

# **UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA SEDE QUITO**

**CARRERA:  
INGENIERÍA ELECTRÓNICA**

**Trabajo de titulación previo a la obtención del título de:  
INGENIERO ELECTRÓNICO**

**TEMA:  
PROTOTIPO DE PRÓTESIS TRANSRADIAL MIOELÉCTRICA CON  
CONTROL DE SUJECIÓN**

**AUTOR:  
ERICK FABRICIO PULE PONCE**

**TUTOR:  
EDUARDO RODRIGO TORRES SANTOS**

**Quito, febrero del 2020**

## **CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR**

Yo, Erick Fabricio Pule Ponce con documento de identificación N°1750231480, manifiesto mi voluntad y cedo a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que soy autor del trabajo de titulación intitulado: “PROTOTIPO DE PRÓTESIS TRANSRADIAL MIOELÉCTRICA CON CONTROL DE SUJECCIÓN”, mismo que ha sido desarrollado para optar por el título de Ingeniero Electrónico, en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

En aplicación a lo determinado en la Ley de Propiedad Intelectual, en nuestra condición de autores nos reservamos los derechos morales de la obra antes citada. En concordancia, suscribimos este documento en el momento que hacemos entrega del trabajo final en formato digital a la Biblioteca de la Universidad Politécnica Salesiana.



.....

Erick Fabricio Pule Ponce

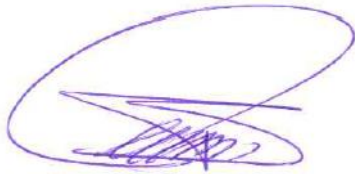
C.I. 1750231480

Quito, febrero 2020.

## **DECLARATORIA DE COAUTORÍA DEL DOCENTE TUTOR**

Yo declaro que bajo mi dirección y asesoría fue desarrollado el Trabajo de Titulación: “PROTOTIPO DE PRÓTESIS TRANSRADIAL MIOELÉCTRICA CON CONTROL DE SUJECIÓN”, realizado por Erick Fabricio Pule Ponce, obteniendo un producto que cumple con todos los requisitos estipulados por la Universidad Politécnica Salesiana para ser considerados como trabajo final de titulación.

Quito, febrero 2020.



.....  
Eduardo Rodrigo Torres Santos

C.I: 1713654604

## **DEDICATORIA**

El presente trabajo está dedicado a mi madre Myrian por no permitir rendirme en los momentos difíciles y darme ejemplo de esfuerzo y perseverancia, a mi padre Carlos por estar siempre ayudarme en mis proyectos y acompañarme a lo largo de la carrera y a mi hermana Carla por siempre estar conmigo, cuidarme y ser mi ejemplo por seguir.

## **AGRADECIMIENTO**

Agradezco de la manera más sincera a Amilcar y a toda su familia por permitirme sacar adelante este proyecto y colaborar en todo el proceso que conllevó.

A mi familia por toda la paciencia que han tenido a lo largo de la carrera soportando mi carácter cuando estuve al borde del fracaso, todos mis logros son suyos.

## ÍNDICE GENERAL

CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR.....	ii
DECLARATORIA DE COAUTORÍA DEL DOCENTE TUTOR.....	iii
DEDICATORIA.....	iv
AGRADECIMIENTO.....	v
ÍNDICE GENERAL.....	vi
ÍNDICE DE FIGURAS.....	viii
ÍNDICE DE TABLAS.....	ix
RESUMEN.....	x
ABSTRACT.....	xi
INTRODUCCIÓN.....	xii
CAPÍTULO 1: ANTECEDENTES.....	1
1.1 Planteamiento del problema.....	1
1.2 Justificación.....	1
1.3 Objetivos.....	2
1.3.1 Objetivo general.....	2
1.3.2 Objetivos específicos.....	2
1.4 Alcance.....	3
CAPÍTULO 2: MARCO TEÓRICO.....	4
2.1 La discapacidad.....	4
2.2 Tipos de discapacidad.....	4
2.2.1 La discapacidad física.....	4
2.2.2 La discapacidad sensorial.....	4
2.2.3 La discapacidad intelectual.....	5
2.2.4 La discapacidad psíquica.....	5
2.3 Clasificación de la discapacidad física.....	5
2.4 Principales tipos de discapacidad física.....	5
2.4.1 Monoplejía.....	5
2.4.2 Paraplejía.....	5
2.4.3 Tetraplejía.....	6
2.4.4 Hemiplejía.....	6
2.4.5 La distrofia muscular.....	6
2.4.6 La parálisis cerebral.....	6
2.4.7 Amputación.....	6
2.5 Principios generales de la cirugía de amputación.....	7
2.6 Niveles y tipos de amputaciones.....	7
2.7 Electromiografía.....	7
2.8 Principales tipos de prótesis.....	8
2.8.1 Prótesis estéticas.....	8
2.8.2 Prótesis mecánicas.....	8
2.8.3 Ganchos de trabajo.....	8
2.8.4 Prótesis mioeléctricas.....	8
2.9 Sensores musculares.....	9
2.9.1 MyoWare AT-04-001.....	9
2.9.2 Analog EMG Sensor by OYMotion.....	9
2.9.3 Grove - Detector de EMG.....	9

2.10 Sensores de fuerza.....	10
2.11 Microcontroladores .....	10
2.11.1 PIC de Microchip .....	10
El PIC es un circuito integrado desarrollado para aplicaciones de control que cuenta con memorias que se encargan de almacenar el programa y datos del sistema en el que se encuentran integrados.....	10
2.11.2 STM32 MCU 32 bits de Arm Cortex.....	11
2.12 Sistemas de sujeción .....	11
2.12.1 Pinzas de presión.....	11
2.12.2 Pinzas de enganche .....	11
2.12.3 Ventosa de vacío .....	11
2.12.4 Electroimán .....	12
2.13 Sistemas de control .....	12
2.13.1 Sistema de control de lazo abierto .....	12
2.13.2 Sistema de control de lazo cerrado.....	12
2.14 Actuador.....	13
<b>CAPÍTULO 3: DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN.....</b>	<b>14</b>
3.1 Diseño de Hardware.....	14
3.1.1 Estructura .....	14
3.1.2 Sensores .....	16
3.1.3 Actuadores.....	18
3.1.4 Microcontrolador.....	20
3.1.5 Sensor de fuerza .....	21
3.2 Diseño de Software .....	23
3.2.1 Diagrama de flujo.....	23
3.3 Implementación de Hardware .....	25
3.4 Implementación de Software de control .....	27
<b>CAPÍTULO 4: ANÁLISIS DE COSTOS, PRUEBAS Y RESULTADOS .....</b>	<b>31</b>
4.1 Análisis de costos.....	31
4.2 Calibración del sensor mioeléctrico .....	33
4.3 Pruebas .....	37
4.3.1 Control de fuerza.....	37
4.3.2 Resultados primera parte.....	38
4.3.3 Resultados segunda parte .....	39
4.3.4 Fuerza de agarre .....	40
4.3.5 Resultados .....	41
4.4 Sujeción de objetos .....	42
4.4.1 Resultados .....	43
<b>CAPÍTULO 5: CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES .....</b>	<b>45</b>
5.1 Conclusiones .....	45
5.2 Recomendaciones.....	46
<b>BIBLIOGRAFÍA .....</b>	<b>48</b>

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 3.1 Diagrama de bloques del proyecto técnico.....	14
Figura 3.2 Mano mecánica impresión 3d.....	16
Figura 3.3 Transmisor de señal del sensor mioeléctrico.....	17
Figura 3.4 Electrodo seco.....	18
Figura 3.5 Micromotor Pololu.....	20
Figura 3.6 Tarjeta de desarrollo ST32F103.....	21
Figura 3.7 Sensor de fuerza.....	22
Figura 3.7 Diagrama de flujo cerrar mano.....	24
Figura 3.8 Diagrama de flujo abrir mano.....	25
Figura 3.9 Modificación de dedo pulgar.....	26
Figura 3.10 Modificación de dedo pulgar.....	26
Figura 3.11 Soporte de motores y muñeca.....	27
Figura 3.13 Programación primera etapa de control.....	28
Figura 3.14 Programación segunda etapa de control.....	28
Figura 3.15 Programación tercera etapa de control.....	29
Figura 3.15 Monitoreo de acciones.....	30
Figura 4.1 Programación de calibración.....	33
Figura 4.2 Colocación de los electrodos.....	34
Figura 4.3 Señal músculo relajado.....	34
Figura 4.4 Señal músculo en tensión.....	35
Figura 4.5 Señal estabilizada y filtrada.....	36
Figura 4.6 Señal de músculo trabajando.....	36
Figura 4.7 Prueba fuerza de agarre.....	40
Figura 4.8 Sujecion de objetos cilindricos.....	44
Figura 4.9 Sujecion de objetos planos.....	44



## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2.1 Características de los actuadores.....	13
Tabla 3.1 Especificaciones técnicas del transmisor de señal .....	17
Tabla 3.2 Especificaciones técnicas del electrodo seco .....	18
Tabla 3.3 Especificaciones técnicas micromotor Pololu.....	19
Tabla 3.4 Especificaciones técnicas ST32F103 .....	21
Tabla 3.5 Especificaciones técnicas sensor FSR402.....	22
Tabla 4.1 Costos de prótesis comercial.....	31
Tabla 4.2 Costos de prototipo .....	32
Tabla 4.3 Prueba control de fuerza primera parte .....	38
Tabla 4.4 Prueba control de fuerza segunda parte .....	39
Tabla 4.5 Prueba fuerza de agarre.....	41
Tabla 4.6 Prueba sujeción de objetos.....	43

## RESUMEN

En Ecuador una parte de la población económicamente activa padece de discapacidad de cualquier tipo, en las que la mayoría se deben a problemas físicos en las que se incluye a personas con miembros amputados. El uso de prótesis ha revolucionado el mundo de las discapacidades devolviendo parcial o totalmente la movilidad que el individuo tenía antes de la pérdida de un miembro, con la ayuda de la electrónica esto mejora con el paso del tiempo llegando a complementarse para el desarrollo de prótesis capaces de realizar movimientos voluntarios mediante una señal eléctrica producida por el músculo involucrado.

En el mercado mundial existen empresas destinadas a la fabricación de prótesis “inteligentes” como lo es la empresa “Touch Bionics” ubicado en New York, USA. El proyecto técnico nace de la inspiración de los trabajos realizados por este tipo de empresas que buscan fusionar la medicina con la tecnología actual y futura alcanzando la naturalidad en los movimientos, seguridad al utilizar los productos y comodidad devolviendo la confianza y aceptación personal.

El prototipo realizado busca resaltar que en el país este tipo de proyectos son fiables, funcionales, económicas y que pueden ser desarrolladas para un funcionamiento similar al de una extremidad normal dentro de las capacidades o acciones realizadas por el usuario.

El algoritmo programado se desarrolló tomando en cuenta que el usuario final pueda controlar el prototipo después de un entrenamiento de uso de manera simple con movimientos precisos volviendo a tener la seguridad de sujetar objetos sin miedo a tirarlos.

## **ABSTRACT**

In Ecuador a part of the economically active population lives with some type of disability in which the majority are due to physical problems that include people with amputated members. The use of prostheses has revolutionized the world of disabilities by partially or perhaps returning the mobility that the individual had before the loss of a member, with the help of electronics this improves with the passage of time getting to complement each other for the development of prostheses capable of performing voluntary movements by means of an electrical signal produced by the muscle involved.

