



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

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PRÓTESIS PARA AMPUTACIÓN  
TRANSRADIAL DE MIEMBRO SUPERIOR DERECHO UTILIZANDO CONTROL  
MIOELÉCTRICO

Trabajo de titulación previo a la obtención  
del título de Ingeniero Mecatrónico

AUTORES: JUAN DIEGO CUESTA SANTANA

MANUEL ALEJANDRO TAMAY CHIMBORAZO

TUTORA: ING. MÓNICA ALEXANDRA ROMERO SACOTO, MGT.

Cuenca - Ecuador

2022

## **CERTIFICADO DE RESPONSABILIDAD Y AUTORÍA DEL TRABAJO DE TITULACIÓN**

Nosotros, Juan Diego Cuesta Santana con documento de identificación N° 1804814000 y Manuel Alejandro Tamay Chimborazo con documento de identificación N° 0105482848; manifestamos que:

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

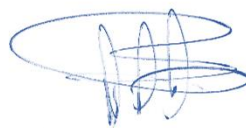
Cuenca, 27 de junio del 2022

Atentamente,



---

Juan Diego Cuesta Santana  
1804814000



---

Manuel Alejandro Tamay Chimborazo  
0105482848

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

Nosotros, Juan Diego Cuesta Santana con documento de identificación N° 1804814000 y Manuel Alejandro Tamay Chimborazo con documento de identificación N° 0105482848, expresamos nuestra voluntad y por medio del presente documento cedemos a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que somos autores del Proyecto Técnico: “Diseño y construcción de una prótesis para amputación transradial de miembro superior derecho utilizando control mioeléctrico”, el cual ha sido desarrollado para optar por el título de: Ingeniero Mecatrónico, en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

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

Cuenca, 27 de junio del 2022

Atentamente,



---

Juan Diego Cuesta Santana  
1804814000



---

Manuel Alejandro Tamay Chimborazo  
0105482848

## **CERTIFICADO DE DIRECCIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN**

Yo, Mónica Alexandra Romero Sacoto con documento de identificación N° 0302209911, docente de la Universidad Politécnica Salesiana, declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación: **DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PRÓTESIS PARA AMPUTACIÓN TRANSRADIAL DE MIEMBRO SUPERIOR DERECHO UTILIZANDO CONTROL MIOELÉCTRICO**, realizado por Juan Diego Cuesta Santana con documento de identificación N° 1804814000 y por Manuel Alejandro Tamay Chimborazo con documento de identificación N° 0105482848, obteniendo como resultado final el trabajo de titulación bajo la opción Proyecto Técnico que cumple con todos los requisitos determinados por la Universidad Politécnica Salesiana.

Cuenca, 27 de junio del año 2022

Atentamente,



---

Ing. Mónica Alexandra Romero Sacoto, MSc.

0302209911

## Dedicatorias

Dedicado a mis padres: Juan Cuesta y Amparito Santana, y a mi hermana: Daniela Cuesta, quienes con su mayor esfuerzo me han brindado todo su apoyo y me han sabido guiar correctamente en el camino de la vida en busca de todos mis objetivos

Juan Diego Cuesta Santana

Dedicado a mis padres: José Tamay y María Chimborazo, y a mis hermanos: quienes me apoyaron desde el inicio hasta el final de mi carrera incondicionalmente para poder cumplir con mis propósitos en la vida.

Manuel Alejandro Tamay Chimborazo

## Agradecimientos

Mi agradecimiento infinito a mis padres, familia y mis amigos por darme apoyo y fuerzas para seguir adelante y a la vida por brindarme salud y felicidad cada día. Además, a todos los docentes de la carrera de Ingeniería Mecatrónica que nos han sabido presionar y traspasar todos sus conocimientos para que nosotros seamos grandes profesionales.

A mi compañero Manuel Tamay por su ayuda y comprensión y a la Ingeniera Mónica Romero por su valioso aporte para la realización de este proyecto final.

