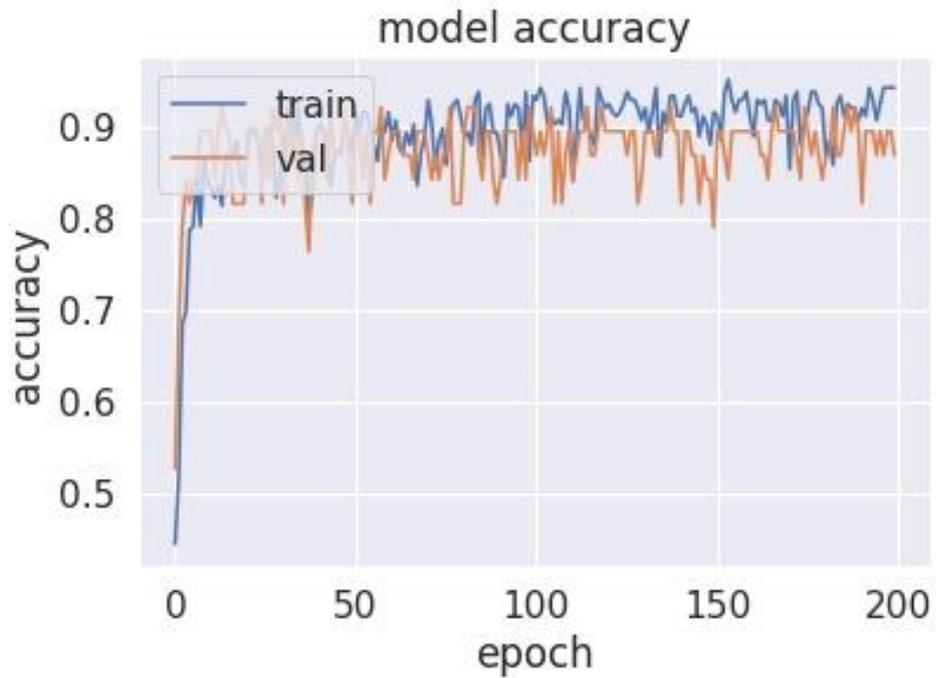


Figura 3.18 Resultados eficiencia del modelo propuesto

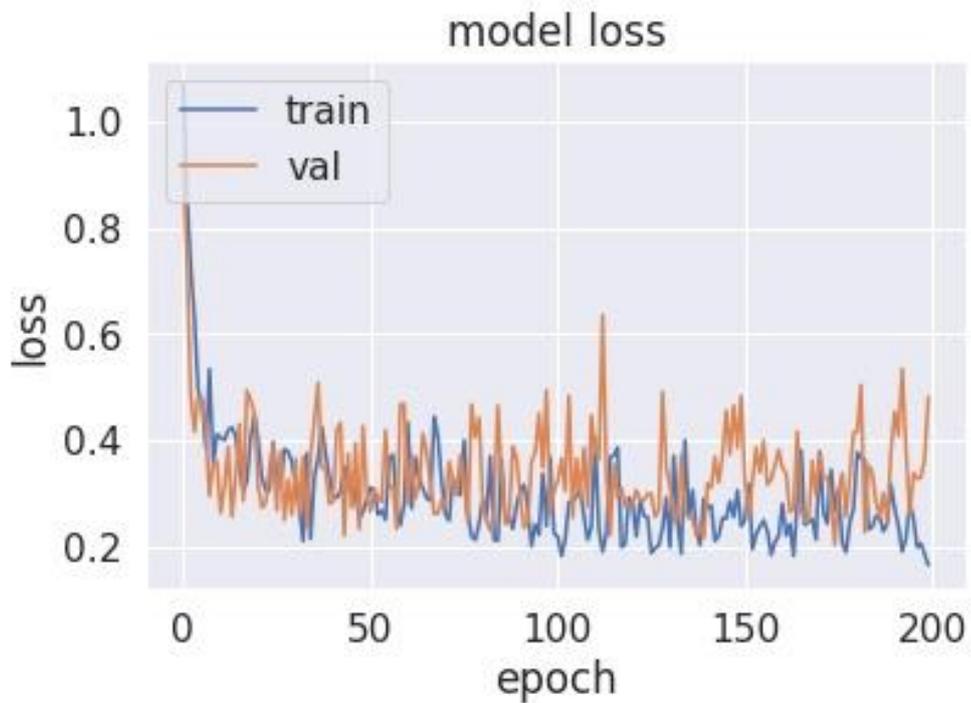


Figura 3.19 Pérdida de error del modelo propuesto

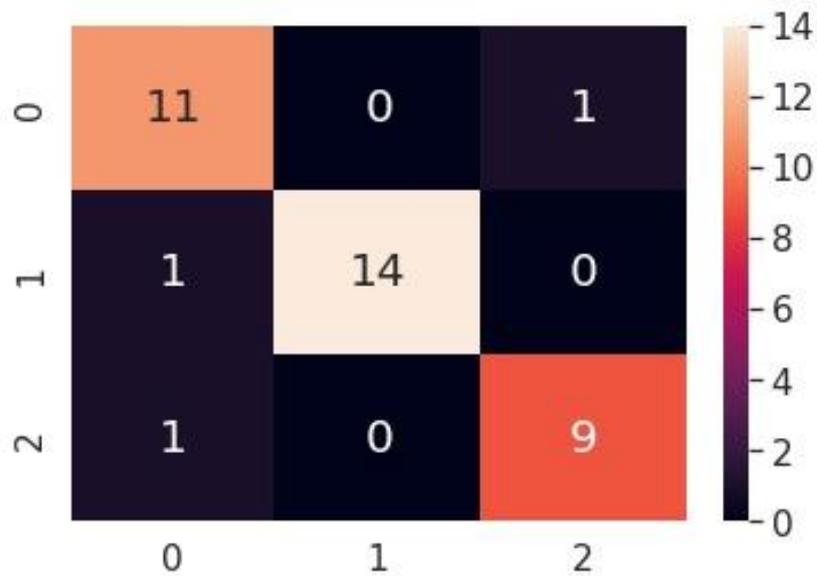


Figura 3.20 Matriz de confusión

Con la matriz de confusión (Figura 3.20) fue posible identificar las predicciones realizadas por el modelo. Las predicciones correctas fueron bastante altas, dado que los verdaderos positivos y los verdaderos negativos han sido clasificados bastante bien, mientras que las predicciones erróneas se han hecho en proporciones bastante bajas.

La principal diferencia y la más notable entre aplicar Bagged trees y el modelo implementado, consiste en que el primero presenta más falsos negativos, en cambio en el propuesto los FP son en menor cantidad.

3.7 Análisis financiero.

Tabla 3.4 Análisis de costos de prótesis mioeléctrica

Sistema	Elemento	Cantidad	Precio individual (USD)	Precio Total (USD)
	ESP32 C3 DevKit-M1	1	15.00	15.00
	Jumpers	120	7.00	7.00
	Gravity: Analog EMG	1	49.5	49.5

Electrónico	Sensor			
	Sensor oximetria	1	3.00	3.00
	Bornera x2	2	0.2	0.4
	Bornera x3	2	0.25	0.5
	Bornera DC 2.1MM	1	0.35	0.35
	Cable alimentación usb	1	2	2.00
	Cable alimentación Jack 2.1mm	1	4	4.00
Mecánico	MGS90S	5	9.00	45.00
	DS04-NFC	1	14.6	14.60
	Multímetro	1	25.00	25.00
	Powerbank	1	15.00	15.00
	Destornillador x0	1	0.90	0.90
	Destornillador x00	1	0.95	0.95
	Destornillador x000 plano	1	0.99	0.99
	Destornillador x0 estrella	1	0.95	0.95
	Construcción PCB	1	5.00	5.00
	Material PLA	1	25.00	25.00
	Impresión 3D	1	80.00	80.00
	TOTAL			295.14

En base al precio total según la Tabla 3.4, se puede afirmar que el precio obtenido ronda el precio previsto, siendo un diseño completo en donde es posible mover todos los dedos y muñeca. Es decir, que en el mercado estamos liderando al cumplir con funcionalidad, tiempo de respuesta y un precio bajo.

3.8 Ensayo de funcionalidades.

En la Tabla 3.5 se muestra los resultados de los ensayos realizados. Además, se muestran en las Figura 3.21 a Figura 3.24 la realización de las pruebas de agarre de los objetos, siguiendo los movimientos mostrados en el Apéndice M.

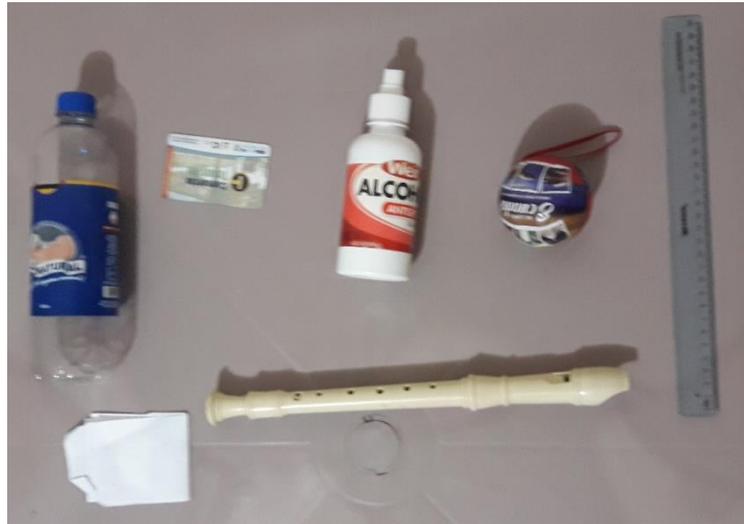


Figura 3.21 Objetos para pruebas

Tabla 3.5 Resultados de pruebas de agarre de objetos

OBJETO	TAMAÑO	TIPO DE AGARRE	RESULTADO EXITOSO	COMENTARIO
Tarjeta	8 x 6 x 0.3 cm ³	Agarre lateral	NO	No se puede sostener debido a que el dedo índice no es estable en los lados.
		Agarre de punta	SI	Es posible debido a la capacidad de presión que puede ejercer el índice contra el pulgar.
Papel doblado dos veces	8.5 x 7 x 0.3 cm ³	Agarre Lateral	SI	Debido a que tiene una mayor superficie y grosor permite mayor sujeción
		Agarre de punta	SI	
Botella vacía	3 cm radio	Agarre cilíndrico	SI	
Botella llena	3 cm radio 625 cc	Agarre cilíndrico	No	No logra elevarla, no tiene un agarre completo de la botella.
Alcohol	2.5 cm radio	Agarre cilíndrico	Si	
Flauta	30 cm largo 1 cm radio	Agarre de gancho	SI	

Pelota	3 cm radio	Agarre esférico	SI	Es posible debido que la sujeción se realiza con cada uno de los dedos de la prótesis.
---------------	------------	-----------------	----	--