In the world market there are companies destined to manufacture “smart” prostheses such as the “Touch Bionics” company located in New York, USA. The technical project stems from the inspiration of the work carried out by this type of companies that seek to merge medicine with current and future technology, achieving natural movements, safety when using products and comfort, returning trust and personal acceptance.

The prototype carried out seeks to highlight that in the country these types of projects are reliable, functional, economical and that they can be developed for an operation similar to that of a normal limb within the capabilities or actions performed by the user.

The programmed algorithm was developed considering that the end user can control the prototype after a simple use training with precise movements having the security of holding objects without fear of throwing them.

## INTRODUCCIÓN

El presente proyecto de titulación denominado “Prototipo de prótesis transradial mioeléctrica con control de sujeción” consta de 5 capítulos donde se desarrolla.

En el capítulo uno se establece los objetivos a cumplir, la problemática y la justificación para la realización del proyecto.

El capítulo dos desarrolla los conocimientos básicos que se debe tener para comprender las bases del prototipo también se toma puntos como la historia y evolución de las prótesis con su funcionalidad y como han sido adaptadas hasta llegar a las diseñadas en la actualidad.

El capítulo tres se describe la comparación a nivel técnico de la tecnología que se utilizará en función del desarrollo del proyecto y las necesidades existentes al implementarlo.

El capítulo cuatro es el encargado de validar el prototipo sometiéndolo a pruebas básicas de motricidad y fuerza teniendo en cuenta las limitaciones de este con la finalidad de tomar acciones de corrección de errores y mejoras a futuro.

El capítulo cinco siendo el más importante, redacta los resultados obtenidos en el capítulo anterior validando los objetivos planteados al comienzo del proyecto validando así el prototipo.

# **CAPÍTULO 1**

## **ANTECEDENTES**

El presente capítulo muestra la problemática planteada para desarrollar el proyecto técnico y la justificación para su elaboración tomando en cuenta los objetivos que se plantean.

### **1.1 Planteamiento del problema**

En Ecuador el 55.03% de las discapacidades se deben a problemas físicos entre los cuales el 93.37% son personas activamente laborales (Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades, 2018). En el porcentaje de discapacidad se incluye a las personas con miembros amputados sin tener un registro oficial y detallado del porcentaje de habitantes que presenten este problema.

La falta de una extremidad siendo el caso una mano retrasa o complica evidentemente las labores físicas dado que las actividades motrices como agarrar objetos se encuentran las actividades cotidianas laborables. Al mirar esta problemática y con la ayuda de la medicina se ha logrado proporcionar prótesis netamente de uso estético las cuales no tienen movilidad alguna. Así mismo se opta por el uso de ganchos que pueden sujetar objetos mas no manipularlos. La manera de mejorar o actualizar las prótesis estéticas es con la aplicación de la electrónica y con la adquisición de señales electromiográficas procedentes de los músculos.(McGavin, 2014)

### **1.2 Justificación**

En el mercado mundial existen empresas destinadas a la fabricación de prótesis de manera estética y otras como “Touch Bionics” ubicado en New York, USA, que con la ayuda de la electrónica han destinado sus labores al desarrollo y comercialización de prótesis mioeléctricas de alta calidad y costo abarcando el mercado existente a nivel mundial.

Según estadísticas realizadas por la Misión Manuela Espejo de la Vicepresidencia de la República del Ecuador, e impartidas por la Fundación Hermano Miguel de la ciudad de Quito, desde el 2009 en el país existen registradas 338 personas con ausencia de uno de sus miembros superiores por debajo del codo (Rivas, 2017); este mercado cuenta con proveedores principalmente fundaciones las cuales son las encargadas de proporcionar una prótesis a personas de escasos recursos, entre estas tenemos la Fundación Hermano Miguel, PROTÉUS, entre otras.

El prototipo por realizar busca ser parte de la innovación y resaltar que en el país este tipo de proyectos son fiables, funcionales, económicas y que pueden ser desarrolladas para un funcionamiento similar al de una extremidad normal dentro de las capacidades o acciones que se pueden realizar dentro de lo estipulado en el problema de estudio.

### **1.3 Objetivos**

#### **1.3.1 Objetivo general**

Desarrollar una prótesis transradial controlada con señales electromiográficas para sujeción de objetos.

#### **1.3.2 Objetivos específicos**

- Caracterizar las variables que intervienen en la sujeción de objetos para la adquisición de señales miográficas.
- Diseñar el hardware para el desarrollo de los movimientos de la prótesis.
- Programar el algoritmo de control para la sujeción de objetos.
- Implementar la prótesis para la sujeción de objetos.
- Comprobar el funcionamiento de la prótesis para la validación del proyecto.

#### **1.4 Alcance**

El prototipo es personalizado porque debe adecuarse con la señal mioeléctrica del músculo involucrado, de igual manera todas las pruebas de funcionamiento se realizarán con una sola persona siendo este el usuario final.

## **CAPÍTULO 2**

### **MARCO TEÓRICO**

#### **2.1 La discapacidad**

La discapacidad se puede definir por la limitación para realizar cualquier tipo de participación física, sensorial, intelectual, psíquica o visceral. La discapacidad puede ser producida por diversos problemas entre ellas, enfermedades o lesiones cerebrales y problemas físicos congénitos o accidentales. La Organización Mundial de la Salud (OMS, 2018) calcula. “El 15% de la población mundial están aquejadas por la discapacidad en alguna forma. Tienen dificultades importantes para funcionar entre 110 millones (2.2%) y 190 millones (3.8%) personas mayores de 15 años.”

#### **2.2 Tipos de discapacidad**

La discapacidad se encuentra clasificada en función del tipo de problema en que se presenten dificultades.

##### **2.2.1 La discapacidad física**

La discapacidad física hace referencia a toda limitación o eliminación de la capacidad motora en el individuo. Los problemas se dan comúnmente a nivel medular que impide la movilidad, en este grupo se incluye las amputaciones de miembros y malformaciones congénitas. (Castillero, 2018)

##### **2.2.2 La discapacidad sensorial**

La limitación sensorial se produce tras la alteración parcial o total algún sentido básico de percepción impidiendo o complicando el desarrollo de actividades cotidianas. (Castillero, 2018)



### **2.2.3 La discapacidad intelectual**

La discapacidad intelectual hace referencia a la dificultad del desarrollo mental cognitivo que influye principalmente en ámbitos académicos esta disfunción se detecta por el coeficiente intelectual del involucrado siendo este inferior a 70 puntos. (Castillero, 2018)

### **2.2.4 La discapacidad psíquica**

Cuando el comportamiento de una persona se ve alterado detectando acciones irracionales se está frente ante un caso de discapacidad psíquica. (Castillero, 2018)

## **2.3 Clasificación de la discapacidad física**

La discapacidad física puede presentarse de distintas maneras llevando a tener una amplia clasificación dependiendo de la causa que la origina como los problemas motrices debidos a lesiones cerebrales y la zona afectada tomando en cuenta las extremidades involucradas o cualquier afección motriz. (Castillero, 2017)

## **2.4 Principales tipos de discapacidad física**

### **2.4.1 Monoplejía**

La monoplejía hace referencia a la pérdida de movimiento en una extremidad en la cual generalmente se produce afecciones sobre los nervios que transmiten los estímulos nerviosos a la zona en cuestión. (Castillero, 2017)

### **2.4.2 Paraplejía**

Se debe a una lesión a nivel medular específicamente en la zona dorsal donde se produce la parálisis imposibilitando la motricidad afectando las piernas y pies del individuo. (Castillero, 2017)

### **2.4.3 Tetraplejia**

Es una alteración producto de una lesión en la zona medular cervical produciendo secuelas, según Castellero (2017) “la pérdida total de la capacidad de movimiento de las extremidades inferiores y en la pérdida total o parcial de la capacidad de movimiento de los miembros superiores”.

### **2.4.4 Hemiplejia**

Castillero (2017) afirma “la hemiplejia se produce tras una alteración o lesión en el sistema nervioso produciendo la parálisis de la parte opuesta o contralateral a la dañada”.

### **2.4.5 La distrofia muscular**

La distrofia muscular da lugar a la pérdida y deterioración de los tejidos del músculo en cuestión dificultando el movimiento y provocando una discapacidad. (Castillero, 2017)

### **2.4.6 La parálisis cerebral**

Se presenta por problemas del desarrollo cerebral provocados desde el embrión que al desarrollarse involucra fallos en las capacidades motrices graves impidiendo el desarrollo del individuo. (Castillero, 2017)

### **2.4.7 Amputación**

La pérdida de extremidades provoca una discapacidad física que limita el desarrollo cotidiano de actividades de la persona. (Castillero, 2017)

## **2.5 Principios generales de la cirugía de amputación**

La amputación de un miembro produce problemas tanto físicos como emocionales cambiando por completo el desarrollo motriz del individuo. El nivel al que se realice la cirugía es lo más importante porque el musculo o articulación perdida al ser reemplazada con una prótesis implica disminución de la motricidad y genera complejidad del desarrollo de las actividades cotidianas.(Laboratorio Gilete, 2017)

## **2.6 Niveles y tipos de amputaciones**

Los niveles transarticulares (a través de una articulación) según Laboratorio Gilet (2017). “Dan como resultado un mejor pronóstico funcional que los que se realizan a través del hueso, cuando un paciente requiere una amputación es necesario pensar salvar la vida y conservar grandes y buenas posibilidades de independencia y reinserción social”.

En las amputaciones de miembro superior se encuentran amputaciones de mano, amputaciones transradiales, amputaciones transarticulares, orejas, entre otras, en la actualidad existen prótesis para la mayoría de los casos que llegan a formar parte del cuerpo estéticamente e incluso a cumplir el trabajo que proporcionaba el miembro amputado. (Laboratorio Gilete, 2017)

## **2.7 Electromiografía**

La electromiografía (EMG) es una prueba de laboratorio realizado para verificar el funcionamiento de los músculos y los nervios involucrados en la zona examinada. Al tener los nervios dañados la motricidad en esta zona se encuentra afectada. La electromiografía indica la existencia y localización de algún problema que puede tener los músculos o nervios. (Mayo Clinic, 2018).