Juan Diego Cuesta Santana

Mi agradecimiento infinito a toda mi familia y mis amigos por siempre estar presentes y recordándome cual es mi objetivo para lograr brindándome su apoyo para seguir adelante cada día. Además, a todos los docentes de la carrera de Ingeniería Mecatrónica que nos guiaron en nuestra trayectoria en la carrera y nos supieron transmitir sus conocimientos en las aulas de la mejor manera enseñándonos una pequeña parte de lo que tenderemos en nuestras vidas como profesionales.

A mi compañero Juan Diego por su apoyo y ser un buen compañero con el cual aprendí mucho en las aulas y en el trayecto de realizar nuestro trabajo final Tesis y a la Ingeniera Mónica Romero por guiarnos y ser un apoyo para la realización de este proyecto final.

Manuel Alejandro Tamay Chimborazo

# ÍNDICE

1.	Introducción .....	1
2.	Problema .....	2
2.1.	<i>Antecedentes</i> .....	2
2.2.	<i>Importancia y alcances</i> .....	3
2.3.	<i>Delimitación</i> .....	3
2.4.	<i>Delimitación geográfica</i> .....	3
2.5.	<i>Delimitación temporal</i> .....	3
2.6.	<i>Delimitación Institucional</i> .....	4
3.	Objetivos.....	4
3.1.	<i>Objetivo general</i> .....	4
3.2.	<i>Objetivo específico</i> .....	4
4.	Hipótesis .....	5
4.1.	<i>Hipótesis general</i> .....	5
4.2.	<i>Hipótesis específicas</i> .....	5
5.	Fundamentos Teóricos .....	5
5.1.	<i>Estudio del antebrazo humano</i> .....	5
5.2.	<i>Mecánica del Antebrazo y mano</i> .....	5
5.3.	<i>Funciones del antebrazo y mano</i> .....	7
5.4.	<i>Morfofisiología del antebrazo y mano</i> .....	8
5.4.1.	Huesos .....	8
5.4.1.1.	Antebrazo .....	8
5.4.1.2.	Mano .....	8
5.4.2.	Sistema Muscular .....	10
5.4.3.	Articulaciones .....	11
5.4.4.	Movimientos de los dedos.....	11
5.4.4.1.	Movimientos coordinados básicos.....	12
5.5.	<i>Historia de la prótesis de mano</i> .....	13
5.6.	<i>Tipos de prótesis</i> .....	16
5.6.1.	Prótesis estéticas o cosméticas.....	17
5.6.2.	Prótesis mecánicas .....	17
5.6.3.	Prótesis eléctricas .....	18
5.6.4.	Prótesis mioeléctricas .....	19

5.7.	<i>Prótesis comerciales</i> .....	19
5.7.1.	Prótesis biónica I-Limb.....	19
5.7.2.	Prótesis Michelangelo.....	20
5.7.3.	Prótesis bebionic .....	21
5.7.4.	Prótesis CyberHand .....	22
6.	Marco Metodológico .....	22
6.1.	<i>Análisis cinemático</i> .....	22
6.2.	<i>Cinemática directa</i> .....	23
6.2.1.	Ecuaciones correspondientes del dedo pulgar .....	25
6.2.3.	Simulación en Matlab .....	26
6.3.	<i>Cinemática inversa</i> .....	27
6.3.1.	Ecuaciones correspondientes del dedo pulgar .....	27
6.3.2.	Ecuaciones correspondientes de los dedos restantes.....	30
6.3.3.	Simulación en Matlab .....	32
6.4.	<i>Diseño y construcción de la prótesis de mano a nivel transradial</i> .....	34
6.4.1.	Diseño mecánico.....	34
6.4.2.	Diseño de las falanges proximales medial distal. ....	35
6.4.3.	Diseño del mecanismo de trasmisión del movimiento .....	36
6.4.4.	Diseño de la palma de la mano .....	38
6.4.5.	Diseño del dedo pulgar .....	39
6.4.6.	Diseño del antebrazo .....	40
6.5.	<i>Construcción del prototipo</i> .....	41
6.5.1.	Impresión 3D de la prótesis .....	41
6.5.2.	Componentes Electrónicos .....	43
6.5.2.1.	Actuador Lineal PQ-12. ....	43
6.5.2.2.	Sensor FSR DF9-40. ....	44
6.5.2.3.	Sensor Gravity: Analog EMG Sensor by OYMotion .....	45
6.5.2.4.	Arduino Due.....	46
6.5.2.5.	Batería Lipo Hubsan .....	47
6.5.3.	Ensamble de los componentes eléctricos Electrónicos.....	48
6.5.4.	Ensamble de la prótesis de mano .....	49
6.6.	<i>Adquisición señales mioeléctricas y reconocimiento de movimientos</i> .....	50
6.6.1.	Reconocimiento de movimientos .....	53
6.7.	<i>Sistema de control</i> .....	58
6.7.1.	Ecuaciones del sensor FSR DF9-40 a Newtons Fuerza. ....	58
6.7.2.	Identificación del sistema .....	61
6.7.3.	Sistema de control PI .....	63
6.8.	<i>Funcionamiento</i> .....	65