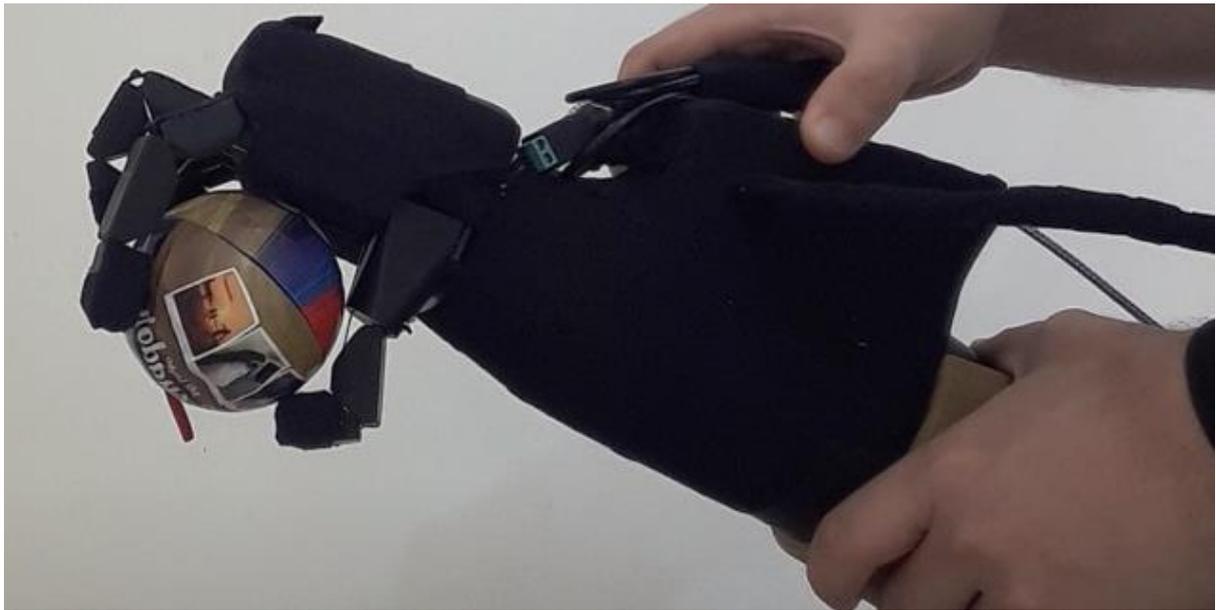


Figura 3.22 Prueba de agarre esférico



Figura 3.23 Prueba de agarre de gancho

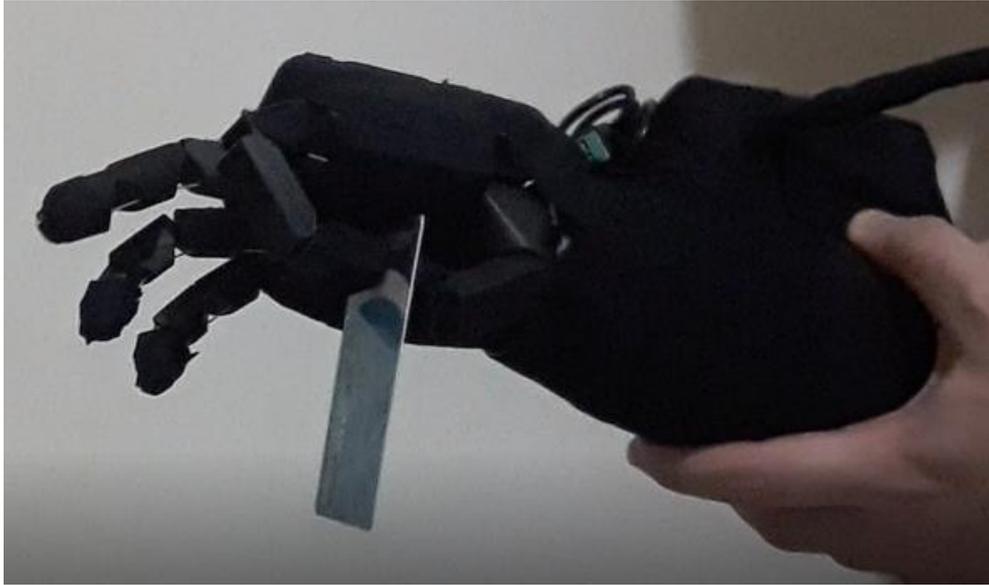


Figura 3.24 Prueba de agarre de punta

CAPÍTULO 4

4. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.

4.1 Conclusiones.

1. La aplicación y prueba de los distintos patrones de sujeción permite más facilidades al usuario en su vida diaria para sujetar objetos de distintas formas y tamaños, en comparación con otras prótesis que solo tienen un tipo de agarre.
2. El diseño de la prótesis permite realizar el cierre y apertura de la mano, además de la posibilidad de realizar otros tipos de movimientos debido a tener un mayor número de grados de libertad lo que contribuye a una mejor sujeción de los objetos.
3. Se creó una base de datos de 400 registros de las señales de los 3 sensores, almacenando 500 datos cada uno, pero solo se utilizaron 300 registros para el entrenamiento del modelo IA debido a la reducción de una clase. Con esto se logró una precisión de 93% en la predicción de las intenciones de movimiento abrir, mover anterior y mover posterior que realiza el usuario.
4. Se embebió el modelo IA en el microcontrolador ESP32 C3 Dev Kit M1, en el cual se receptan y procesan las lecturas realizadas por los sensores. Además, se realizó la predicción a partir de estos datos en tiempo real, posteriormente realiza la acción correspondiente a esa tarea predicha.
5. Con el diseño electrónico, una parte importante es la selección de la fuente de alimentación para el sistema, la batería seleccionada permitió que el sistema cumpla con el requerimiento de 3 horas de duración, cabe recalcar que, el cálculo se realizó para el máximo consumo de cada dispositivo, por esto el tiempo se puede incrementar.

6. El análisis de los costos de diseño y desarrollo de la prótesis obtuvieron un total de \$295.14 dólares cumpliendo el requerimiento solicitado por el cliente, convirtiéndolo en una opción con mayor valor de acuerdo a las funciones que incluye y menor precio en comparación con otras prótesis activas que se comercializan.
7. Se comprobó la utilidad del sensor MAX30102 para la identificación de movimientos de las personas, esto permite tener otra opción además de las comunes que son el uso de sensores EMG.

4.2 Recomendaciones.

1. Realizar validaciones adicionales con una persona que cuente con la discapacidad, puesto que, las personas que tienen amputación de manos son el grupo objetivo para el diseño de la prótesis
2. Ampliar el número de sensores y el tipo de sensores para abarcar nuevas características y una mayor cantidad de clases para ampliar el rango de las predicciones. Además, se puede disminuir el error que es posible de existir por las mediciones al tener una mayor cantidad de fuentes de datos.
3. Rediseñar parte del diseño mecánico de manera que pueda soportar una mayor cantidad de carga. Debido a que actualmente se ve limitado por estar sujeto al sistema de rotación del brazo.
4. Implementar un sistema de acople para que se pueda sujetar la prótesis al brazo del usuario, para facilitar el uso de este.
5. Durante la recolección de datos variar ligeramente la posición de los sensores para tener más variedad en los datos, además que no se puede asegurar que los sensores se ubiquen siempre en la misma posición.

6. Mejorar el aspecto para que sea más estético y reducir el peso para el usuario sin limitar las capacidades en su funcionamiento.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] K. Ziegler-Graham, E. J. MacKenzie, P. L. Ephraim, T. G. Trivison, and R. Brookmeyer, "Estimating the prevalence of limb loss in the United States: 2005 to 2050," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 89, no. March, pp. 422-429, 2008.
- [2] B. D. Adams, N. M. Grosland, D. M. Murphy, and M. McCullough, "Impact of impaired wrist motion on hand and upper-extremity performance," *J. Hand Surg. Am.*, vol. 28, no. 6, pp. 898-903, Nov. 2003.
- [3] M. Wagner, B. Hirt, H. Seyhan y R. Zumhasch, *Hand and Wrist Anatomy and Biomechanics: A Comprehensive Guide*. Thieme Medical Publishers, Incorporated, 2016. Accedido el 29 de octubre de 2022. [En línea]. Disponible: <https://ebookcentral.proquest.com/lib/espol/detail.action?docID=4718699>
- [4] J. Lee and T. L. Kunii, "Model-based analysis of hand posture", *IEEE Comput. Graph. Appl.*, vol. 15, no. 5, pp. 77-86, Sep. 1995.
- [5] C. H. Jang et al., "A survey on activities of daily living and occupations of upper extremity amputees," *Ann. Rehabil. Med.*, vol. 35, no. 6, pp. 907-921, 2011.
- [6] N. M. Kakoty and S. M. Hazarika, "A biomimetic similarity index for prosthetic hands," in *Proc. IEEE Symp. Comput. Intell. Rehabil. Assistive Technol.*, 2013, pp. 32-39.
- [7] J. Vandersea. "The Complete Guide to Arm & Hand Amputations and Prosthetics | MCOP". MCOP Prosthetics. <https://mcopro.com/blog/resources/arm-hand-prosthetics/> (accedido el 27 de octubre de 2022).
- [8] J. J. Stokosa. "Opciones para las prótesis de los miembros - Temas especiales - Manual MSD versión para profesionales". Manual MSD versión para profesionales. <https://www.msmanuals.com/es/professional/temas-especiales/miembro-protésico/opciones-para-las-prótesis-de-los-miembros> (accedido el 27 de octubre de 2022).
- [9] Ortopedia Gordillo, "Prótesis amputación antebrazo estética pasiva". Ortopedia Gordillo. <https://www.ortopediagordillo.com/producto/protesis-amputacion-antebrazo-estetica-pasiva-encaje-laminado-supracondilar-o-similar-muneca-redonda-esferica-u-oval-mano-estetica-pasiva-y-guante-cosmetico/> (accedido el 27 de octubre de 2022).

- [10] Prótesis De Extremidades Superiores. "Prótesis de extremidades superiores | protex". protex. <https://www.protexintegral.cl/protesis-cakk> (accedido el 27 de octubre de 2022).
- [11] Hsi Medical Solutions. "HSI medical solutions | interfaces músculo prótesis". HSI Medical Solutions | Human-System Interaction. <https://hsi-medicalsolutions.github.io/es/muscle/> (accedido el 27 de octubre de 2022).
- [12] Bionics For Everyone. "OttoBock bebionic Hand". Bionics For Everyone. <https://bionicsforeveryone.com/ottobock-bebionic-hand/> (accedido el 27 de octubre de 2022).
- [13] Midwest ProCAD. "Prosthetic wrists | midwest procad". Midwest ProCAD. <https://www.midwestprocad.com/> (accedido el 27 de octubre de 2022).
- [14] N. M. Bajaj, A. J. Spiers, and A. M. Dollar, "Ocean on the Connection Machine," *Supercomput. '91 Proceedings 1991 ACM/IEEE Conf. Supercomput.*, p. 679, 1991.
- [15] Zuo KJ, Olson JL. The evolution of functional hand replacement: from iron prostheses to hand transplantation. *Plast Surg Oakv Ont.* 2014; 22:44–51.
- [16] Farina D, Jiang N, Rehbaum H, Holobar A, Graitmann B, Dietl H, Aszmann OC. The extraction of neural information from the surface EMG for the control of upper-limb prostheses: emerging avenues and challenges. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.* 2014; 22:797–809. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2014.2305111>.
- [17] Kuiken TA, Lowery MM, Stoykov NS. The effect of subcutaneous fat on myoelectric signal amplitude and crosstalk. *Prosthetics Orthot Int.* 2003; 27:48–54. <https://doi.org/10.3109/03093640309167976>.
- [18] Salminger S, Sturma A, Roche AD, Mayer JA, Gstoettner C, Aszmann OC. Outcomes, challenges and pitfalls after targeted muscle reinnervation in high level amputees. Is it worth the effort? *Plast Reconstr Surg.* 2019;144(6):1037e–43e. <https://doi.org/10.1097/PRS.00000000000006277>.
- [19] P. Mühlbauer, L. Löhnert, C. Siegle, K. W. Stewart, and P. P. Pott, "Demonstrator of a Low-Cost Hand Prosthesis," *IFAC-PapersOnLine*, vol. 53, no. 2, pp. 15998–16003, 2020, doi: 10.1016/j.ifacol.2020.12.398.