Para el registro electromiográfico se puede utilizar a manera intramuscular un electrodo invasivo (aguja fina) que explora la zona afectada o de manera superficial se utiliza

electrodos de superficie (pequeños discos metálicos). Al realizar movimientos los músculos emiten pequeños pulsos eléctricos estas pueden ser “sensadas” o reconocidas por un aparato conocido como electromiógrafo. Los pulsos eléctricos muestran si existe alguna anomalía en la zona. (Saludemia, 2017)

## **2.8 Principales tipos de prótesis**

### **2.8.1 Prótesis estéticas**

El fin de producir prótesis cosméticas es únicamente reemplazar el miembro amputado sin devolver la motricidad, estas prótesis son ligeras, cómodas y visualmente idénticas al miembro inexistente proporcionando seguridad y confianza al usuario.(Protésica, 2015)

### **2.8.2 Prótesis mecánicas**

Este tipo de prótesis pueden ser controladas por movimientos realizados con ciertas partes del cuerpo, usan un sistema de arneses y cables fijados en la estructura que permite realizar movimientos básicos con la prótesis. (Protésica, 2015)

### **2.8.3 Ganchos de trabajo**

Mediante los ganchos de trabajo se puede realizar actividades motrices, aunque estas se encuentran limitadas al nivel de apertura y cierre de estos, usa un sistema de cables conectados al gancho y al soporte que tras hacer movimientos de estiramiento logran abrir y cerrar el gancho. (Protésica, 2015)

### **2.8.4 Prótesis mioeléctricas**

Las prótesis mioeléctricas se desarrollan tras la fusión de la medicina con la electrónica ya que estas son capaces de reconocer las señales enviadas por los músculos para realizar acciones. Las señales electromiográficas son detectadas por electrodos especiales que

trabajan junto a sensores ubicados usualmente en la estructura de soporte de la prótesis. Las señales son procesadas para poder realizar movimientos, permitiendo devolver parcialmente la motricidad del usuario. (Protésica, 2015)

## **2.9 Sensores musculares**

En el mercado existe una variedad de sensores mioeléctricos los cuales se encargan de recibir, analizar y procesar estas señales que pueden ser utilizadas de diversas maneras. Entre estos se tiene los siguientes:

### **2.9.1 MyoWare AT-04-001**

Este sensor no invasivo medirá las señales eléctricas del músculo y acomodándola para su posterior uso donde las señales van en una escala de cero al nivel de referencia establecido. (Advancer Technologies, 2016)

### **2.9.2 Analog EMG Sensor by OYMotion**

Sensor electromiográfico diseñado por las empresas DFRobot y OYMotion, capaz de detectar las señales eléctricas producidos por la actividad muscular y neuronales del ser humano. Este sensor es inductivo, fácil de usar y de alta calidad que usa un electrodo seco (no necesita usar gel conductor) para detectar las señales. (DF ROBOT, 2016)

### **2.9.3 Grove - Detector de EMG**

El detector EMG es un puente que conecta el cuerpo humano y el eléctrico, el sensor reúne una pequeña señal muscular y luego se procesa con la segunda amplificación y el filtro, la señal de salida puede ser reconocida por Arduino. Se puede agregar esta señal al sistema de control. Cuenta con un modo de espera donde la tensión de salida es de 1.5 [V]. Cuando

se detecta músculo activo, la señal de salida aumenta, el voltaje máximo es de 3.3 [V]. Puede utilizar este sensor en sistemas de 3.3 [V] o 5 [V]. (Seed Technology Co., 2016)

## **2.10 Sensores de fuerza**

El sensor de fuerza es un transductor que permite tener un rango de voltaje en función de la fuerza que reciben. Se los puede encontrar en distintos modelos o formas dependiendo la aplicación. (Mapro Ingeniería S.A., 2019)

La familia de dinamómetros se usa para aplicaciones en máquinas de ensayo o instrumentos para calibración en cambio la familia de células de carga, está destinado a aplicaciones en sistemas de pesaje o instrumentos de verificación en cadenas de producción o sobre el terreno. (Mapro Ingeniería S.A., 2019)

## **2.11 Microcontroladores**

Son circuitos que tienen una arquitectura interna en la que se encuentran memorias de almacenamiento, unidad de procesamiento y periféricos (entradas, salidas, temporizadores, etc.). La familia de microcontroladores es amplia y se distinguen principalmente por las características en hardware disponibles y por su capacidad en software para el desarrollo de aplicaciones entre los cuales los más conocidos son los siguientes. (Microchip Technology Inc, 2019)

### **2.11.1 PIC de Microchip**

El PIC es un circuito integrado desarrollado para aplicaciones de control que cuenta con memorias que se encargan de almacenar el programa y datos del sistema en el que se encuentran integrados. (Microchip Technology Inc, 2019)

### **2.11.2 STM32 MCU 32 bits de Arm Cortex**

Estos microcontroladores fueron desarrollados para aplicaciones donde la velocidad y el procesamiento de señales es muy alto manteniendo un monitoreo a tiempo real del proceso en el que se encuentran involucrados. (STMicroelectronics, 2019)

## **2.12 Sistemas de sujeción**

Los sistemas de sujeción hacen referencia a cualquier dispositivo usado para asegurar una pieza u objeto sobre el cual se trabaja y sostenerla en su sitio contra las fuerzas del mecanismo. (Zelinski, 2017)

En la robótica y electrónica se puede encontrar los siguientes sistemas de sujeción.

### **2.12.1 Pinzas de presión**

Usadas para sujetar y desplazar objetos, implican un sistema neumáticos fiable y robusto con un control sencillo del agarre de objetos. (Zelinski, 2017)

### **2.12.2 Pinzas de enganche**

Tiene características similares a las pinzas de presión con la diferencia de que este tipo está en la capacidad de manipular piezas de tamaños considerables donde el mecanismo no puede ejercer sobre el objeto. (Zelinski, 2017)

### **2.12.3 Ventosa de vacío**

Utilizada comúnmente para el desplazamiento de objetos lisos donde la ventosa pueda adherirse.(Schmalz, 2016)

#### **2.12.4 Electroimán**

Imán cuyo campo magnético es producido mediante el paso de una corriente eléctrica por un cable con el fin de crear un campo magnético. Este tipo de sujeción es útil únicamente con materiales ferromagnéticos. (Zelinski, 2017)

### **2.13 Sistemas de control**

Se puede definir como una caracterización de una serie de elementos que influyen en el funcionamiento del sistema. Tiene como finalidad conseguir un dominio sobre las variables de salida para que estas alcancen una consigna (valores prefijados). Este debe asegurar la estabilidad del sistema siendo eficiente según su acción de control con una implementación fácil y cómoda al operador. Un sistema de control se encuentra formado por: sensores, controlador y actuador. (García, Reinoso, & García, 2016)

#### **2.13.1 Sistema de control de lazo abierto**

El sistema busca mantener la estabilidad de la señal de salida mediante acondicionamiento de la señal de entrada, esta señal de salida no volverá a entrar al sistema (sin retroalimentación hacia el controlador).(García, Reinoso, & García, 2016)

El sistema es conocido por ser fácil de diseñar, aunque puede ser modificado por cualquier perturbación en la entrada de este. Este sistema requiere una previa calibración para definir su precisión. (García, Reinoso, & García, 2016)

#### **2.13.2 Sistema de control de lazo cerrado**

Este sistema se caracteriza por tener una retroalimentación de la señal de salida hacia la entrada con el fin de ajustar los parámetros y tener un control total del proceso evitando que llegue a colapsar por distracción del operario. (García, Reinoso, & García, 2016)



## 2.14 Actuador

Es un elemento que controlar cuya función es realizar una acción establecida se encuentran divididos según la fuente que provoca su acción entre las que se encuentra: Presión neumática, presión hidráulica, y fuerza motriz eléctrica (motor eléctrico o solenoide). (Vildósola, 2015). La siguiente tabla muestra las características de los distintos actuadores.

**Tabla 2.1 Características de los actuadores**

	<b>Actuador Neumático</b>	<b>Actuador Eléctrico</b>	<b>Actuador Hidráulico</b>
<b>Fuerza generadora de movimiento</b>	Presión de aire	Energía eléctrica	Presión hidráulica
<b>Elemento motriz</b>	Émbolo, pistón o veleta	Motor eléctrico	Émbolo, pistón o veleta
<b>Transmisión de fuerza o torque</b>	Eje o cremallera	Reductor	Eje
<b>Conversión mecánica</b>	Yugo o piñón	No hay	Yugo o piñón

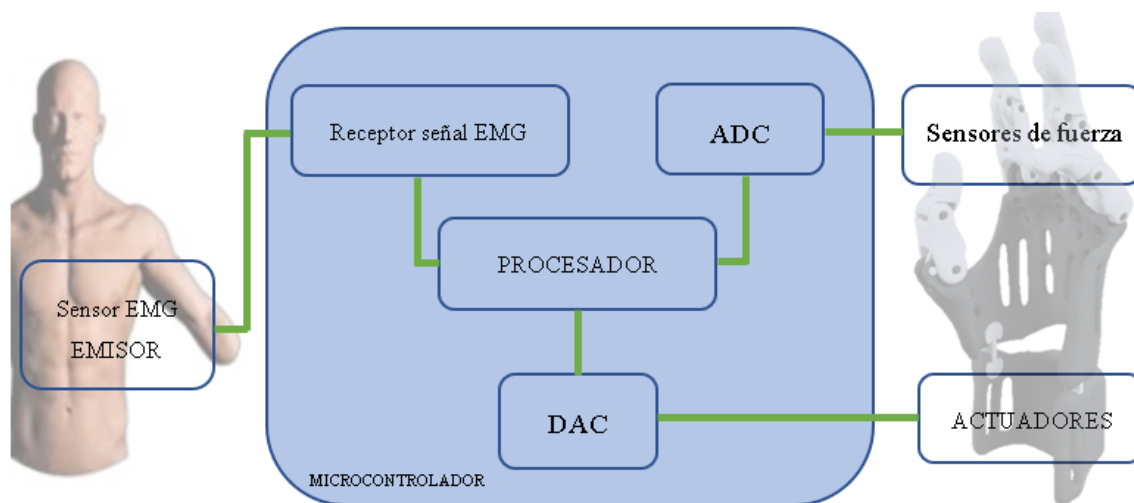
Tabla de comparación de funcionalidades de cada actuador, Fuente: Vildósola 2015

## CAPÍTULO 3

### DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN

En la Figura 3.1, el diagrama de bloques muestra las etapas necesarias para realizar el procesamiento de la señal electromiográfica (EMG) y el control de sujeción de objetos.

**Figura 3.1 Diagrama de bloques del proyecto técnico**



Base de desarrollo del prototipo, Elaborado por: Erick Pule

### 3.1 Diseño de Hardware

#### 3.1.1 Estructura

La estructura base utilizada para el montaje de los sensores y actuadores es una modificación del sistema diseñado por Sonia Verdu mostrado en la Figura 3.2, esta estructura se usa principalmente para las personas con dedos amputados y es fácil de armar. (Verdu, 2016)

Se elige este modelo por ser un diseño robusto, resistente y fácil de realizar modificaciones según se requiera, es económico y ligero por ser impreso en 3d. Además, se da preferencia al diseño por preferencia del tesista.

Como parte de la estructura se tomará a consideración las cuerdas o hilos que permiten el movimiento de cada falange, originalmente se utiliza hilos nylon que son resistentes, pero a su vez son hilos muy delgados para evitar contratiempos se optará por una cuerda nylon de guitarra de diámetro 0.2790 [mm], es más robusta y resistirá la tensión al ser jalada por los actuadores, de existir problemas con esta se aumentará el diámetro paulatinamente.

El sistema que permite mantener las falanges estirados se lo hace con hilo nylon que va sujetado al extremo del falange o dedo en cuestión y a la base de estos. Como modificación y con el criterio del tesista para mejorar el diseño original se utilizará resortes en cada unión así no existirá problemas de ruptura de hilos que impidan el funcionamiento del prototipo.

Usa un sistema de cuerdas con tensores elásticas en las articulaciones, la “muñeca” no realiza movimientos de pronación o supinación manteniendo la rigidez en esta zona. El modelo será modificado a lo largo del desarrollo del prototipo con fines tanto estéticos como de soporte estructural.