7.	Resultados .....	69
7.1.	<i>Condiciones iniciales de diseño</i> .....	69
7.2.	<i>Modelado y simulación en Simulink de Cinemática directa.</i> .....	69
7.3.	<i>Modelado y simulación en Simulink de Cinemática inversa.</i> .....	71
7.4.	<i>Sistema de control.</i> .....	73
7.5.	<i>Diseño y construcción del prototipo</i> .....	73
7.6.	<i>Funcionamiento del prototipo</i> .....	75
8.	Conclusiones.....	80
9.	Recomendaciones.....	81
10.	Referencias .....	82

# Índice de Figuras

Figura 1 Estructura de la extremidad superior.....	6
Figura 2 Partes de la mano .....	7
Figura 3 Movimientos de Therbligs.....	7
Figura 4 Radio y cubito .....	8
Figura 5 Huesos de la mano .....	9
Figura 6 Estructura de los falanges .....	9
Figura 7 Vista anterior del músculo .....	10
Figura 8 Músculos del antebrazo .....	10
Figura 9 Movimientos de los dedos de la mano humana .....	12
Figura 10 Tipos de agarre definidos por Schlesinger .....	13
Figura 11 Evolución protésica .....	14
Figura 12 Prótesis de una momia egipcia .....	14
Figura 13 Edad media .....	15
Figura 14 Pierna de Anglesey, mejorada por Benjamin Palmer .....	16
Figura 15 Prótesis estéticas .....	17
Figura 16 Prótesis mecánica con guante.....	18
Figura 17 Prótesis eléctrica.....	18
Figura 18 Prótesis mioeléctricas .....	19
Figura 19 Prótesis biónica I-Limb .....	20
Figura 20 Prótesis Michelangelo .....	21
Figura 21 Prótesis bebionic.....	21
Figura 22 Prótesis CyberHand.....	22
Figura 23 Diagrama de relación entre cinemática directa e inversa .....	23
Figura 24 Esquema para la obtención del modelo cinemático directo .....	24
Figura 25 Esquema para la obtención del modelo cinemático inverso del pulgar .....	28
Figura 26 Esquema para la obtención del modelo cinemático inverso de los dedos restantes .....	30
Figura 27 Diseño de los falanges proximal, medial y distal.....	35
Figura 28 (a) Identificación de los mecanismos del dedo, (b) nomenclatura de las barras del mecanismo .....	36
Figura 29 Elementos del mecanismo de 4 barras .....	37
Figura 30 Diseño de las barras proximal, medial y distal .....	37