- [20] J. J. Cabibihan et al., "Suitability of the Openly Accessible 3D Printed Prosthetic Hands for War-Wounded Children," *Front Robot AI*, vol. 7, no. January, pp. 1–14, 2021, doi: 10.3389/frobt.2020.594196.
- [21] Feix, T., Romero, J., Ek, C. H., Schmiedmayer, H., and Kragic, D. "A metric for comparing the anthropomorphic motion capability of artificial hands". *IEEE Trans. Robot.* 29, 82–93. 2013. doi: 10.1109/TRO.2012.2217675
- [22] Owen, J. "Cam's 3D Printed Hand Journey". 2017. Available online at: <http://enablingthefuture.org/2017/08/20/cams-3d-printed-hand-journey/>.
- [23] Fougner A, Scheme E, Chan ADC, Englehart K, Staudahl Y. Resolving the limb position effect in myoelectric pattern recognition. *IEEE Trans Neural Syst Rehab Eng.* 2011;19(6):644-51.
- [24] Chandrapal M. Intelligent Assistive Knee Orthotic Device Utilizing Pneumatic Artificial Muscles. 2021
- [25] Geng Y, Zhou P, Li G. Toward attenuating the impact of arm positions on electromyography pattern-recognition based motion classification in transradial amputees.) *Neuroeng Rehabil.* 2012;9(1):74.
- [26] DFRobot. "Gravity: Analog EMG Sensor by OYMotion". DFRobot Electronics, open-source hardware electronics and kits. <https://www.dfrobot.com/product-1661.html> (accedido el 20 de octubre de 2022).
- [27] Advancer Technologies. "Introducing MYOWARE® 2.0". MYOWARE by Advancer Technologies. <https://myoware.com/> (accedido el 18 de octubre de 2022).
- [28] A. Chatterjee, S. C. Kolay, M. Bandyopadhyay, and S. Chattopadhyay, "IoT Based Pulse Oximeter System," *ICIERA 2021 - 1st Int. Conf. Ind. Electron. Res. Appl. Proc.*, pp. 4–7, 2021, doi: 10.1109/ICIERA53202.2021.9726732.
- [29] J. Gómez, B. Oviedo, and E. Zhuma, "Patient Monitoring System Based on Internet of Things," in *Procedia Computer Science*, 2016, vol. 83, no. Ant, pp. 90–97.
- [30] S. Jaiswal, R. Katake, B. Kute, S. Ranjane, and P. D. Mehetre, "Survey of HealthMonitoring Management Using Internet of Things (IOT)," *Int.J. Sci. Res.*, vol. 5, no. 11, pp. 2243–2246, 2017.

- [31] S. Kumar and P. Agrawal, "IoT based diagnosing of Heart rate and Sp / O₂ saturation level," STM Journals, no. February, pp. 0–5, 2013.
- [32] S. Nayak, and R. K. Das, "Application of Artificial Intelligence (AI) in Prosthetic and Orthotic Rehabilitation", in Service Robotics. London, United Kingdom: IntechOpen, 2020 [Online]. Available: <https://www.intechopen.com/chapters/73486#B40> doi: 10.5772/intechopen.93903
- [33] Stinus H. [Biomechanics and evaluation of the microprocessorcontrolled C-Leg exoprosthesis knee joint]. Z Orthop Ihre Grenzgeb. 2000;138(3):278-82
- [34] Li G, Schultz AE, Kuiken TA. Quantifying pattern recognition-based myoelectric control of multifunctional transradial prostheses. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng. 2010;18(2):185-92.
- [35] Vasan G, Pilarski PM, editors. Learning from demonstration: Teaching a myoelectric prosthesis with an intact limb via reinforcement learning. 2017 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR); 2017: IEEE.
- [36] Spiers DL, editor Facial emotion detection using deep learning 2016.
- [37] Jafarzadeh M, Hussey D, Tadesse Y. "Deep learning approach to control of prosthetic hands with electromyography signals". 2019.
- [38] J. ten Kate, G. Smit, and P. Breedveld, "3D-printed upper limb prostheses: a review," Disabil Rehabil Assist Technol, vol. 12, no. 3, pp. 300–314, 2017, doi: 10.1080/17483107.2016.1253117.
- [39] R. Brack y E. H. Amalu, "A review of technology, materials and R&D challenges of upper limb prosthesis for improved user suitability", Journal of Orthopaedics, vol. 23, pp. 88–96, enero de 2021. Accedido el 1 de noviembre de 2022. [En línea]. Disponible: <https://doi.org/10.1016/j.jor.2020.12.009>.
- [40] H. Basumatary and S. M. Hazarika, "State of the Art in Bionic Hands," in IEEE Transactions on Human-Machine Systems, vol. 50, no. 2, pp. 116-130, April 2020, doi: 10.1109/THMS.2020.2970740.
- [41] J. Mendoza y H. Yuriar. Diseño de un de un Equipo Auxiliar en Terapias de Rehabilitación de Extremidades de Miembro Superior a Nivel de Dedos. Disertación (Maestro en Ciencias en Ingeniería Mecatrónica) — Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, Cuernavaca, Morelos, México, 2010.

- [42] DFRobot. "Gravity: Analog EMG Sensor by OYMotion". DFRobot Electronics, open-source hardware electronics and kits. <https://www.dfrobot.com/product-1661.html> (accedido el 20 de octubre de 2022).
- [43] A. Chatterjee, S. C. Kolay, M. Bandyopadhyay, and S. Chattopadhyay, "IoT Based Pulse Oximeter System," ICIERA 2021 - 1st Int. Conf. Ind. Electron. Res. Appl. Proc., pp. 4–7, 2021, doi: 10.1109/ICIERA53202.2021.9726732.
- [44] Maxim Integrated Products, Inc. "Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC for Wearable Health". Technical Documentation. Maxim Integrated. MAX30100. 2014.
- [45] Espressif Systems. ESP32-C3-DevKitM-1. ESP-IDF Programming Guide v5.0 documentation. Accedido el 9 de noviembre de 2022. [Imagen]. Disponible: <https://docs.espressif.com/projects/esp-idf/en/v5.0/esp32c3/hw-reference/esp32c3/user-guide-devkitm-1.html>.
- [46] Jing, X., Yong, X., Jiang, Y., Li, G., & Yokoi, H. (2019). Anthropomorphic prosthetic hand with combination of light weight and diversiform motions. *Applied Sciences (Switzerland)*, 9(20). <https://doi.org/10.3390/app9204203>

APÉNDICES

APÉNDICE A

ESTADÍSTICAS DE DISCAPACIDAD FÍSICA EN ECUADOR

En Ecuador **215.156** personas padecen una discapacidad física, englobando alteraciones corporales que dificultan el movimiento y/o motricidad, restringiendo la actividad y participación en las actividades cotidianas. Casi la **mitad de ellos** posee un nivel de discapacidad entre el **30% al 49%**. Este tipo de discapacidad existe cuando un individuo posee dificultades considerables para llevar a cabo tareas diarias, pero es completamente independiente para realizar sus labores de cuidado personal. Predominando en este grupo personas que carecen de extremidades.

TOTAL DE PERSONAS CON DISCAPACIDAD REGISTRADAS EN EL REGISTRO NACIONAL DE DISCAPACIDAD

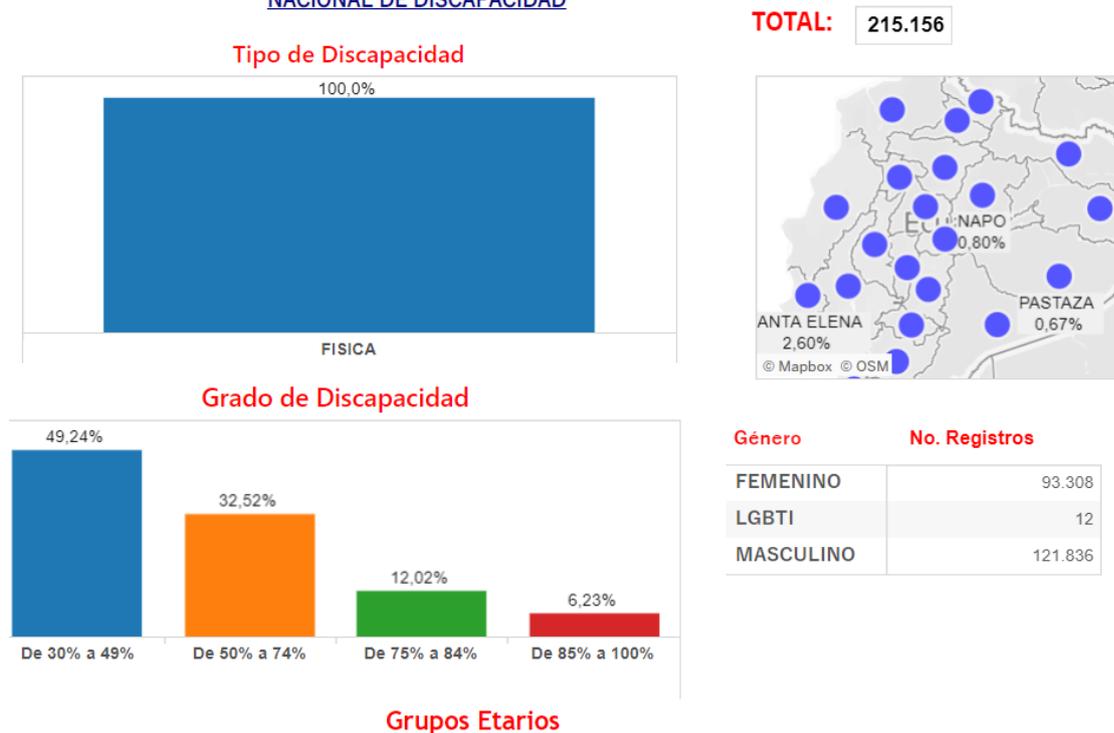


Figura A.1. Personas con discapacidad y su grado de discapacidad

APÉNDICE B

PROPIEDADES PARA ELECCIÓN DE MATERIAL DE IMPRESIÓN 3D

Para la impresión de las piezas se consideró dos materiales, tanto el PLA como el PETG. Las propiedades de cada uno se las puede apreciar en la Figura B.1 y la Figura B.2.

Tabla B.1 Propiedades mecánicas y térmicas de PLA

Technical data sheet PLA

Description

PLA (Polylactic Acid) is a biodegradable, sustainable and food safe polymer made from organic sources.

It is the most common used filament in FFF 3D printers for its ease of use and a wide range of applications, especially those not mechanically or thermally demanding. Definitely a good starting point to learn about the 3D Printing manufacturing process.

Properties

- Detailed and glossy surface quality
- Good tensile strength
- Rigid, fragile behaviour
- Good UV resistance
- Withstand operating temperatures up to 50 °C.
- Odor-free, ideal for educational and office environments
- Compatible with PVA supports
- Low humidity resistance

Recommendations

Plastics absorb moisture from the air. For long periods of time without printing, it is recommended to keep the PLA spools in a box or airtight container with desiccant to keep them dry.

PLA emits low levels of gasses and particles when printed. We recommend printing it in a well-ventilated area to ensure a healthy environment.