**Figura 3.2 Mano mecánica impresión 3d**



Prototipo de mano impresa en 3D, Elaborado por: Sonia Verdu 2016

### **3.1.2 Sensores**

El sensor que servirá como puente de conexión entre la persona y el sistema electrónico es “**Gravity: Analog EMG Sensor**” de la empresa OYMotion mostrado en la Figura 3.3 porque este permite tomar el muestreo de las señales producidas por el músculo sobre el cual está ubicado, además la señal es amplificada y filtrada para poder ser reconocida por cualquier microprocesador. El sensor cuenta con modo de espera en el cual la tensión de salida es de 1.5 [V]. Cuando se detecta actividad muscular la señal de salida aumenta, el voltaje máximo es de 3.3 [V]. La alimentación del sistema se la puede realizar con 3.3 [V] o 5.5 [V]. (DF ROBOT, 2016)

Se usa este porque las mediciones por las especificaciones dadas en la Tabla 3.1 y también por no ser invasivo, únicamente debe tener contacto con la piel y no es necesario el uso de ningún tipo de gel conductor además el electrodo seco Figura 3.4 es resistente a golpes y no necesita ser intercambiado con el paso del tiempo y cuenta con las características detalladas en la Tabla 3.2. (DF ROBOT, 2016)

## Especificaciones técnicas

### Tablero del transmisor de señal

**Tabla 3.1 Especificaciones técnicas del transmisor de señal**

<b>Voltaje de alimentación</b>	3.3 [V] a 5.5 [V]
<b>Voltaje de funcionamiento</b>	3.3 [V]
<b>Rango de detección</b>	+/-1.5 [mV]
<b>Conector de electrodo</b>	PJ - 342
<b>Conector de módulo</b>	PH 2.0 - 3P
<b>Voltaje de salida</b>	0 [V] - 3.0 [V]
<b>Temperatura de funcionamiento</b>	0 [°C] - 50 [°C]
<b>Tamaño</b>	22 [mm] * 35 [mm]

Especificaciones técnicas del sensor Gravity: Analog EMG, Fuente: DF ROBOT 2016

**Figura 3.3 Transmisor de señal del sensor mioeléctrico**



Trasmisor de señal del sensor Gravity: Analog EMG, Fuente: DF ROBOT 2016

## Tablero de electrodo seco

**Tabla 3.2 Especificaciones técnicas del electrodo seco**

<b>Conector de electrodo</b>	PJ – 342
<b>Longitud del cable</b>	50 [cm]
<b>Tamaño de la placa</b>	22 [mm] * 35 [mm]
<b>Peso</b>	36 [g]

Especificaciones técnicas del electrodo receptor de señal mioeléctrica, Fuente: DF ROBOT 2016

**Figura 3.4 Electrodo seco**



Electrodo receptor de señal mioeléctrica, Fuente: DF ROBOT 2016

### 3.1.3 Actuadores

El actuador que se utiliza es un actuador eléctrico, motor con caja de reducción de velocidad llamado “motorreductor” ilustrado en la Figura3.5. Se utiliza este tipo de actuadores porque permite un sencillo control de velocidad que es necesario para la apertura y cierre de la mano y de los movimientos o acciones que realiza. El control independiente de cada dedo logra la sujeción de diversas formas de un objeto físico evitando soltarlo.

Es importante el torque que produce este ya que esto genera fuerza sobre el objeto tomado dando seguridad de no soltarlo sin dar una señal para realizar esta acción. (García, Reinoso, & García, 2016)

El motorreductor de corriente continua funciona a 6 [V] y mantiene una relación de velocidad de 250 : 1, cuenta con las características mostradas en la Tabla 3.3. También se eligió estos motores por sus dimensiones de 10 [mm] \* 12 [mm] permitiendo ocupar un espacio reducido dentro de la estructura. (Pololu Corporation, 2017)

### Especificaciones técnicas

**Tabla 3.3 Especificaciones técnicas micromotor Pololu**

<b>Relación de transmisión</b>	250 : 1
<b>Velocidad sin carga a 12 [V]</b>	130 [rpm]
<b>Corriente sin carga a 12 [V]</b>	0.06 [A]
<b>Bloqueo de corriente a 12 [V]</b>	0.75 [A]
<b>Par de torsión a 12 [V]</b>	3 [kg * cm]
<b>Velocidad sin carga a 6 [V]</b>	130 [rpm]
<b>Corriente sin carga a 6 [V]</b>	0.10 [A]
<b>Bloqueo de corriente a 6 [V]</b>	0.38 [A]
<b>Par de torsión a 6 [V]</b>	3.2 [kg * cm]
<b>Tamaño</b>	10 [mm] * 12 [mm] * 29.5 [mm]
<b>Peso</b>	10.5 [g]

Especificaciones técnicas micromotor Pololu , Fuente: Pololu Corporation 2017

**Figura 3.5 Micromotor Pololu**



Motor con caja de reducción Pololu, Fuente: Pololu Corporation 2017

### **3.1.4 Microcontrolador**

El microcontrolador de la familia STM32 de la serie STM32F1 mostrado en la Figura 3.6 cuenta con un conversor análogo-digital (ADC) de 12 [bits] que trabaja a 72 [MHz] proporcionando a la tarjeta de desarrollo una alta velocidad de trabajo de igual manera el precio es económico. (STMicroelectronics, 2019)

El procesador del STM32F103 se eligió para el proyecto por su relación de calidad-precio y por sus características técnicas detalladas en la Tabla 3.4 y porque trabaja a 3.3 [V], incorpora un regulador de voltaje, por lo que puede ser alimentada a 5 [V]. Las I/O digitales son tolerantes a 5 [V]. El tamaño de la tarjeta del STM32F103 es de 5.3 [cm] \* 2.2 [cm], siendo útil para el proyecto por el espacio reducido en la estructura. (STMicroelectronics, 2019)



## Especificaciones técnicas

**Tabla 3.4 Especificaciones técnicas ST32F103**

<b>Procesador</b>	ARM 32 [bitS] Cortex™-M3 CPU Core
<b>Frecuencia de trabajo</b>	72 [MHz]
<b>Memoria Flash</b>	64 [Kbytes]
<b>SRAM</b>	20 [Kbytes]
<b>Oscilador</b>	4 – 16 [MHz]
<b>ADC</b>	2 A/D de 12 [bitS] de 1 [μs]

Especificaciones técnicas ST32F103, Fuente: STMicroelectronics 2019

**Figura 3.6 Tarjeta de desarrollo ST32F103**



Tarjeta de desarrollo ST32F103 “Blue Pill”, Fuente: STMicroelectronics 2019

### 3.1.5 Sensor de fuerza

El sensor de fuerza FSR402 es resistivo formado por una película delgada de polímero (cadena de macromoléculas) cuenta con las características mostradas en la Tabla 3.5 es utilizado para aplicaciones donde se requiere diferenciar entre un toque o un agarre

continuo su resistencia baja conforme se aplique más fuerza teniendo un rango de medida de 0.2 [N] a 20 [N]. (Electrónicos CALDAS, 2018)

El sensor se eligió por ser fácil de utilizar e integrar a la estructura por su diámetro total de 18.29 [mm] y grosor de 0.46 [mm] Figura 3.7, además no genera interferencia electromagnética que es perjudicial al momento de tomar señales del sensor EMG. (Electrónicos CALDAS, 2018)

### Especificaciones técnicas

**Tabla 3.5** Especificaciones técnicas sensor FSR402

<b>Rango de fuerza</b>	0.2 [N] a 20 [N]
<b>Resistencia sin actuación</b>	$> 10$ [M $\Omega$ ]
<b>Grosor</b>	0.46 [mm]
<b>Recorrido para activarse</b>	0.15 [mm]
<b>Rise time</b>	$< 3$ [ $\mu$ s]
<b>Histéresis</b>	+ 10 [%] en promedio
<b>Diámetro total</b>	18.29 [mm]
<b>Diámetro área sensible</b>	14.68 [mm]

Especificaciones técnicas sensor FSR402, Fuente: Electrónicos CALDAS

**Figura 3.7** Sensor de fuerza



Sensor de fuerza resistivo, Fuente: Electrónicos CALDAS

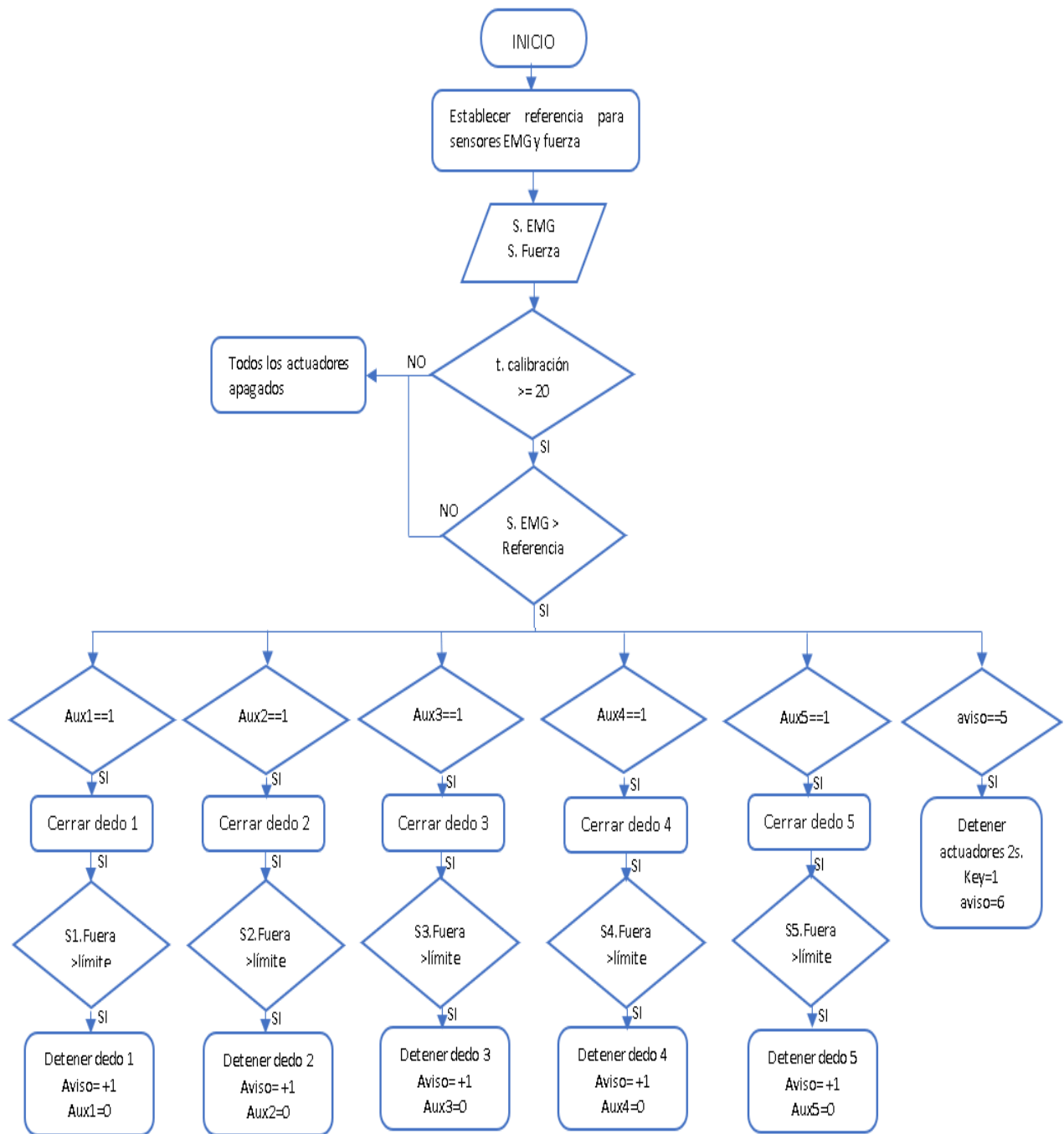
## **3.2 Diseño de Software**

La plataforma de programación de Arduino se eligió por ser compatible con la tarjeta a programar únicamente es necesario instalar el controlador desde la biblioteca de Arduino, también se eligió por las librerías EMG a las que tiene acceso porque se han desarrollado para el reconociendo del sensor y filtrado de las señales recibidas. Es un entorno amigable y fácil de usar con acceso libre.