Figura 31 Barra de unión entre el actuador lineal y barra proximal. ....	38
Figura 32 Diseño de la palma.....	38
Figura 33 Diseño del dedo Pulgar .....	39
Figura 34 Agarre de punta .....	40
Figura 35 Antebrazo.....	40
Figura 36 Diseño de la prótesis de mano .....	41
Figura 37 Impresión 3D de la palma. ....	43
Figura 38 Actuador lineal PQ12 .....	44
Figura 39 Sensor FSR DF9-40 .....	44
Figura 40 Sensor Gravity.....	45
Figura 41 Arduino Due .....	46
Figura 42 Batería Lipo Hubsan .....	47
Figura 43 Diagrama Electrónico .....	48
Figura 44 Ensamble de los componentes Mecánicos. ....	50
Figura 45 Ensamble de los componentes electrónicos y mecánicos.....	50
Figura 46 C/C++ Code Block.....	54
Figura 47 Adquisición y reconocimiento de señales mioeléctricas .....	55
Figura 48 Reconocimiento de movimientos .....	55
Figura 49 CASE 0, Mano abierta.....	56
Figura 50 CASE 1, Agarre de pinza .....	56
Figura 51 CASE 2, Agarre lateral .....	57
Figura 52 CASE 3, Agarre Cilíndrico.....	57
Figura 53 Divisor de tensión para el sensor DF9-40.....	59
Figura 54 Curve Fitting Tool.....	60
Figura 55 Ecuaciones para la obtención de Newtons-Fuerza.....	61
Figura 56 Programa para obtener el modelo dinámico del sistema .....	61
Figura 57 Curvas obtenidas de los grados y Newtons.....	62
Figura 58 Identificación del Sistema .....	62
Figura 59 Tuning PI mediante Simulink.....	63
Figura 60 Controlador PI.....	64
Figura 61 Sistema de control de fuerza .....	64
Figura 62 Brazaletes con 3 sensores mioeléctricos .....	65
Figura 63 Punto de referencia menores a 36000.....	66

Figura 64 Espectro de agarre de pinza .....	66
Figura 65 Agarre de punta .....	67
Figura 66 Espectro de agarre lateral .....	67
Figura 67 Agarre lateral .....	68
Figura 68 Espectro de agarre cilíndrico .....	68
Figura 69 Esquema de simulación en Simulink de cinemática directa .....	70
Figura 70 Construcción por Multibody de cinemática directa del dedo pulgar .....	70
Figura 71 Esquema de simulación en Simulink de cinemática inversa .....	72
Figura 72 Prótesis para amputación transradial .....	74
Figura 73 Prótesis para amputación transradial .....	75
Figura 74 Prueba agarre de punta .....	77
Figura 75 Prueba agarre lateral .....	78
Figura 76 Prueba agarre cilíndrico .....	79

## Índice de Tablas

Tabla 1 Longitudes promedio de los dedos de la mano derecha .....	24
Tabla 2 Datos y resultados de la cinemática directa .....	27
Tabla 3 Datos y resultados de la cinemática inversa.....	34
Tabla 4 Propiedades del PETG .....	42
Tabla 5 Datos para las simulaciones de cinemática directa .....	71
Tabla 6 Valores obtenidos en simulaciones de cinemática directa .....	71
Tabla 7 Datos para las simulaciones para cinemática inversa.....	72
Tabla 8 Valores obtenidos en simulaciones de cinemática inversa .....	73
Tabla 9 Pruebas de la mano abierta .....	76
Tabla 10 Resultados de prueba de agarre de punta .....	77
Tabla 11 Resultados de prueba de agarre lateral .....	78
Tabla 12 Resultados de prueba de agarre cilíndrico .....	79

## RESUMEN

El documento presenta el diseño, construcción e implementación de una prótesis para personas amputadas a nivel transradial de brazo derecho con control mioeléctrico, en donde se analizó datos antropomórficos reales. Se analizó los diferentes grados de libertad para realizar los cálculos respectivos al análisis cinemático y análisis dinámico del prototipo para obtener un diseño mecánico fiable y totalmente funcional, la cual su manufactura se la realizó por impresión 3D utilizando un material compatible con la piel y no tóxico. Se diseñó los eslabones para cada dedo, evitando el diseño con poleas. Cada dedo estará conectada a un actuador a lo que se integran a un sistema de control mediante la retroalimentación de un sensor de carga que permite controlar la fuerza de sujeción del prototipo. Se utiliza sensores mioeléctricos para la recolección de datos y de un microcontrolador para el procesamiento y reconocimiento de estos datos para los movimientos definidos que son: punta, agarre lateral y agarre cilíndrico.