Mechanical properties		
	Typical value	Test method
MFR 210°C/2,16 kg	9,56 gr/10 min	ISO 1133
Tensile strength at yield	70 Mpa	ISO 527
Strain at yield	5 %	ISO 527
Strain at break	20 %	ISO 527
Tensile Modulus	3120 MPa	ISO 527
Impact strength-Charpy method 23°C	3.4 kJ/m ²	ISO 179
Moisture absorption	1968 ppm	ISO 62

Thermal properties		
	Typical value	Test method
Melting temp.	115±35°C	ISO 11357
Vicat softening temp.	60 °C	ISO 306
Glass transition temp.	57 °C	ISO 11357

Filament specifications	
Diameter	Ø 2.85 mm
Max roundness deviation	≥ 95%
Net filament weight	750 g
Specific gravity (ISO 1183)	1,24 g/cm ³

Printing settings	
Extruder temperature	190 °C - 220 °C
Bed temperature	65 °C
Speed	10-70 mm/s
Retraction speed	40 mm/s
Retraction distance	4 mm
Cooling fan	Yes
Minimum layer height	0.05 mm

Tabla B.2 Propiedades mecánicas y térmicas de PETG

Tensile Properties		
ASTM D638 - Type V		
Property	Imperial	Metric
Toughness*	3.5 ft·lb/in ²	7.3 KJ/m ²
Tensile Modulus	304,579 psi	2.1 GPa
Ultimate Tensile Strength	6640 psi	45.8 MPa
Tensile Strength at Yield	7690 psi	53 MPa
Elongation at Yield	14%	14%
Elongation at Break	18%	18%
3D Printing Properties		
Property	Imperial	Metric
Expected Max Linear Print Speed	2.36 in/s	60 mm/s
Hardness, ASTM D2240	85D	85D
Solid Density, ASTM D792	4.66 x 10 ⁻² lb/in ³	1.29 g/cc
Impact Properties		
Property	Imperial	Metric
Notched Izod (machined), 23 C, ASTM D256	1.5 f·lb/in	80 J/m
Gardner Impact, 23 C, ASTM D3029	26.7 ft·lb	36 J
Thermal Properties		
Property	Imperial	Metric
Glass Transition by DSC, ASTM E1356	180 F	82 C
Glass Transition by DMA, ASTM D792	176 F	80 C
Heat Deflection Temperature, ASTM D648	163 F	73 C
Coefficient of Thermal Expansion, ASTM E832	38 x 10 ⁻⁶ in/in·°F	68 x 10 ⁻⁶ m/m·K
Heat Capacity, ASTM E1269	0.29 Btu/lb·°F	1200 J/kg·K
Thermal Conductivity, ASTM C518	2.0 Btu-in/hr/ft ² ·°F	0.29 W/m·K
Available Colors		
Black, Blue, Clear, Green, Grey, Orange, Red, White		
Suggested Uses		
<p>PETG is a great material for high impact mechanical parts that may be subjected to moderate heat loads. This material is more wear and impact resistant than ABS while still being very cost effective for production printing applications.</p>		

APÉNDICE C

PROPIEDADES IMPRESORA ENDER V2

Una vez que se eligió los materiales a utilizar para la impresión 3D se verificó la compatibilidad de estos con la impresora disponible. Dichas propiedades fueron las adecuadas para el tamaño y calidad de las impresiones. Dichas propiedades se detallan en la Tabla C.1. Antes de imprimir se hicieron las respectivas correcciones de los archivos en autodesk fusión 360, para después exportarlas como archivos STL y luego por medio del programa Ultimaker Cura se generaba el archivo GCODE que se copiaba en la tarjeta SD para posteriormente insertarla en la impresora.

Las propiedades que se utilizaron para la preparación de la impresión fueron “precalentar el PLA” una velocidad de impresión de 80mm/s, una temperatura máxima del extrusor a 200°C y una temperatura de cama a 50°C.

Tabla C.1 Especificaciones técnicas de impresora Ender V2

Imagen	
Compañía	Creality
Tecnología	FFF FDM
Tipo de impresora	Deposición de filamentos
Año	2020
Asamblea	DIY Kit
Materiales	PLA, TPU, PETG
Sistema de materiales	Sistema de material abierto
Métrica del tamaño de impresión	220x220x250mm
Tamaño de impresión imperial	8,6 x 8,6 x 9,8 pulgadas
Diámetro	1,75 mm
Cámara de impresión cerrada	No, una estructura abierta.
Sistema de alimentación	Directo

Extrusor	Único
Detalles de la cama de impresión	Cama caliente
Mostrar	Pantalla LCD de 4,3"
Conectividad	Tarjeta SD
Rebanar	Cura, Simplifica 3D
Dimensiones métricas	490 x 455 x 625 mm
Dimensiones imperiales	19,3 x 17,9 x 24,6 pulgadas
Métrica de peso	7,8 kg
Peso imperial	17.1 libras

APÉNDICE D

PROPIEDADES DE CORDONES ELÁSTICOS PARA MECANISMO DE POLEAS

Los cables que se utilizaron tienen propiedades elásticas y una gran resistencia para cuando se encuentran en tensión, son capaces de absorber golpes. El primer material empleado como tendón es el nailon de fluorocarbono transparente (propiedades en Tabla D.1) y el segundo es el Cable de choque de 1/8" (propiedades en Tabla D.2). En adición, en la figura D.1 se observa el mecanismo ya ensamblado con las cuerdas sujetas en las falanges.

Tabla D.1 Propiedades de Cable Nailon

Imagen	
Color	Claro
Material	nailon, recubierto de fluorocarbono
Grado	8.0#
Capacidad de carga	Alrededor de 9,22 kg/20 lb
Tamaño total	500 m x 0,47 mm/1640 pies x 0,019 pulgadas (largo x diámetro).
Lista de embalaje	1 rollo x línea de pesca de nailon

Tabla D.2 Propiedades de Cable de choque

Imagen	
Color	Negro
Núcleo	goma con 100 % de elongación +/- 10 %
Resistencia a la tracción	100 lb (aprox.)
Diámetro	1/8"

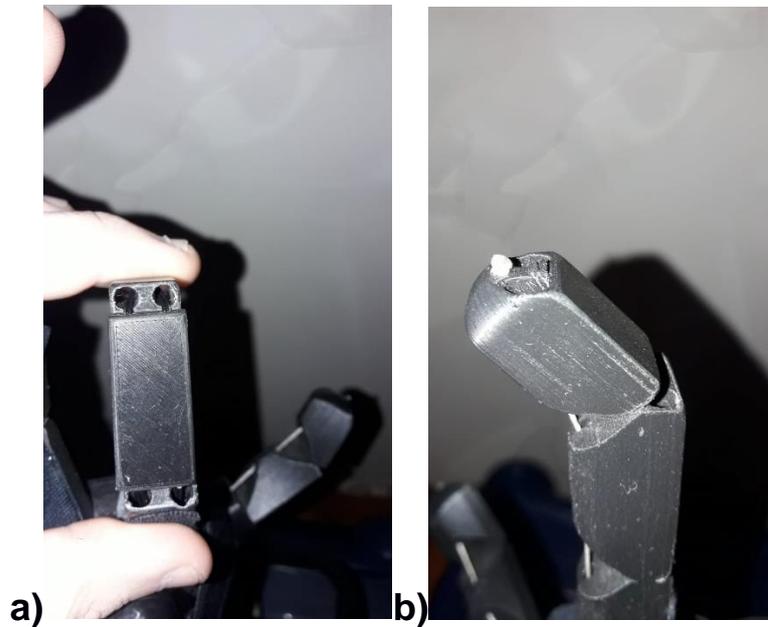


Figura D.1. a) Cable de choque b) Cable de nailon

APÉNDICE E

ADHERENCIA EN LA EPIDERMIS Y SUJECIÓN DE OBJETOS

Como es sabido la piel, forma parte del sistema tegumentario. La piel es el órgano más grande del cuerpo humano y está constituida por diferentes tejidos. La piel tiene como principal función cubrir la superficie del cuerpo, además, de realizar otras diversas funciones indispensables. La piel se conforma por 2 capas:

- La capa externa conocida como epidermis.
- La capa interna conocida como dermis.

La capa externa se conoce como Epidermis, esta se constituye por el epitelio estratificado plano, el cual dispone de 4 diferentes tipos de células; los queratinocitos, los melanocitos, las células de Langerhans y las células de Merkel. La función principal de la epidermis es la de proteger las capas internas del cuerpo de agentes nocivos provenientes del ambiente. Es en esta capa que nosotros encontramos las crestas de fricción. Como su nombre lo indica, son crestas y porosidades sudoríparas que posee la epidermis cuya función es dotar al ser humano de una capacidad abrasiva a diferentes superficies. Estas crestas se forman por pliegues existente entre las intersecciones de cada célula epitelial (Figura E.1) [1].

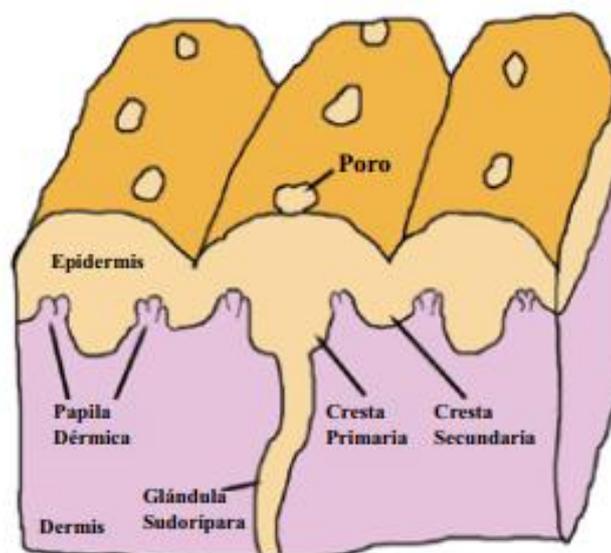


Figura E.1 Estructura de la cresta de fricción en la piel. Poro (Nombres de las partes en sentido con las manecillas del reloj).

Teniendo en cuenta estas consideraciones se pudo solucionar el problema de la adhesión. Al efectuar las primeras pruebas en tiempo real la sujeción de los objetos no se mantenía debido a que el coeficiente de fricción del PLA no era suficiente, para solucionar este problema se trató de simular la piel y su irregularidad. Para lo que se propuso cubrir la pieza impresa en PLA con cinta adhesiva de kinesiología (Figura E.2), al mismo tiempo para mejorar la apariencia de la prótesis se eligió en color negro. Con este material los objetos ya no se deslizaron y se mantuvieron sostenidos por la prótesis por más delgados que fuesen.



Figura E.2 Diagrama de funcionamiento de una salida en Driver PCA9685

APÉNDICE F

PRINCIPIO DE FUNCIONAMIENTO DE DRIVER PCA9685

Para comprender la forma en la que se controlan los cinco servomotores a través del Driver PCA9685 se presentó la Figura F.1.

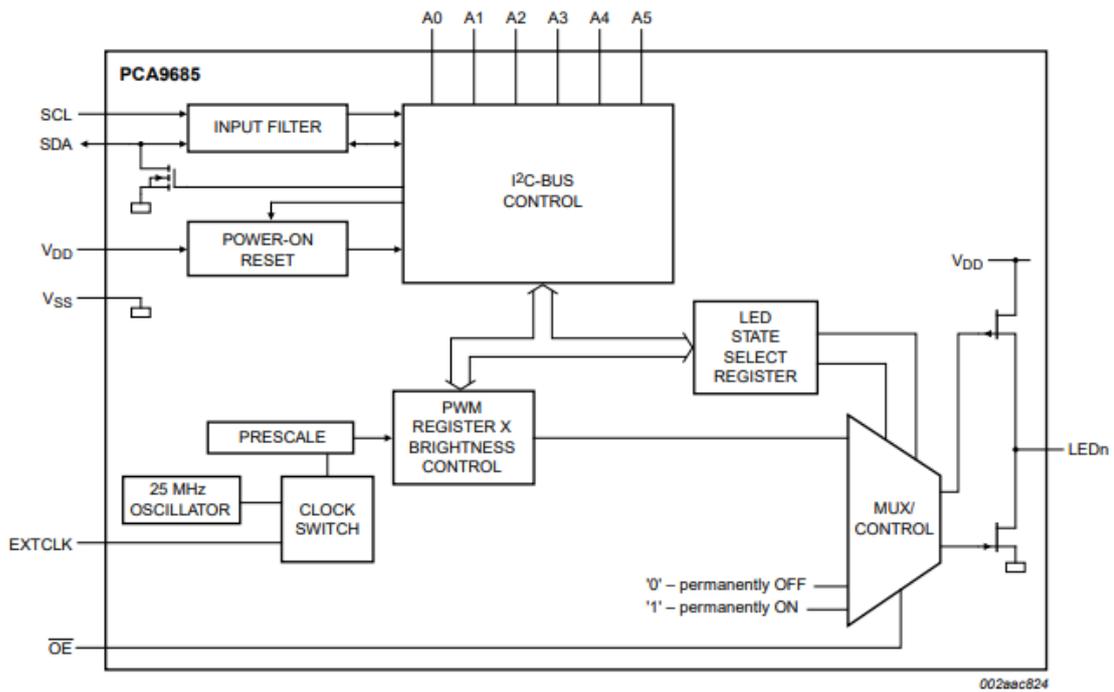


Figura F.1 Diagrama de funcionamiento de una salida en Driver PCA9685

APÉNDICE G

FUNCIONAMIENTO DE OXÍMETRO DE PULSO DE ALTA SENSIBILIDAD

Para conseguir un mejor entendimiento del modo en el que opera el sensor MAX30102 se enseña el diagrama del sistema en la Figura G.1. Este sensor es capaz de trabajar en dos modos, nuestro caso se utiliza el modo SPO2 que funciona con los dos LEDs rojo e infrarrojo (Tabla G.1). Mientras que, para este mismo modo se detalla la representación del Registro de Datos FIFO en la Figura G.2 y el tiempo para la adquisición y comunicación de datos en la Figura G.3.