### **3.2.1 Diagrama de flujo**

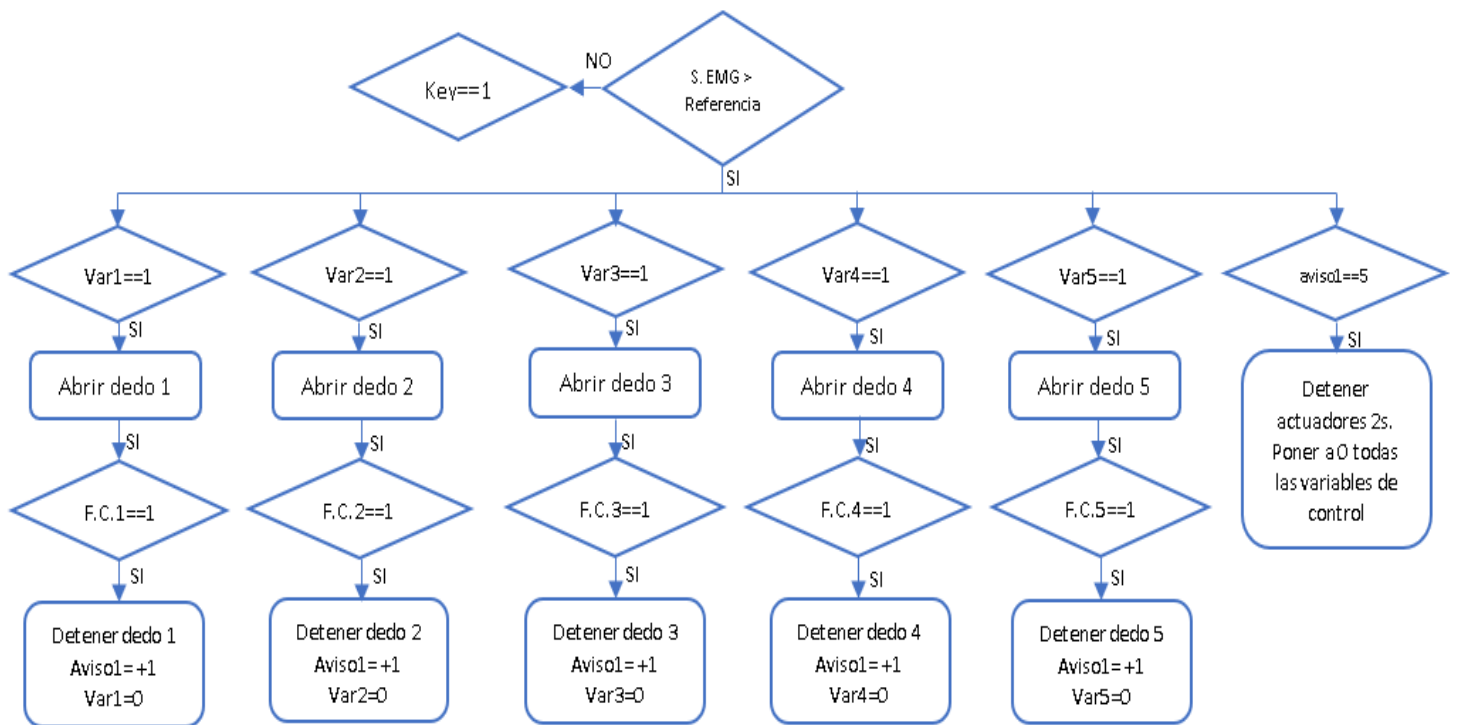
Teniendo en cuenta las variables que intervienen en el proceso tanto de adquisición de datos, los actuadores utilizados y la estructura solo la que se fijarán todos los elementos se seguirá el diagrama de flujo de la Figura 3.7 y Figura 3.8 para la programación del algoritmo.

**Figura 3.7 Diagrama de flujo cerrar mano**



Proceso de cierre de mano, Elaborado por: Erick Pule

**Figura 3.8 Diagrama de flujo abrir mano**



Proceso de apertura de mano, Elaborado por: Erick Pule

### 3.3 Implementación de Hardware

Se realizó modificaciones que ayuden al soporte de los sensores y actuadores también se quitaron piezas para mejorar la movilidad de las falanges y tener mejor superficie de contacto con los objetos que se sujetarán.

### **Figura 3.9 Modificación de dedo pulgar**



Ruptura de la base del pulgar, Elaborado por: Erick Pule

La primera modificación Figura 3.9 se la realiza cortando la palma de la mano retirando el pulgar para separar las falanges evitando atascamientos al momento de cerrar la mano.

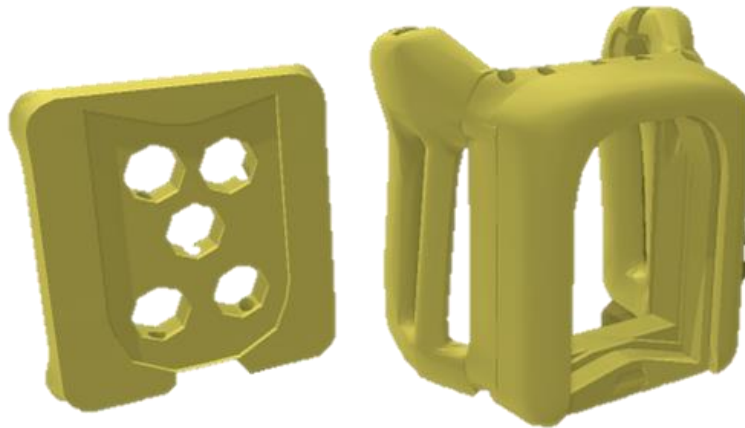
### **Figura 3.10 Modificación de dedo pulgar**



Modificación de falanges donde se ubican los sensores de fuerza, Elaborado por: Erick Pule

Se realizó un corte a la altura de la yema de cada dedo esto servirá para dar soporte al sensor de fuerza, la localización de determinó mediante pruebas de agarre tomando en cuenta el movimiento de cada dedo y la superficie de contacto sobre el objeto. Figura 3.10

**Figura 3.11 Soporte de motores y muñeca**



Estructura de soporte de motores , Elaborado por: Erick Pule

Teniendo un sistema de cuerdas que van ancladas a un acople del eje de cada motor, no debe existir fricción adicional en la estructura por esto se vació la zona de la muñeca dejando a la vista los acoples esto servirá a futuro para mantenimientos y detección de errores.

Los actuadores van en la placa de la izquierda como muestra la Figura 3.11, esta abraza todo el motor evitando oscilaciones al momento de jalar la cuerda para mover las falanges.

### **3.4 Implementación de Software de control**

Siguiendo el diagrama de flujo la programación se desarrolló dividiendo el proceso en tres partes en las cuales, en la primera etapa se tiene un tiempo de inactividad de 15 segundos cada vez que la tarjeta es retirada de la alimentación de voltaje y puesta nuevamente en marcha, la segunda etapa tiene referencia a la Figura 3.7 donde se recibe la señal de activación para cerrar la mano deteniéndose cuando los sensores de fuerza detecten el objeto o cada dedo haya llegado al final de su recorrido, la tercera etapa mantiene la lógica

del diagrama de flujo de la Figura 3.8 donde los dedos se abren tras recibir el pulso de activación.

**Figura 3.13 Programación primera etapa de control**

```
////////////////////////////////////  
if (digitalRead(FD2) == 0 & digitalRead(FC2) == 0) {  
  pwmWrite(D2I, 0); pwmWrite(D2D, VELR);  
  if (digitalRead(FD2) == 1) {  
    pwmWrite(D2I, 0); pwmWrite(D2D, 0);  
  }  
}  
if (digitalRead(FD2) == 0 & digitalRead(FC2) == 1) {  
  pwmWrite(D2I, 0); pwmWrite(D2D, VELR+2000);  
  if (digitalRead(FD2) == 1) {  
    pwmWrite(D2I, 0); pwmWrite(D2D, 0);  
  }  
}
```

Retorno de actuadores a la posición inicial, Elaborado por: Erick Pule

La Figura 3.13 hace referencia a un estado de retorno a la posición inicial de cada dedo (mano abierta) después de ser energizada la tarjeta, esto evita que accidentes al tener un objeto sujeta al momento de retirar la alimentación para recarga de la batería.

**Figura 3.14 Programación segunda etapa de control**

```
//-----FIN ESTABILIZACIÓN  
  
//-----INICIO  
if (t >= 10) {  
  
  //-----MANO ABIERTA  
  if (adc_filtrado > Throhold) {  
    delay(100);  
    digitalWrite(INDICADOR, LOW);  
    m = m + 1;  
  } else if (adc_filtrado == 0) {  
    digitalWrite(INDICADOR, HIGH);  
  }  
  
  if (m > inicio) {  
  
    if (aviso <= 5) {  
      //-----//  
      if (aux1) {  
        digitalWrite(D1I, HIGH); digitalWrite(D1D, LOW);  
  
        if (sen1 >= lim1 | digitalRead(FC1) == 1) {  
          digitalWrite(D1I, LOW); digitalWrite(D1D, LOW);  
          aviso = aviso + 1;  
          aux1 = 0;  
        }  
      }  
    }  
  }  
}
```

Algoritmo que permite el cierre de la mano, Elaborado por: Erick Pule



La Figura 3.14 hace referencia al diagrama de flujo de la Figura 3.7 donde para iniciar tener el accionamiento de los actuadores se debe registrar un tren de pulsos mismo que recibe la variable “adc\_filtrado”, cuando los pulsos son mayores al límite establecido en la variable “Throhold” se almacenan en una variable de tipo entero llamada “m” utilizada a manera de contador que al llegar al punto establecido da la instrucción de “cerrar la mano”.

Cada dedo tiene un control independiente en la que el motor estará activado hasta detectar actividad del sensor de fuerza interpretado por la variable Sen(X) donde X corresponde al número de ubicación de cada sensor, cuando este valor supera el límite de fuerza establecido o llega al final de su recorrido la variable "aux" que es la que permite el acceso a la activación de los actuadores es puesta a “cero” lo que hace que el bucle termine y desactive los motores.