**Palabras clave:** Prótesis, mioeléctrico, sistema de control, análisis cinemático, análisis dinámico, grados de libertad.

## ABSTRACT

In the following document the design, construction, and implementation of a prosthesis for amputees at the trans-radial level of the right arm with myoelectric control was performed, where real anthropomorphic data was analyzed. The different degrees of freedom were analyzed to perform the respective calculations to the kinematic analysis and dynamic analysis of the prototype to obtain a reliable and fully functional mechanical design, which was manufactured by 3D printing using a non-toxic material compatible with the skin.

The links were designed for each finger, avoiding the design with pulleys. Each finger will be connected to an actuator which will be integrated to a control system through the feedback of a load sensor that allows to control the clamping force of the prototype.

Myoelectric sensors are used for data collection and a microcontroller for the processing and recognition of these data for the defined movements which are: gripper, lateral grip, and cylindrical grip.

Keywords: Prosthesis, myoelectric, control system, kinematic analysis, dynamic analysis, degrees of freedom.

# 1. Introducción

La palabra mano proviene del latín “manipulus”, por lo que “el hombre es aquel que tiene manos para manipular”. Se considera que después del cerebro, la mano es el tesoro más grande del hombre. Aristóteles nos define a la mano como “el instrumento que antecede a todos los instrumentos productivos”, ya que entiende a la mano más como un órgano de investigación que de locomoción. Es ahí donde nos damos cuenta la importancia de la mano, y es a lo largo de la historia que el hombre al perder una parte del cuerpo ha querido suplir su funcionamiento (Monar Naranjo & Murillo Mantilla, 2015).

La idea de poder simular las funciones y movimientos del cuerpo humano ha sido, a lo largo del tiempo, uno de los mayores intereses de la ciencia. Desde la Antigüedad, los humanos fabricaban diferentes dispositivos que les permitiera emular sus movimientos, con el fin de ser empleados ya sea para estudiar su comportamiento fisiológico o para facilitar las labores en el diario vivir (Gallo Sánchez et al., 2016).

Con el objetivo de mejorar la calidad de vida de las personas con un determinada tipo de amputación, se realiza un aporte para la rehabilitación de dicha población, enfocada principalmente en dar una nueva esperanza desde el punto de vista de la ingeniería electrónica, bioingeniería, biomecánica, mecatrónica y otras ciencias que ayudan a la creación de herramientas o dispositivos que convellan la solución de un problema que se evidencia en la actualidad (Montealegre, 2016). Una de las alternativas para la rehabilitación de la población con este tipo de discapacidad, consiste en la adquisición de una prótesis; sin embargo, esta opción representa un problema económico a la hora de adquirirla pues las prótesis que se encuentran en el mercado son de alto costo, lo cual imposibilita la adquisición por parte del paciente (España Aguilar, 2016).

Las prótesis funcionales pueden controlarse de diferentes maneras. Uno de los métodos de control más empleados es el uso de la propia actividad muscular residual, esta actividad muscular se puede medir mediante electrodos que registran las señales electromiográficas (EMG) y generan, después del debido procesamiento, las órdenes de control de la prótesis. Por este motivo, este tipo de control se llama mioeléctrico (Sánchez-Pérez et al., 2019).



Teniendo en cuenta lo descrito anteriormente, este proyecto presenta el diseño e implementación de una prótesis para amputación transradial con control mioeléctrico que será entregada a un paciente con convenio entre el Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades (CONADIS) y la Universidad Politécnica Salesiana.