Tabla G.1 Modo de control en MAX30102

MODE[2:0]	MODE	ACTIVE LED CHANNELS
000	Do not use	
001	Do not use	
010	Heart Rate mode	Red only
011	SpO ₂ mode	Red and IR
100–110	Do not use	
111	Multi-LED mode	Red and IR

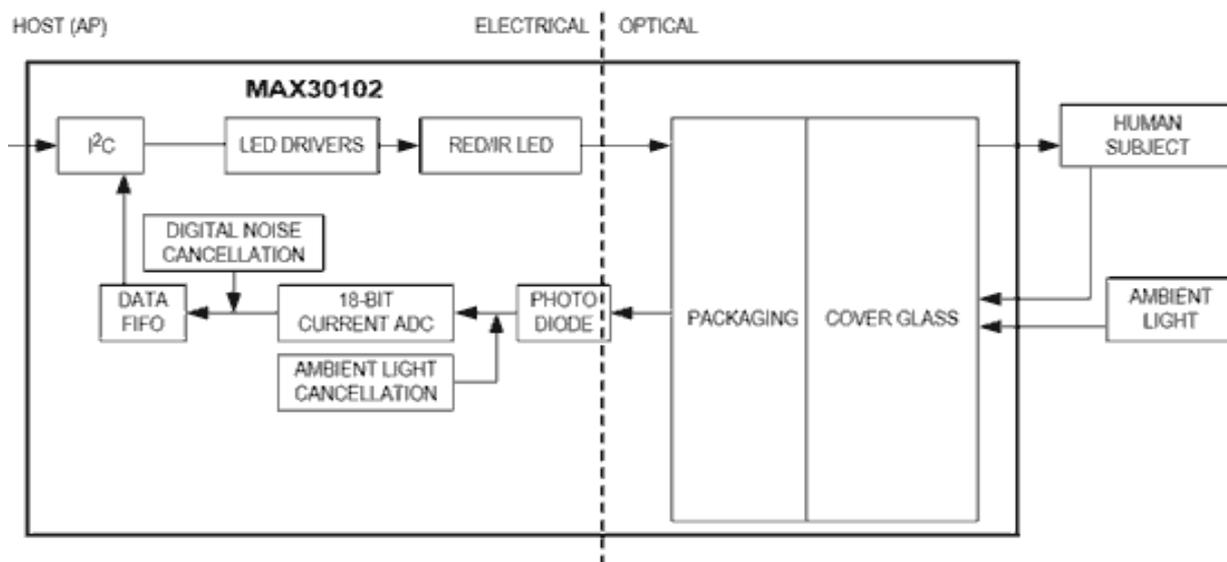


Figura G.1 Diagrama del sistema del sensor MAX30102

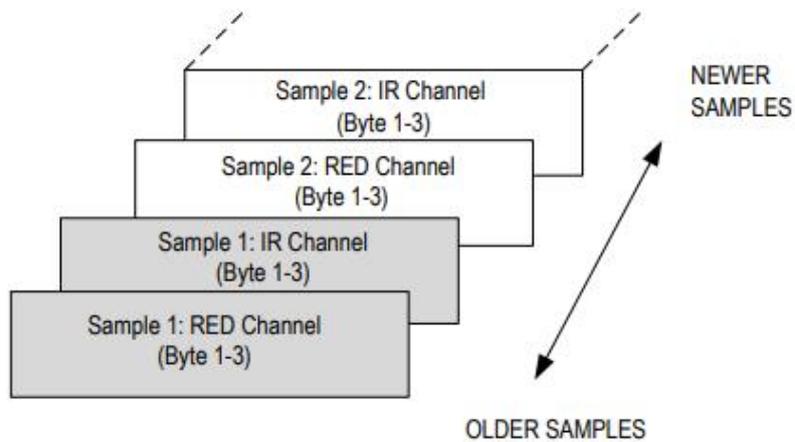


Figura G.2 Representación Gráfica del Registro de Datos FIFO en modo SpO2

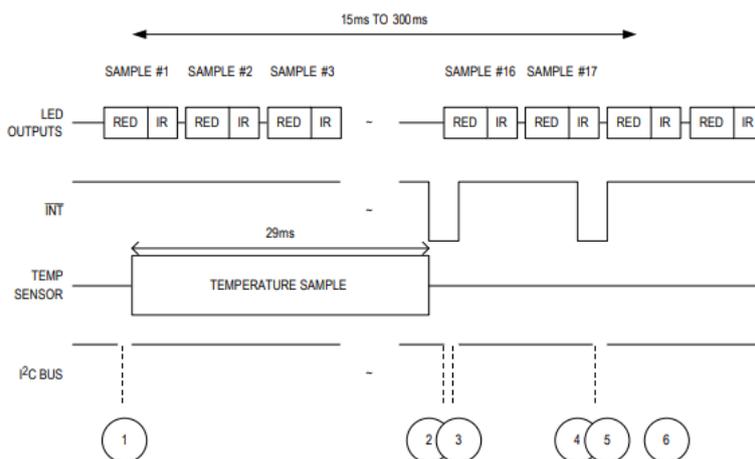


Figura G.3 Tiempo para la adquisición y comunicación de datos cuando está en modo SpO2

APÉNDICE H

ELECCIÓN DE SERVOMOTORES PARA TRANSMISIÓN DE MOVIMIENTO

En la parte mecánica de la prótesis, es decir, en el ensamble, en pieza de soporte para servomotores, fue necesario que se ajustaran 4 servomotores, por ello debían cumplir con las medidas requeridas (Figura H.1), el otro servomotor ubicado en la palma de la mano también debía cumplir con esas medidas. Por otro lado, el servo de rotación continua debía ser más robusto (Figura H.3). Suplementariamente, para la programación de giro fue necesario ver la señal PWM transmitida por cada servomotor (Figura H.2 y Figura H.4).

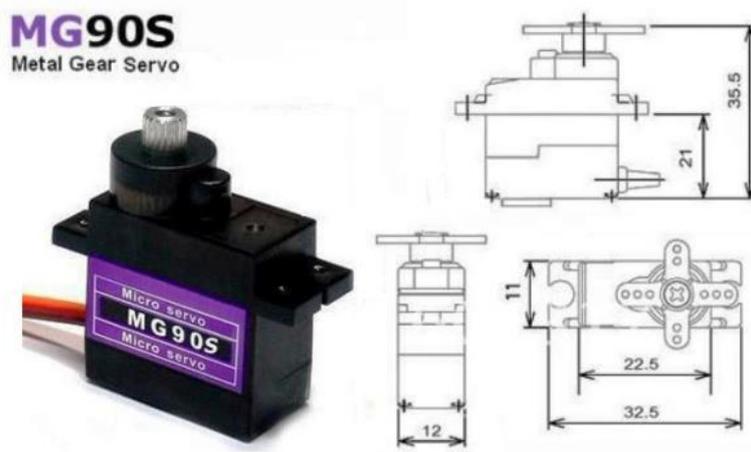
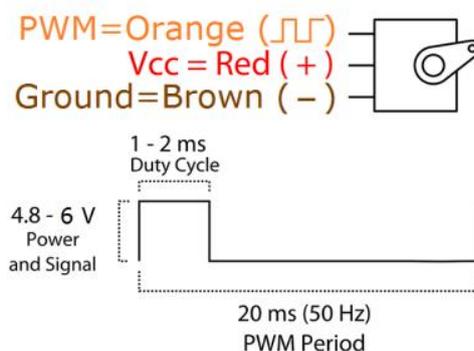


Figura H.1 Medidas de servomotor MG90S



Position "0" (1.5 ms pulse) is middle, "90" (~2 ms pulse) is all the way to the right, "-90" (~1 ms pulse) is all the way to the left.

Figura H.2 Conexiones y señales de servomotor MG90S

360° Continuous Rotation Servo

Gear motor for Arduino and Raspberry-Pi robotics projects.

Typical use: Model aircraft, cars and robots.

A continuous servo rotates forward or backwards instead of moving to a given position.

Bidirectional rotation - pulse duration determines the speed and direction of rotation.



Item no: 90770

Model no: DS04-NFC

Weight: 38g.

Torque: 5,5 kg/cm (54 Ncm) (at 4,8 V).

Speed: 0,22 sec/60° ≈ 45 rpm (at 4,8 V).

Linear response to PWM (0-45 RPM) for easy ramping

Operating voltage: 4,8-6 V.

Operating temperature: -10 to 50 °C.

Current: < 1000 mA.

Cable length: 290 mm.

Connector type: JR / Futaba

Breadboard friendly connector 2,54 mm pitch.

Connector wire gauge: 28 AWG.