**Figura 3.15 Programación tercera etapa de control**

```
if (key) {  
  
    if (adc_filtrado > Throhold) {  
        delay(100);  
        digitalWrite(INDICADOR, LOW);  
        n = n + 1;  
    } else if (adc_filtrado == 0) {  
        digitalWrite(INDICADOR, HIGH);  
    }  
    if (n > inicio) {  
  
        if (avisol <= 5) {  
  
            if (var1) {  
                digitalWrite(D1I, LOW); digitalWrite(D1D, HIGH);  
                if (digitalRead(FD1) == 1 && sen1 < lim1) {  
                    digitalWrite(D1I, LOW); digitalWrite(D1D, LOW);  
                    avisol = avisol + 1;  
                    var1 = 0;  
                }  
            }  
        }  
    }  
}
```

Algoritmo que permite la apertura de la mano, Elaborado por: Erick Pule

La Figura 3.15 interpreta la última etapa donde se procede a abrir cada dedo hasta llegar a su posición de inicio. Para llegar a activar esta etapa se debe cumplir el paso anterior donde cada dedo llegue a sujetar el objeto o cerrado completamente y todos los actuadores estén desactivados, cumpliendo con esto se activa la variable “key” que es la llave de activación del proceso donde se registra el tren de pulsos que activen los actuadores en “reversa”.

Los actuadores se detendrán cuando los detecte el final de carrera y la lectura del sensor de fuerza sea igual a “cero” lo que indica que soltó el objeto y se encuentra libre para realizar nuevamente el ciclo de sujeción de objetos.

**Figura 3.15 Monitoreo de acciones**

```
Serial.print("aviso: ");
Serial.println(aviso);
Serial.print("avisol: ");
Serial.println(avisol);
Serial.print("key: ");
Serial.println(key);

Serial.print("sensor1: ");
Serial.println(sen1);
Serial.print("aux1: ");
Serial.println(aux1);
Serial.print("F1: ");
Serial.println(digitalRead(FD1));
Serial.print("C1: ");
Serial.println(digitalRead(FC1));
```

Monitoreo de variables de control, Elaborado por: Erick Pule

La figura 3.15 muestra el monitoreo realizado constantemente para la verificación de fallos esto se lo hace mediante el “Monitor serial” del software Arduino.

## CAPÍTULO 4

### ANÁLISIS DE COSTOS, PRUEBAS Y RESULTADOS

Este capítulo muestra las pruebas realizadas en el prototipo con ejercicios de sujeción de objetos grandes y pequeños de diversas formas geométricas. También se realizará un análisis del costo total prototipo con las prótesis existentes en el mercado que brinden beneficios similares.

#### 4.1 Análisis de costos

El análisis de costos del prototipo se comparará el precio de una prótesis comercial tomando en cuenta que ambos modelos realicen acciones similares.

**Tabla 4.1 Costos de prótesis comercial en dólares**

Componente	Valor unitario [\$]	Cantidad	Valor total [\$]
Mano mioeléctrica	800	1	800
Socket de sujeción	400	1	4
Electrodos	250	2	500
Baterías	200	1	200
Costos de envío y personalización			200
<b>Total</b>			2100

Costos aproximados de prótesis comercial, Elaborado por: Erick Pule

**Tabla 4.2 Costos de prototipo en dólares**

Componente	Valor unitario [\$]	Cantidad	Valor total [\$]
Mano impresa en 3D	150	1	150
Socket de sujeción	200	1	200
Electrodos	90	1	90
Baterías	100	1	100
Cargador	50	1	50
Sensores de fuerza	20	5	100
Motores	20	5	100
<b>Total</b>			790

Costos del prototipo diseñado, Elaborado por: Erick Pule

Teniendo el precio de total de producción individual de ambas prótesis sin asignar un valor o paga al tesista se realiza una realizará un análisis de costos en función de ahorro que se obtiene al realizar el prototipo vs comprarlo, esto se sustenta únicamente porque las prestaciones que dan ambos modelos son similares únicamente varía los materiales utilizados para producirlas y el equipo de ingeniería detrás de cada una. Para calcular el porcentaje de ahorro se utilizará la Ecuación 4.1.

**Ecuación 4.1 Cálculo de porcentaje de ahorro**

$$\%Ahorro = \frac{\text{costo comercial} - \text{costo prototipo}}{\text{costo comercial}} \times 100\% \quad \text{Ec. (4.1)}$$

$$\%Ahorro = \frac{2100 - 790}{2100} \times 100\%$$

$$\%Ahorro = 62.38 \%$$

Teniendo un 62.38 % de reducción de costos de fabricación en comparación con una prótesis de mercado se deduce que el proyecto es rentable.

## 4.2 Calibración del sensor mioeléctrico

Debido a que el sensor mioeléctrico es el encargado de recibir la señal de activación es necesario realizar la calibración de acuerdo con la señal que nos entrega el músculo que tiene contacto con los electrodos para lo cual se seguirá los siguientes pasos.

- Cargar las librerías a la programación de calibración que nos proporciona el fabricante del sensor. Figura 4.1

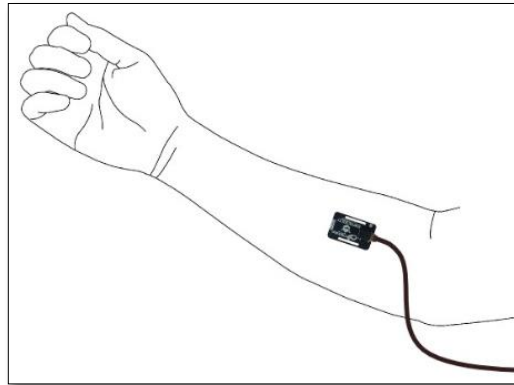
**Figura 4.1 Programación de calibración**

```
#include "EMGFilters.h"
#define TIMING_DEBUG 1
#define SensorInputPin PA0
#define alpha 0.05
EMGFilters myFilter;
// discrete filters must work with fixed sample frequency
// our emg filter only support "SAMPLE_FREQ_500HZ" or "SAMPLE_FREQ_1000HZ"
// other sampleRate inputs will bypass all the EMG_FILTER
SAMPLE_FREQUENCY sampleRate = SAMPLE_FREQ_1000HZ;
// For countries where power transmission is at 50 Hz
// For countries where power transmission is at 60 Hz, need to change
// "NOTCH_FREQ_60HZ"
// our emg filter only support 50Hz and 60Hz input
// other inputs will bypass all the EMG_FILTER
NOTCH_FREQUENCY humFreq = NOTCH_FREQ_60HZ;
// Calibration:
// put on the sensors, and release your muscles;
// wait a few seconds, and select the max value as the threshold;
// any value under threshold will be set to zero
static int Threshold = 9000;
```

Algoritmo de filtrado de señal mioeléctrica, Fuente: DF ROBOT 2016

- Poner a cero la variable estática "Threshold" a cero y cargar la programación a la tarjeta de desarrollo (STM32).
- Colocar los electrodos del sensor en la zona involucrada para la toma de la señal mioeléctrica (antebrazo) y de preferencia marcar la zona donde se encuentra.

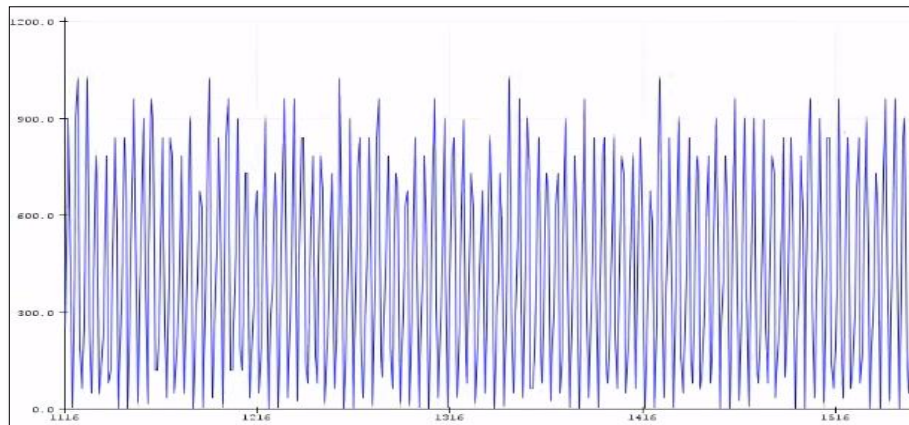
**Figura 4.2 Colocación de los electrodos**



Colocación de los electrodos para toma de señales mioeléctricas, Fuente: DF ROBOT 2016

- Abrir “Serial Plotter” del software que utilizemos para programar, en este caso IDE Arduino.
- Se puede observar en la Figura 4.3 que la señal oscila entre 0 y 700, mientras el brazo está en un estado de reposo y al poner tensión en este músculo la señal se disparará. Figura 4.4

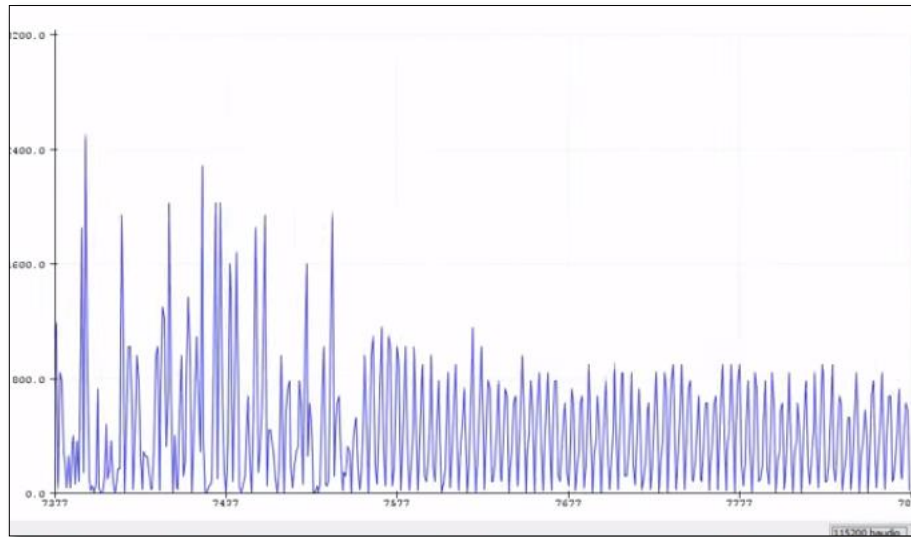
**Figura 4.3 Señal músculo relajado**



Señal mioeléctrica del músculo en reposo, Fuente: IDE ARDUINO 2019

Las ondas graficadas muestran la señal mioeléctrica del músculo en descanso con ruido electromagnético externo.

**Figura 4.4 Señal músculo en tensión**

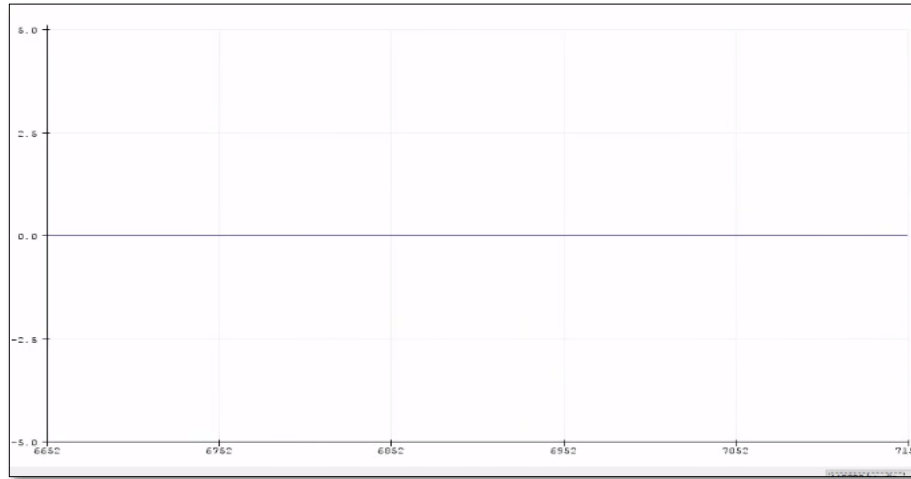


Señal mioeléctrica del músculo en tensión, Fuente: IDE ARDUINO 2019

Cuando se realiza movimientos en los que el músculo se estire o contraiga estos valores suben sumados a la señal de ruido.