Control system: PWM (Pulse Width Modulation)

Counterclockwise rotation: 1-1,5 ms

No rotation (stop): 1,5 ms

Clockwise rotation: 1,5-2 ms

Pulse Frequency / Duty cycle: 50 Hz / 20 ms square wave

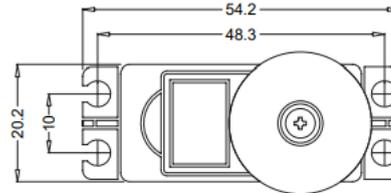
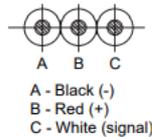
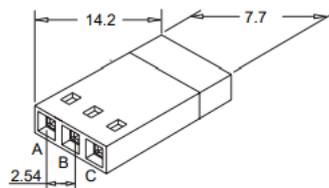
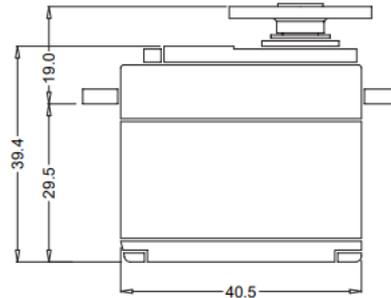


Figura H.3 Medidas y propiedades de servomotor DS04-NFC

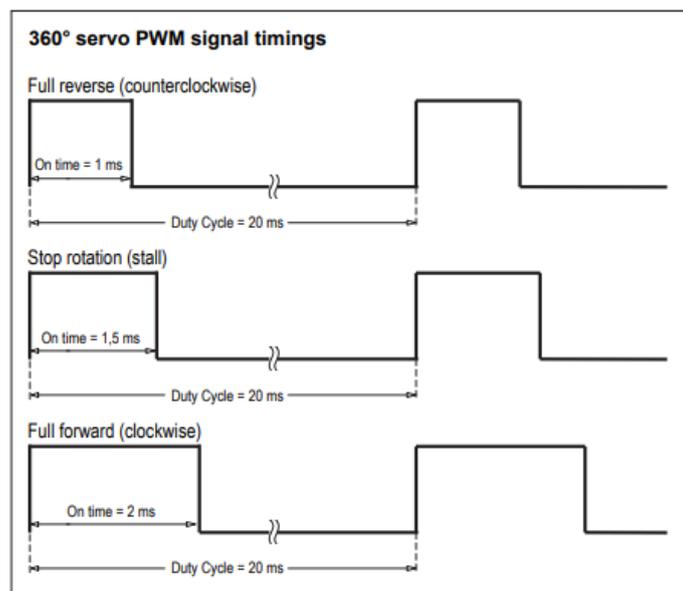
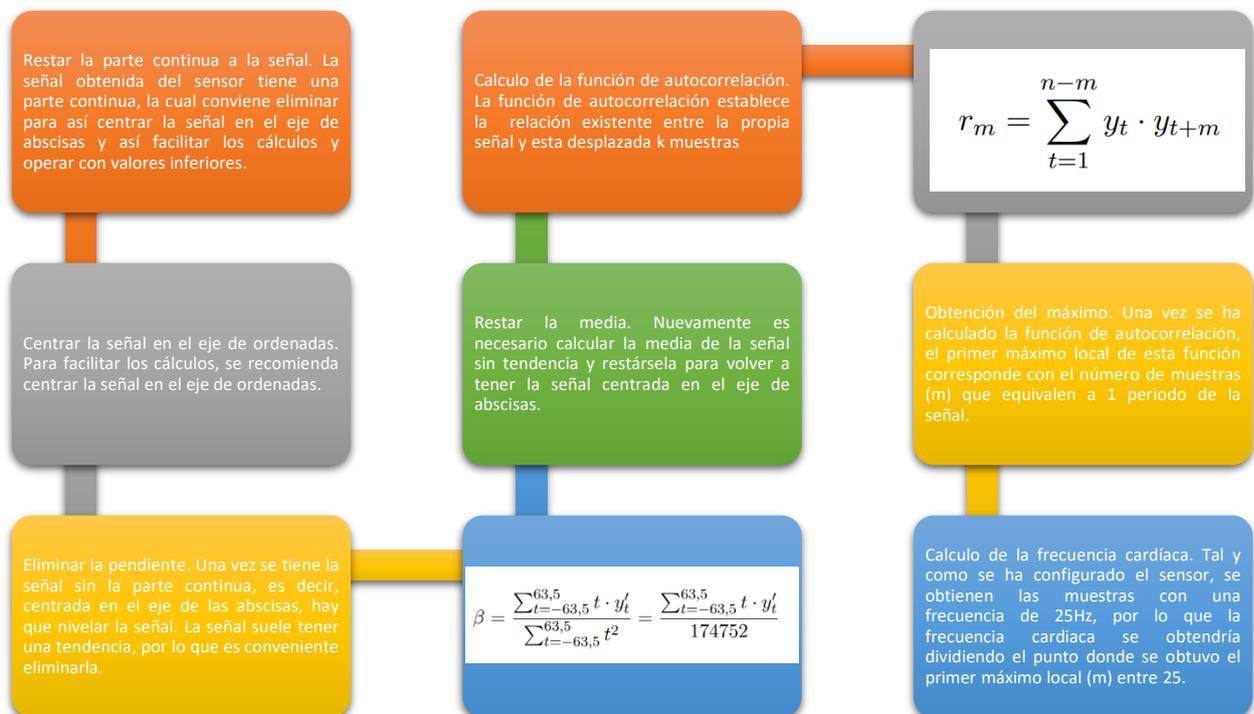


Figura H.4 Tiempo de la señal PWM para servo DS04-NFC

APÉNDICE I

CÁLCULO DE LA FRECUENCIA CARDÍACA

Posterior a establecer la comunicación con el sensor de oximetría se almacenan las muestras que poseen una señal periódica que después de un periodo alcanza un valor máximo. Los pasos del cálculo de la frecuencia cardiaca se encuentran en la Figura I.1.



$$HR = \frac{60 \cdot 25}{m}$$

Figura I.1 Pasos calcular la frecuencia cardiaca

APÉNDICE J

REPOSITORIO CREADO PARA PROTESIS MIOELÉCTRICA

Al ser un proyecto que busca el beneficio de las personas con discapacidad se comparte el repositorio completo del trabajo de investigación y desarrollo que se ha realizado.

The screenshot displays a GitHub repository interface. At the top, it shows the repository name 'jherespi' and the file 'Update README.md' with commit hash 'c5f83a4' and 'yesterday' date. Below this is a file tree with folders 'ControlProtesis', 'DataRegister', and 'NeuralNetwork', each with an 'Update README.md' action, and a 'README.md' file with an 'Update README.md' action. The main content area shows the 'README.md' file with the title 'ProstheticHand-' and a paragraph about 3D printers revolutionizing assistive devices. A bulleted list follows, detailing the benefits of 3D printing in prosthetics. The right sidebar contains sections for 'About', 'Releases', 'Packages', 'Contributors' (listing 'jherespi' and 'vasanza'), and 'Languages' (showing a bar chart for 'Jupyter Notebook' at 77.3%, 'C++' at 22.6%, and 'C' at 0.1%).

Figura J.1 Repositorio del proyecto

<https://github.com/jherespi/ProstheticHand->

APÉNDICE K

RESULTADOS DE PRUEBA DE MODELO RNA CON 4 MOVIMIENTOS

Previamente a los resultados obtenidos se probó con diferentes modelos, con el modelo propuesto se realizó el entrenamiento con total de 4 clases, a pesar de lograr obtener una precisión de 79%, el modelo presentaba seguidamente predicciones equivocadas cuando se ejecutaba la acción de cerrar la mano.

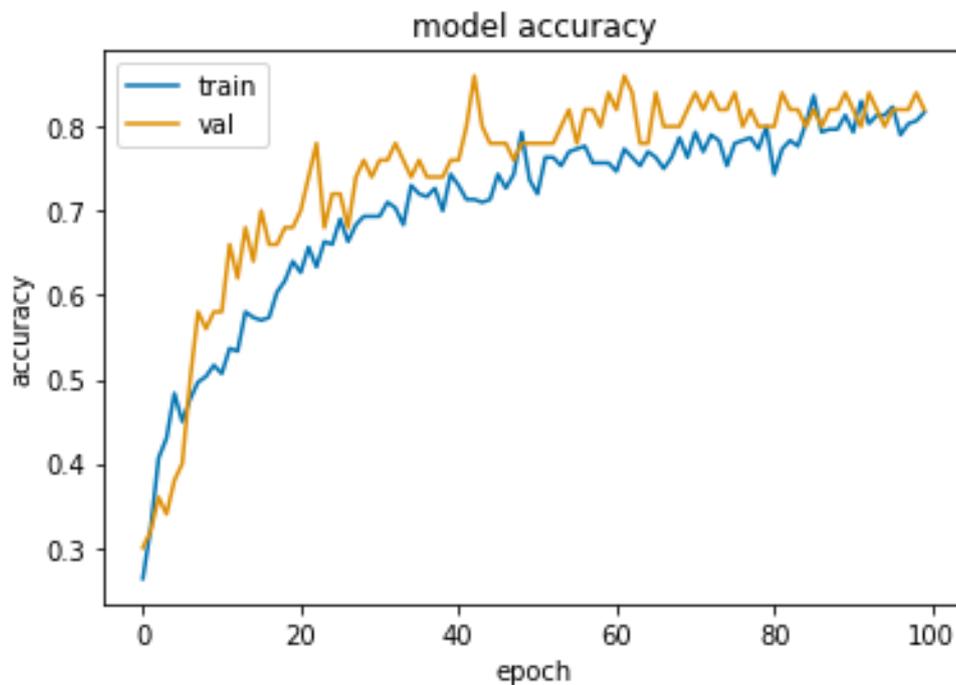


Figura K.1 Eficiencia del modelo de prueba

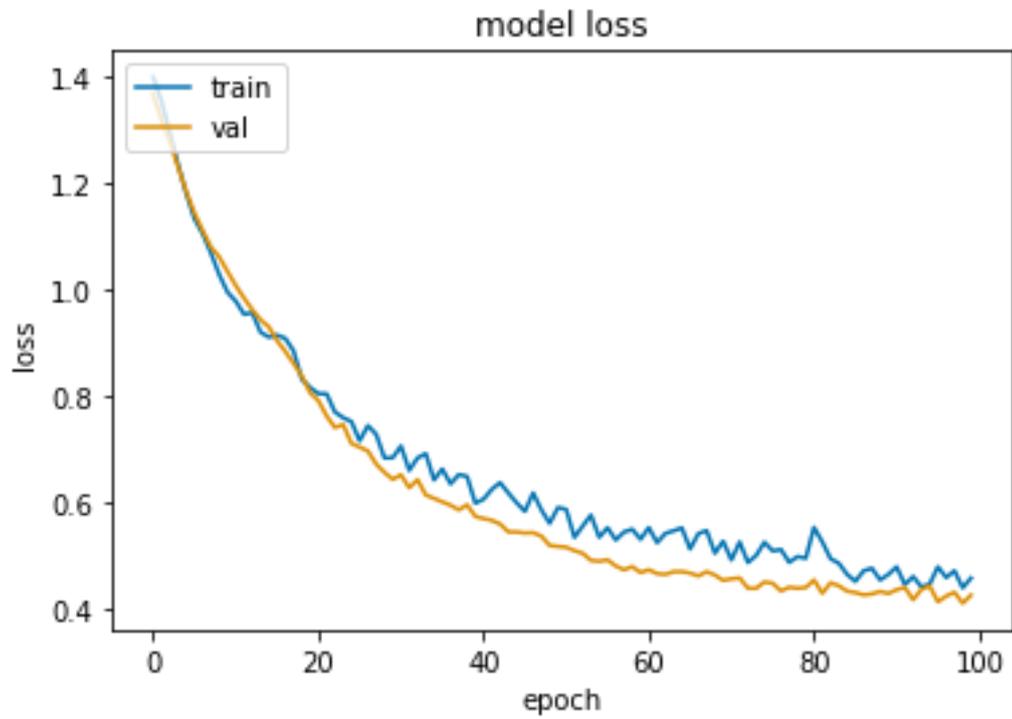


Figura K.2 Pérdida del error en modelo de prueba

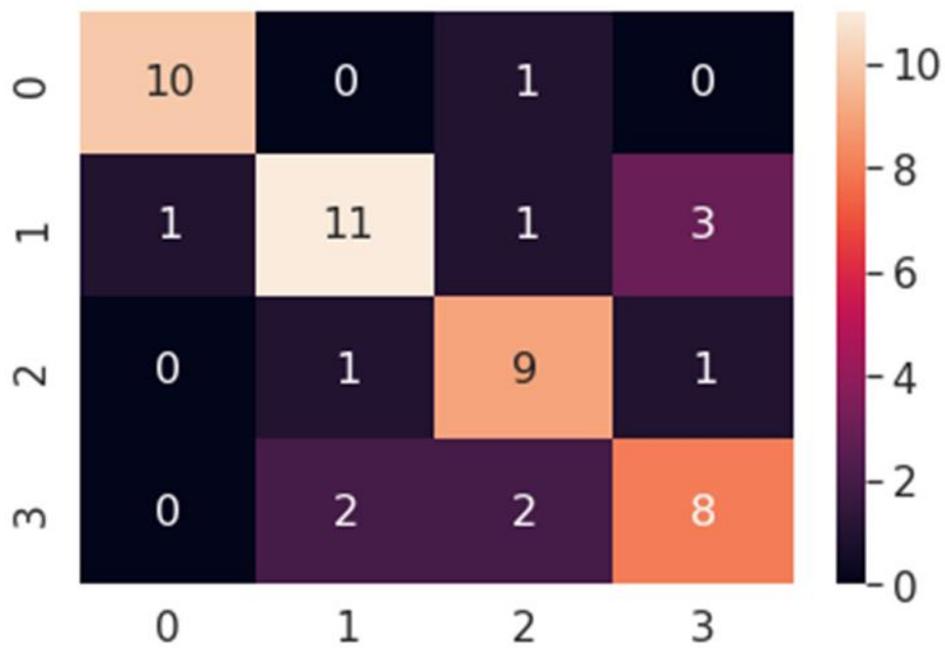


Figura K.3 Matriz de Confusión en modelo de prueba para 4 clases

APÉNDICE L

REQUERIMIENTOS SOLICITADOS POR PACIENTE

Se tuvo una reunión con el paciente Guiseppe y el supo manifestar varios requerimientos que esperaba en su prótesis. Los detalles están en la Tabla L.1.

Tabla L.1 Requerimientos para diseño de prótesis

Categoría	Requerimiento
Funcionalidad	Que funcione.
Seguridad	Que sea segura.
Funcionalidad	Que sea estable.
Funcionalidad	Que permita agarrar diferentes objetos.
Batería	Que dure al menos una jornada.
Comodidad	Que sea resistente al polvo.
Batería	Que sea portátil.
Batería	Que se pueda recargar.
Comodidad	Que no sea tan pesada.
Apariencia	Que no se vean tantos cables.
Apariencia	Que no sea solo un gancho.
Comodidad	Que no sea ruidosa.
Economía	Que no sea tan costosa.
Comodidad	Que no sea invasiva.
Funcionalidad	Que sea fácil de reparar.
Seguridad	Que no me electrocute.

APÉNDICE M

REQUERIMIENTOS SOLICITADOS POR PACIENTE

Para las pruebas en tiempo real se definieron tipos de agarre, los cuales se programaron para que se ejecutaran por la prótesis. Estos movimientos se usaron para tener una mejor sujeción para distintos tipos de objetos.



Figura M.1 Tipos de agarres para pruebas en tiempo real

APÉNDICE N

SALIDAS POR TIPO DE TAREAS

Se tuvo para cada tarea una reacción distinta, a excepción de lo mencionado anteriormente en resultados. Al ejecutar cada acción estas señales se registraron, siendo el comportamiento los mostrados a continuación.

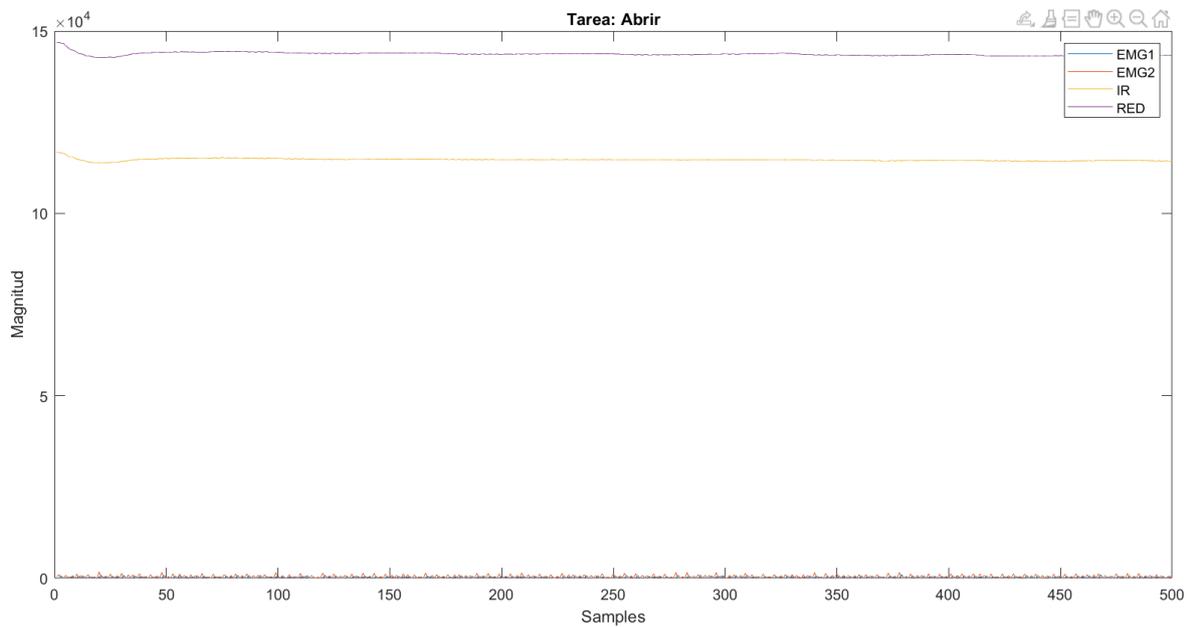


Figura N.1 Tarea Abrir mano (Descanso) medición 1.

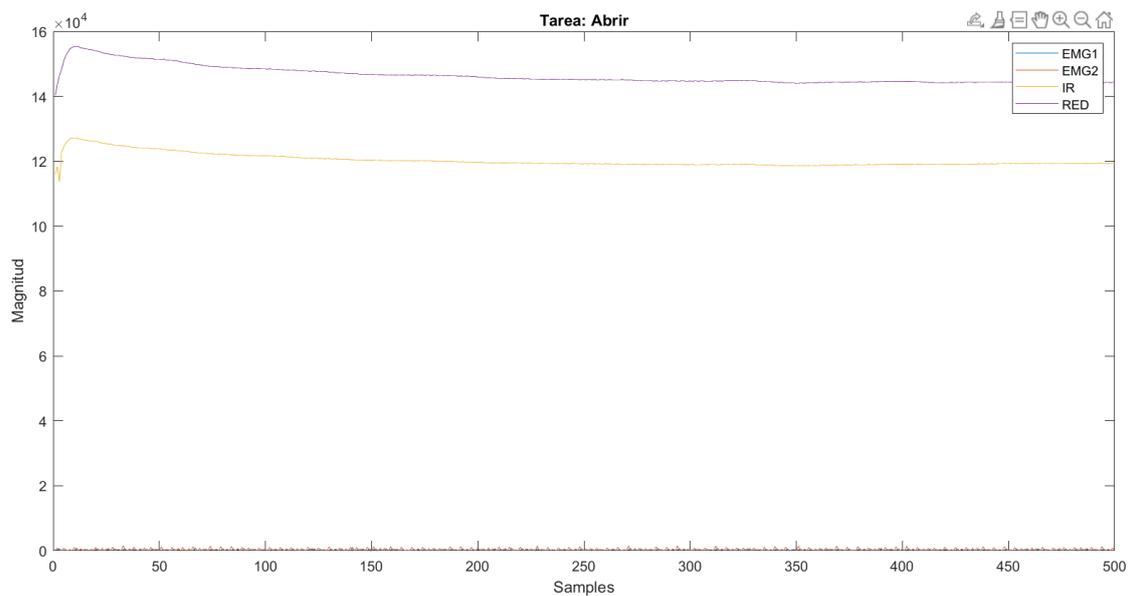


Figura N.2 Tarea Abrir mano (Descanso) medición 2.

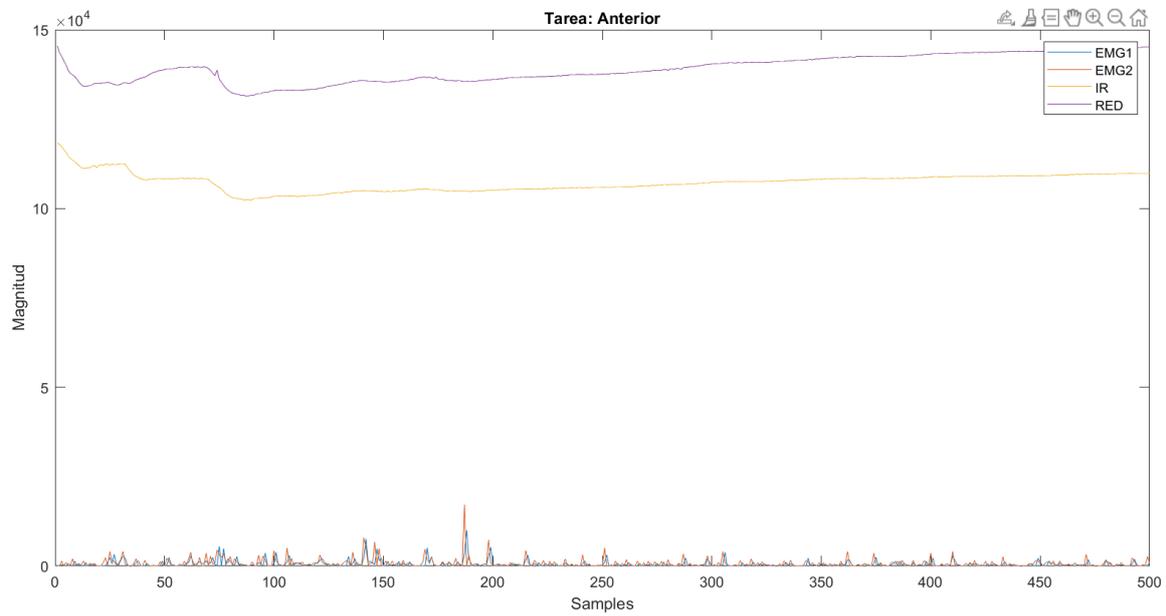


Figura N.3 Tarea mover mano hacia lado Anterior medición 1.

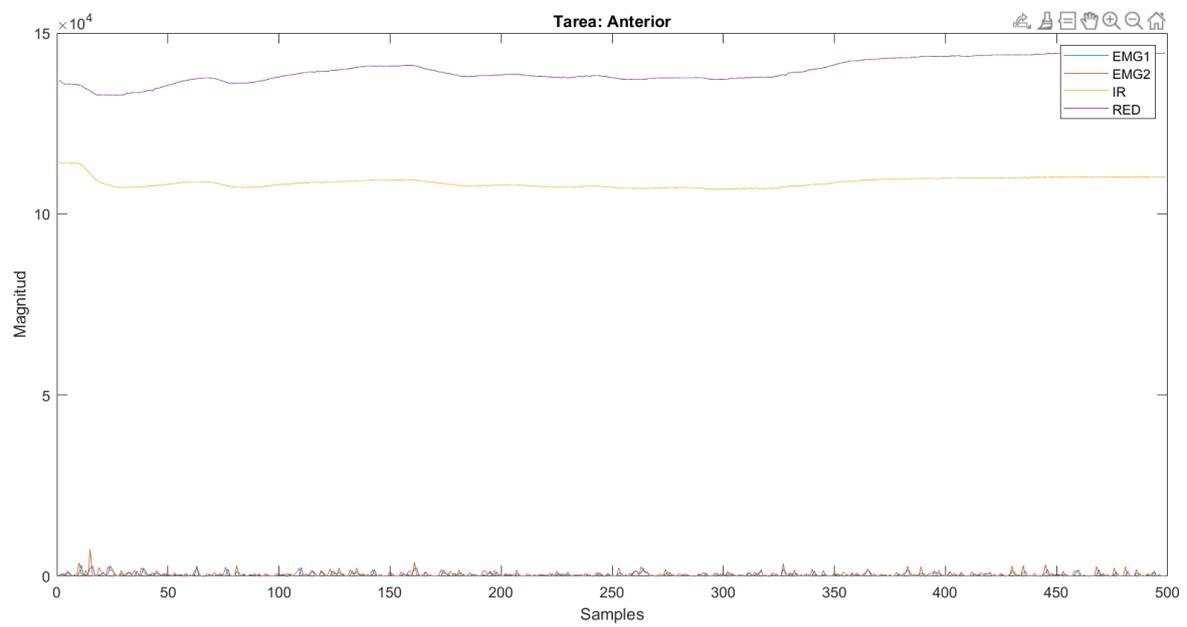


Figura N.4 Tarea mover mano hacia lado Anterior medición 2.