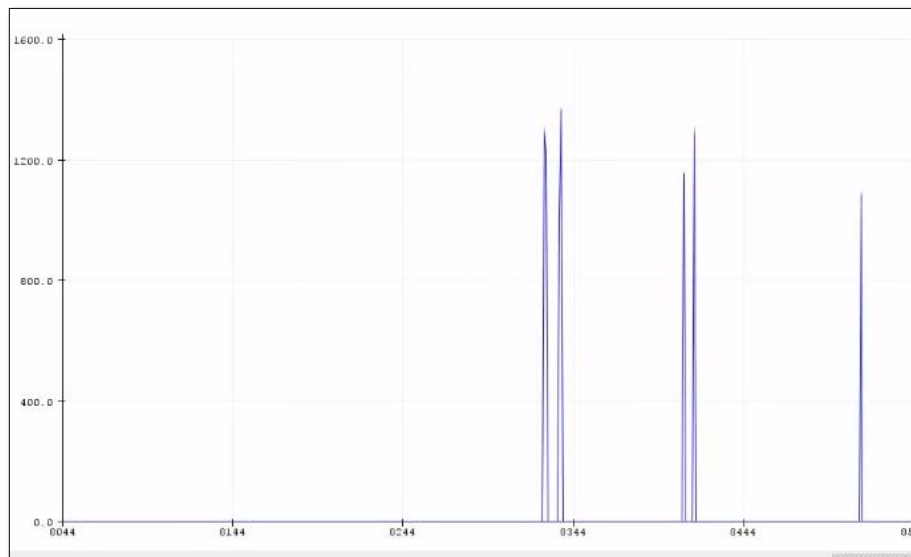
- Registrar el valor más alto cuando el brazo está en reposo y asignarlo a la variable "Throhold". Figura 4.3
- Cargar la programación a la tarjeta y verificar la señal en el Serial Plotter, se debe observar que la gráfica en la Figura 4.4 se mantiene en cero mientras el brazo se encuentra relajado y cambiará al hacer algún movimiento. Figura 4.5

**Figura 4.5 Señal estabilizada y filtrada**



Señal mioeléctrica estabilizada y filtrada, Fuente: IDE ARDUINO 2019

**Figura 4.6 Señal de músculo trabajando**



Señal de músculo trabajando, Fuente: IDE ARDUINO 2019



- Si se observa variaciones en la señal mientras el músculo este en reposo volver a realizar el proceso desde el paso 2. Esto es vital para el desarrollo de las pruebas porque una vez registrado el valor ya no se volverá a cambiar por ningún motivo.

### **4.3 Pruebas**

La primera prueba por realizar será para obtener la calibración del límite de fuerza que se aplicara en los objetos para lo cual se cuenta con los sensores “FSR 401” que registran entre 0.2 [N] a 20 [N]

#### **4.3.1 Control de fuerza**

El objetivo principal del prototipo es el control de la fuerza que se aplica en los objetos a mover. Se dividirá la prueba en dos secciones, la primera parte con un objeto sensible a la aplicación de la fuerza (vaso plástico) y la segunda parte con un objeto que no sufra deformaciones con la fuerza ejercida (vaso cristal).

#### **Primera parte**

En esta prueba se debe realizar los siguientes pasos.

- Setear en la programación el límite de los sensores en el mínimo valor posible siendo 20 [N].
- Colocar la mano en posición para tomar un objeto siendo este un vaso de plástico de 250 [ml].
- Observar si la mano al cerrarse puede sujetar el vaso sin deformarlo, si esto sucede será el valor mínimo de fuerza necesario para sujetar los objetos, caso contrario se disminuirá en 1 [N] y se registrará cualquier observación o problema existente.
- Se repetirá la prueba hasta encontrar el valor adecuado.

### 4.3.2 Resultados primera parte

**Tabla 4.3 Prueba control de fuerza primera parte**

<b>Fuerza [N]</b>	<b>Prueba exitosa</b>	<b>Observaciones</b>
20	NO	El vaso es deformado
19	NO	El vaso es deformado
18	NO	El vaso es deformado
17	NO	El vaso es deformado
16	NO	El vaso es deformado
15	NO	El vaso es deformado
14	NO	El vaso es deformado
13	NO	El vaso es deformado
12	NO	El vaso es deformado
11	NO	El vaso es deformado
10	NO	El vaso es deformado
9	NO	El vaso sufre ligera deformación
8	SI	Sujeta el vaso sin deformarlo
7	SI	Sujeta el vaso sin deformarlo
6	SI	Sujeta el vaso sin deformarlo
5	NO	Apenas sostiene el vaso
4	NO	No logra sujetar el vaso
3	NO	No logra sujetar el vaso
2	NO	No logra sujetar el vaso

Resultados de prueba control de fuerza, Elaborado por: Erick Pule

En los resultados de la Tabla 4.3 debido a que los sensores de fuerza se encuentran en la parte superior del mismo “yema del dedo” se debe llegar al nivel de fuerza en esa zona en específico. Teniendo un vaso plástico que es “frágil” al momento de presionarlo no se

llegará a los valores altos ( $> 9$  [N]) y por esta misma razón con valores muy bajos ( $< 5$  [N]) llega muy rápido al valor, sosteniendo apenas el vaso dejándolo caer.

### Segunda parte

En esta prueba se debe realizar los siguientes pasos.

- Setear en la programación el límite de los sensores en el mínimo valor posible siendo 20 [N].
- Colocar la mano en posición para tomar un objeto siendo este un vaso de vidrio de 250 [ml].
- Observar si la mano al cerrarse puede sujetar el vaso sin soltarlo, disminuir el valor en 1 [N] y registrar cualquier observación o problema existente.

### 4.3.3 Resultados segunda parte

**Tabla 4.4 Prueba control de fuerza segunda parte**

Fuerza [N]	Prueba exitosa	Observaciones
20-16	SI	
15-12	SI	
11	SI	
10	SI	
9	SI	
8	SI	
7	SI	
6	SI	
5	NO	Apenas sostiene el vaso
4	NO	No logra sujetar el vaso
3	NO	No logra sujetar el vaso
2	NO	No logra sujetar el vaso

Resultados de prueba control de fuerza, Elaborado por: Erick Pule

De igual manera que la prueba anterior los resultados de la tabla 4.4 al tener un vaso de vidrio este es “pesado” y necesitará una fuerza considerable para sostenerlo y que no se resbale al para la acción por lo que con los valores bajos ( $< 5$  [N]) existen problemas al trasladar el objeto.

Ambas pruebas dejan un valor que a consideración del tesista y usuario del prototipo puede permanecer en 7 [N] por ser un valor medio y dar mejores resultados al realizar las pruebas tanto en la primera y segunda parte de las pruebas Este valor será utilizado para las posteriormente.

#### 4.3.4 Fuerza de agarre

Es necesario reconocer la fuerza máxima de agarre que puede soportar cada articulación antes de que el motor que es el principal generador de la fuerza gire su eje en sentido contrario sin haber recibido la señal de activación. Para la prueba se seguirá los siguientes pasos.

- Se coloca el prototipo en posición como indica la Figura 4.7 manteniendo la mano cerrada y bien sujeta a la barra.

**Figura 4.7 Prueba fuerza de agarre**



Prueba fuerza de agarre, Elaborado por: Erick Pule

- Al extremo contrario de la barra colocar un dinamómetro y soporte de masas.
- Incrementar paulatinamente el peso en el soporte de masas y registrar el estado de cada articulación (incrementar 5[N] por cada repetición).
- Medir la variación de ángulo que se desplazó cada articulación tomando como referencia la primera falange y su respectivo eje.
- Cuando todas las articulaciones hayan cambiado su estado inicial de cerrado a abierto registrar el valor como fuerza de agarre máximo soportado.

### 4.3.5 Resultados

Finalizando las pruebas se obtuvieron los siguientes resultados.

**Tabla 4.5 Prueba fuerza de agarre**

Fuerza [N]	Desplazamiento [°]					Observaciones
	Pulgar	Índice	Medio	Anular	Meñique	
5	0	0	0	0	0	Ninguna
10	0	3	0	0	1	Dedo índice comienza a ceder
15	0	3	1	1	1	Ninguna
20	0	5	3	4	3	La mano comienza a abrirse
25	1	5	3	4	4	Ninguna
30	4	5	3	4	5	El pulgar no se encuentra en el rango de sujeción
35	4	7	5	9	8	Ninguna
40	4	11	8	13	10	El meñique no se encuentra en el rango de sujeción
45	4	14	10	13	10	El índice cedió
50	4	14	10	13	10	El dedo medio y anular aguantaron la fuerza máxima establecida

Resultados de prueba fuerza de agarre, Elaborado por: Erick Pule

Los datos obtenidos de la Tabla 4.5 muestran que el prototipo debe ser usado en trabajos pesados o de operación de maquinaria donde el uso de la fuerza sea crucial para su desarrollo porque, aunque pueda soportar 50 [N] la limitación que está regida directamente en el tipo de actuadores utilizados que con mayor fuerza cambian su estado de inactividad abriendo los dedos soltando el objeto.

#### **4.4 Sujeción de objetos**

Esta prueba se realizará con objetos de distintas tamaños y formas que se encuentren en el rango físico disponible de apertura y cierre de la mano, se seguirá los siguientes pasos.

- Se colocará al usuario el prototipo de manera fija y segura verificando el estado de carga de la batería y que todas las articulaciones se encuentren en correcto estado y en posición inicial (mano abierta).
- El usuario puede estar parado o sentado procurando la comodidad y una correcta movilidad del antebrazo para sujetar los objetos.
- Se registrará el tamaño del objeto colocado frente al usuario, también su forma y se anota los intentos necesarios para realizar la acción.
- Después de tomar el objeto el usuario debe levantarlo y moverlo de lugar para poder soltarlo.
- La prueba se registra como completada si realiza el paso anterior sin complicaciones y con un número de intentos menor a 5, caso contrario será registrada como fallida.

#### 4.4.1 Resultados

**Tabla 4.6 Prueba sujeción de objetos**

Objeto	Tamaño	# Intentos	Resultado exitoso	Comentario
Moneda	26.50 [mm] diámetro, 2 [mm] grosor	5	NO	El objeto no se pudo recoger de la superficie por ser muy pequeña
Flash memory	27 [mm] + 23 [mm] + 5 [mm]	5	SI	Hubo complicaciones al levantarla por su tamaño
Caja de fósforos	32 [mm] + 25 [mm] + 15 [mm]	2	SI	
Estilete	52 [mm] + 10 [mm] + 15 [mm]	2	SI	
Pelota pequeña	50 [mm] diámetro	1	SI	
Botella vacía	65 [mm] diámetro	1	SI	Sujeta de manera firme el objeto
Botella llena	65 [mm] diámetro	4	SI	El contenido del objeto lo hace más pesado que los otros objetos utilizados lo que complica un poco su sujeción
Cubo Rubik	57 [mm] + 57 [mm] + 57 [mm]	5	NO	Por ser un objeto muy liso y grande los dedos no pueden sujetarlo con facilidad

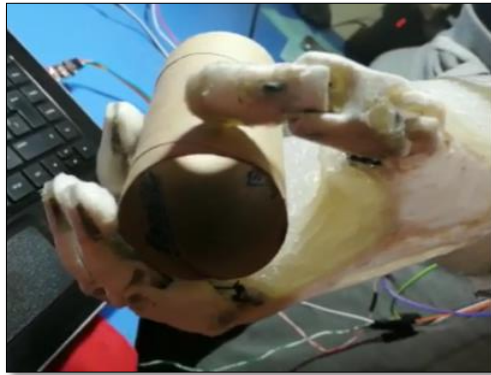
Resultados de prueba sujeción de objetos, Elaborado por: Erick Pule

La prueba con objetos de diversos tamaños y formas muestra que el prototipo se desenvuelve de manera fluida teniendo una buena maniobrabilidad con los objetos que alcancen en la palma de la mano, también la sujeción de objetos es firme mostrando complicaciones en objetos muy pequeños sobre superficies lisas donde el tomar el objeto se dificulta por la reducida área disponible para tomarlos. Tabla 4.7

Los objetos cilíndricos Figura 4.8 son los mejores ya que se amoldan al diseño de los dedos permitiendo un contacto directo con los sensores de fuerza y reposando en la palma

de igual manera muestra complicaciones en objetos como el cubo Rubik por su textura lisa y el poco contacto que se tiene con la palma de la mano. El agarre de objetos planos Figura 4.9 como un estilete lo realiza sin el pulgar por ser muy delgado mantiene agarre contra la palma de la mano.

**Figura 4.8 Sujecion de objetos cilindricos**



Prueba sujecion de objetos cilindricos, Elaborado por: Erick Pule

**Figura 4.9 Sujecion de objetos planos**



Prueba sujecion de objetos planos, Elaborado por: Erick Pule

El conjunto de pruebas determina que el prototipo es óptimo para el uso en acciones cotidianas como mover objetos sin destruirlos con agarre firme cumpliendo así el objetivo principal del proyecto.



## CAPÍTULO 5

### CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

#### 5.1 Conclusiones

La variable utilizada para activar los actuadores es la señal mioeléctrica misma que es registrada, filtrada y procesada por el módulo del sensor mioeléctrico, esta lectura es filtrada por segunda vez mediante un filtro digital mediante programación, sin este filtro el ruido electromagnético es alto e interfiere con la activación de los actuadores. De existir señales de ruido es amortiguado por un tercer filtro, filtro regresivo que atenúe la onda llevándola al estado estable o cero rápidamente.

El hardware de soporte de los actuadores y sensores por ser impreso en 3D se pudo realizar cambios de acuerdo con la necesidad existente al momento de montar los elementos, así como la adaptación de muelles o resortes en las falanges para mantener el estado inicial de la mano en abierta manteniendo la tensión, esta tensión puede ser modificada de manera sencilla únicamente cambiando los muelles por otros más o menos rígidos.

El uso de cuerdas nylon de diámetro 0.2790 [mm] que va unido al eje del motor de cada dedo hacia la falange a la altura de la yema resulta ser la mejor opción para la estructura por su resistencia y flexibilidad incluso al existir un incidente que llegue a romper alguna de las cuerdas esta puede ser reemplazada en cuestión de minutos y a bajo costo.

Los motores reductores son la mejor opción para una estructura basada en cuerdas por su facilidad de controlarlos porque no tienen ciertas restricciones que tendría un servo motor logrando que los dedos del prototipo logren adaptarse a la mayoría de las diversas formas y tamaños de objetos cotidianos sin restricciones, pero a su vez mantienen una desventaja en su mismo eje debido a que al aplicar una determinada fuerza este llega a girar, así como se mostró en las pruebas de fuerza.

Para simplificar el uso del prototipo en la programación, cuando se da la señal de activación esta es registrada en un acumulador y cuando este se desborda enciende los actuadores, mientras estos se encuentren activados las señales que entren al sistema no intervendrán en el proceso, así mismo la fuerza de la mano se mantendrá hasta que se dé una señal de desactivación abriendo la mano.

La lógica de programación utilizada mantiene sencillo el uso del prototipo ya que el usuario únicamente debe entrenar un músculo que es el que proporciona el tren de pulsos mioeléctricos y esta señal es usada tanto para abrir como para cerrar cada dedo.

Las pruebas de sujeción de objetos muestran que el proyecto es óptimo para el uso en acciones cotidianas no en trabajos que requieran gran fuerza de agarre u operación de maquinaria pesada en las que se necesite acciones de respuesta rápida y precisa.

La mejor manera de utilizar el prototipo es con objetos grandes ya que intervienen todos los sensores de fuerza y puede usar como apoyo el palmar para sujetarlos. También se indica que la fuerza que se aplica en el objeto es constante de esta manera cuando el sensor de fuerza detecta el objeto el actuador se detiene sin apretarlo tanto como para llegar a deformarlo, pero si para sujetarlo firmemente sin llegar a soltarlo.

## **5.2 Recomendaciones**

Es recomendable marcar el lugar donde se ubica los electrodos ya que la señal a la que se seteó al principio el filtro es únicamente para esa parte del músculo y este filtro se cambiará únicamente por programación.

La estructura de la mano puede ser modificada para que el ángulo de acción de cada falange tenga un rango de movimiento mayor al actual lo que conlleva a un mejor agarre y mayor fuerza para realizar las acciones, pero esto no implica que se podrá realizar acciones donde la fuerza sea la crucial.

Para mejorar el prototipo en el control de la sujeción de objetos se puede implementar más sensores de fuerza distribuidos en la palma y en las falanges libres, pero esto implica un incremento de inversión de dinero y tiempo de programación, también se debe implementar una tarjeta de desarrollo con mayor cantidad de entradas y salidas que la utilizada actualmente porque en este prototipo fueron utilizados todos los disponibles.

## BIBLIOGRAFÍA

- Advancer Technologies. (2016). *MyoWare Muscle Sensor*. Retrieved from <http://www.advancertechnologies.com/p/myoware.html>
- Castillero, O. (2017, Febrero). *Psicología y Mente*. Retrieved from <https://psicologiaymente.com/salud/tipos-de-discapacidad-fisica>
- Castillero, O. (2018, Agosto). *Psicología y Mente*. Retrieved from <https://psicologiaymente.com/salud/tipos-de-discapacidad>
- Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades. (2018, Febrero). *Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades CONADIS*. Retrieved from <https://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadisticas-de-discapacidad/#search>
- DF ROBOT. (2016). *DF ROBOT Drive the Future*. Retrieved from <https://www.dfrobot.com/product-1661.html>
- Electrónicos CALDAS. (2018, Mayo). Retrieved from <https://www.electronicoscaldas.com/es/sensores-de-fuerza-peso-estres/255-sensor-de-fuerza-fsr-402.html>
- Galli, K., & Pelozo, S. (2017, Abril 3). Órtesis y Prótesis. *Monografía Auditoría médica 2017*, (p. 13). Buenos Aires. Retrieved from <http://www.auditoriamedicahoy.com.ar/biblioteca/Karina%20Galli%20Sabrina%20Peloso%20Ortesis%20y%20pr%C3%B3tesis>
- García, Ñ., Reinoso, R., & García, O. (2016). *Apuntes de Sistemas de Control* (2 ed., Vol. 1). (C. Universitario, Ed.) Alicante, Alicante, España: Club Universitario. Retrieved Mayo 04, 2019
- Laboratorio Gilete. (2017, Diciembre 7). *Laboratorio de Órtesis y Prótesis Gilete y CIA LTDA*. Retrieved from <http://www.laboratorio-gilete.com/index.php/blog/37-niveles-y-tipos-de-amputaciones>
- Mapro Ingeniería S.A. (2019). Retrieved Junio 15, 2019, from <https://maprosensor.com/dinamometros-sensores-carga>
- Mayo Clinic*. (2018, Noviembre 20). Retrieved from <https://www.mayoclinic.org/es-es/tests-procedures/emg/about/pac-20393913>

- Microchip Technology Inc. (2019). *Microchip*. Retrieved from <https://www.microchip.com/wwwproducts/en/PIC18F4550>
- Navarro, I. S. (2018). Prótesis biónicas, Biología y Tecnología. *Panorama Actual del Medicamento*, 42(411), 256-259.
- OMS. (2018, Enero 16). *Organización Mundial de la Salud* . Retrieved from <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/disability-and-health>
- Organización Mundial de la Salud. (2017). *Normas de ortoprotésica de la OMS. Parte 1. Normas*. Ginebra: L'IV Com Sàr.
- Pololu Corporation. (2017, Marzo 17). *Pololu Corporation*. (P. Corporation, Ed.) Retrieved Julio 20, 2019, from <https://www.pololu.com/product/3046/specs>
- Protésica. (2015). *Protésica*. Retrieved from <http://protesica.com.co/myoelectricas/>
- Rivas, P. (2017). *Desarrollo de una prótesis de mano acoplable al muñón*. Ambato. Saludemia. (2017). *Saludemia*. (Saludemia, Editor) Retrieved marzo 10, 2019, from <https://www.saludemia.com/-/prueba-electromiograma>
- Schmalz. (2016). *Schmalz*. Retrieved Mayo 04, 2019, from <https://www.schmalz.com/es/saber-de-vacio/el-sistema-de-vacio-y-sus-componentes/ventosas-de-vacio/>
- Seed Technology Co. (2016). *Seed The IoT Hardware Enabler*. Retrieved from <https://www.seedstudio.com/Grove-EMG-Detector-p-1737.html>
- STMicroelectronics. (2019). *STMicroelectronics*. Retrieved from <https://www.st.com/en/microcontrollers-microprocessors/stm32-32-bit-arm-cortex-mcus.html>
- Taber's Cyclopedic Medical Dictionary*. (2017, Enero 27). Retrieved from [www.tabers.com/tabersonline](http://www.tabers.com/tabersonline)
- Verdu, S. (2016, Abril). *ARTWORK BY Sonia Verdu*. Retrieved from <http://www.soniaverdu.es/2016/04/mano-mecanica-impresion-3d.html>
- Vildósola, E. (2015, Febrero 17). *ASOCIACIÓN DE LA INDUSTRIA ELÉCTRICA-ELECTRÓNICA, AIE*. (E. Vildósola, Ed.) Retrieved Mayo 04, 2019, from <http://www.aie.cl/files/file/comites/ca/abc/actuadore>

Zelinski, P. (2017, Noviembre 01). *Modern Machine Shop*. (P. ZELINSKI, Editor)  
Retrieved Marzo 27, 2019, from <https://www.mms-mexico.com/art%C3%ADculos/sistema-de-sujeci%C3%B3n-que-se-adapta-al-mecanizado-de-cinco-ejes-sujetando-la-pieza-por-debajo>