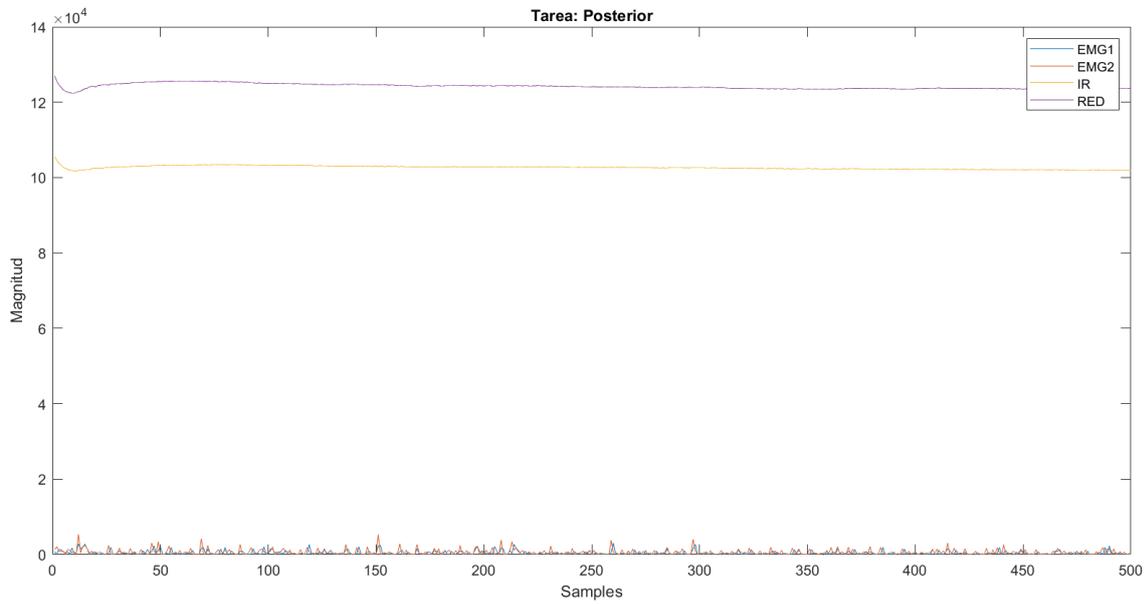


Figura N.5 Tarea mover mano hacia lado Posterior medición 1.

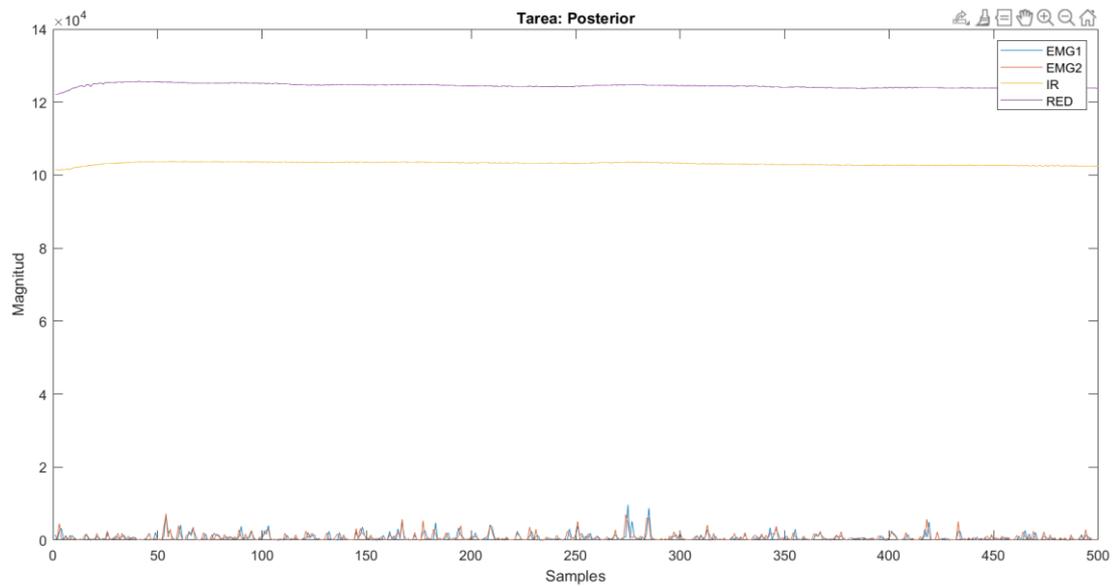


Figura N.6 Tarea mover mano hacia lado Posterior medición 2.

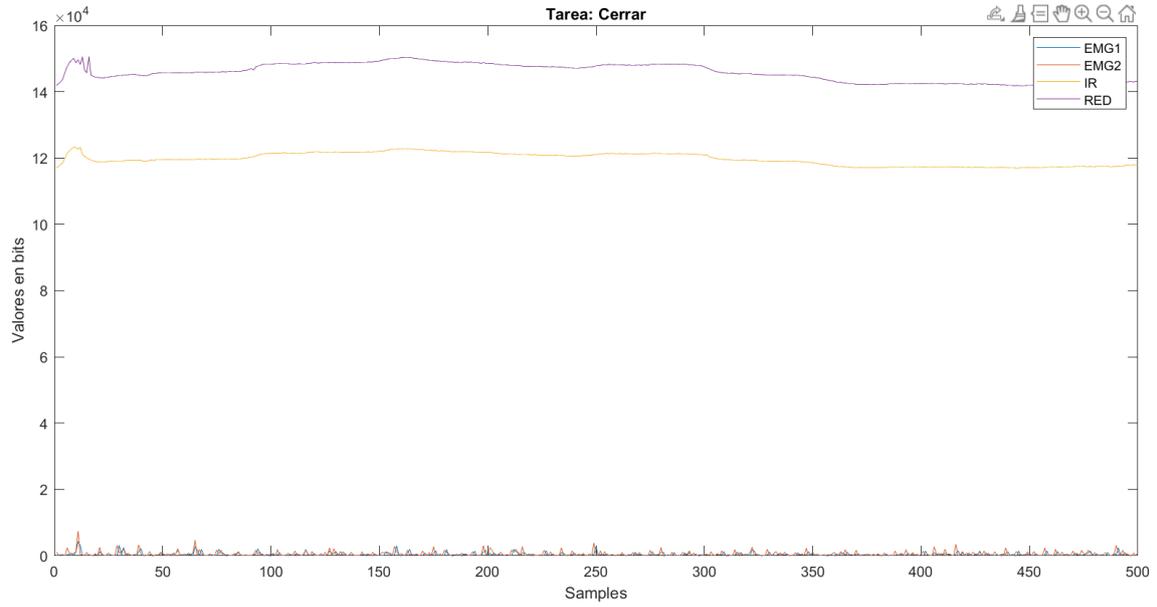


Figura N.7 Tarea Cerrar mano medición 1.

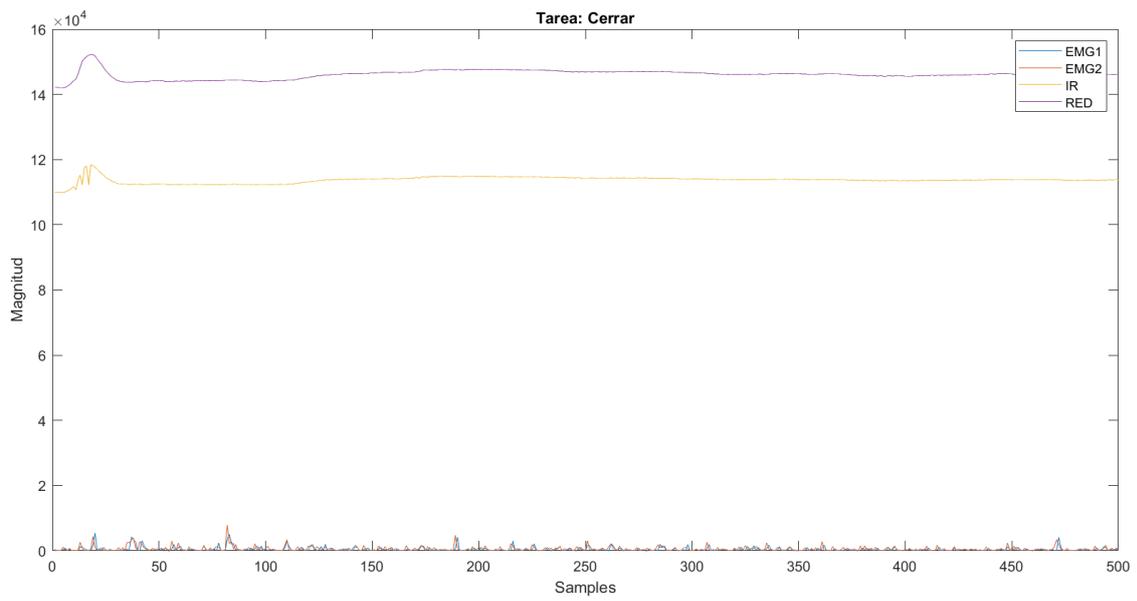


Figura N.8 Tarea Cerrar mano medición 2.

APÉNDICE O

COMPARACIÓN DEL TIPO DE ELECTRODOS

Para elegir el electrodo a utilizar se realizó un cuadro comparativo sintetizado mostrando sus principales ventajas y desventajas.

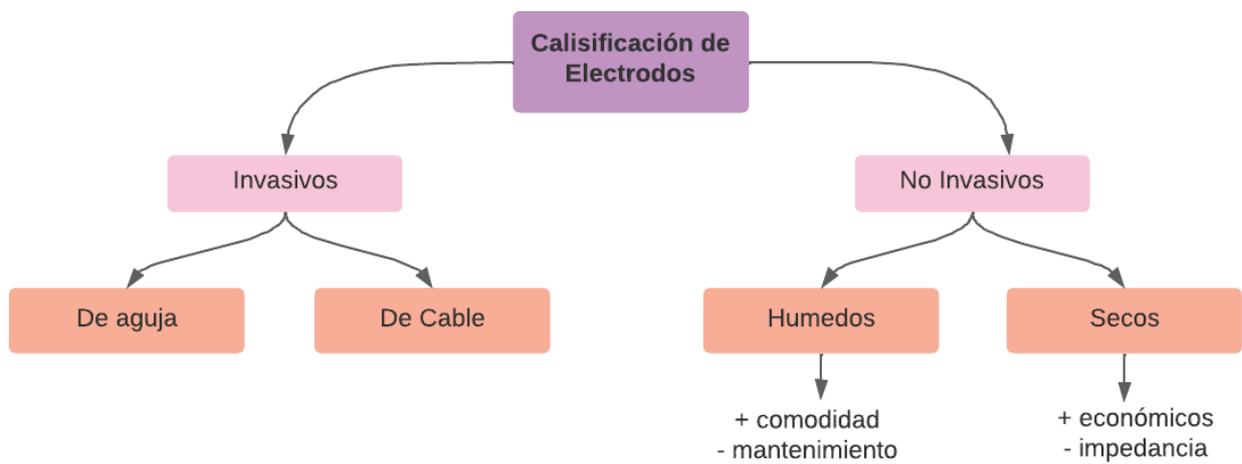


Figura O.1 Tipos de electrodos y sus diferencias