## 2. Problema

### 2.1. Antecedentes

En Ecuador, según el Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades (CONADIS), existen 485,325 personas con discapacidad en el Ecuador de las cuales el 46.64% poseen algún tipo de discapacidad física (*Estadísticas de Discapacidad – Consejo Nacional Para La Igualdad de Discapacidades*, n.d.). Es común observar personas que han perdido una parte o la totalidad de sus miembros superiores o inferiores por diferentes situaciones, esto imposibilita el desarrollo óptimo y el bienestar físico, social y mental de la persona (Tavera, 2014), por lo cual la obtención del diseño de la prótesis debe ser sofisticada y precisa permitiendo al usuario mejorar su calidad de vida.

La elaboración y diseño de prótesis está en constante evolución, buscando siempre abordar el problema desde la perspectiva del paciente y no simplemente de la solución de ingeniería. Es importante tener en cuenta que el usuario es el que decide y el que va a ser el beneficiario de este diseño ya que depende del tipo de uso que se le dará al dispositivo, el peso, tamaño y forma del mecanismo el cual varía dependiendo de las características antropométricas.

Con el apoyo del Consejo Nacional para La Igualdad de Discapacidades (CONADIS), se busca diseñar e implementar una prótesis funcional para una amputación transradial del miembro superior derecho con control mioeléctrico destinado a un usuario en la provincia del Azuay, cantón Cuenca. Este dispositivo permitirá realizar movimientos determinados que faciliten el desarrollo de diferentes actividades.

## **2.2. Importancia y alcances**

En el presente proyecto describe el diseño y la implementación de una prótesis para un paciente que sufrió una amputación a nivel del antebrazo. Mediante un control con señales mioeléctricas podrá realizar tres movimientos: agarre cilíndrico, agarre de punta y agarre lateral.

Para el desarrollo de este proyecto se analizó el caso particular de uno de los miembros del Consejo Nacional para La Igualdad de Discapacidades (CONADIS) en la provincia del Azuay, quien sufrió una amputación transradial de antebrazo derecho, lo cual le ha dificultado la realización de sus actividades diarias sobre todo en el ámbito laboral. Debido a que es una persona de bajos recursos no ha podido acceder a una prótesis de las características que requiere para realizar diferentes actividades.

## **2.3. Delimitación**

El desarrollo de este proyecto se llevó a cabo a partir de un convenio firmado entre el Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades (CONADIS) y la Universidad Politécnica Salesiana con sociedad del Grupo de Investigación de Inteligencia Artificial y Tecnologías de Asistencia (GIATA).

## **2.4. Delimitación geográfica**

El prototipo está enfocado a personas que poseen una amputación transradial del brazo derecho y mediante señales mioeléctricas será capaz de realizar y controlar los movimientos propuestos.

## **2.5. Delimitación temporal**

El tiempo utilizado para la construcción de este prototipo fue de un año, en donde se realizó diseño mecánico en un software para su posterior manufactura, adquisición de señales mioeléctricas para el procesamiento correspondiente para los

movimientos propuestos y un sistema de control de fuerza a través de un sensor de carga.

## **2.6. Delimitación Institucional**

El desarrollo de este proyecto se llevó a cabo a partir de un convenio firmado entre el Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades (CONADIS) y la Universidad Politécnica Salesiana con sociedad del Grupo de Investigación de Inteligencia Artificial y Tecnologías de Asistencia (GIIATA).

## **3. Objetivos**

### **3.1. Objetivo general**

- Diseñar y construir una prótesis funcional para amputación transradial de miembro superior derecho, que pueda ser controlada por el usuario para realizar movimientos determinados utilizando control mioeléctrico.

### **3.2. Objetivo específico**

- Realizar el análisis cinemático y dinámico de los mecanismos para el desarrollo de la prótesis.
- Diseñar la prótesis de manera simétrica al brazo izquierdo para que pueda realizar tres movimientos: agarre cilíndrico, agarre de punta y agarre lateral.
- Diseñar un sistema de control a partir de señales mioeléctricas para que el usuario ejecute los movimientos ya planteados de manera sencilla.
- Construir la prótesis planteada mediante impresión 3D.
- Realizar las pruebas de funcionamiento para los tres movimientos planteados.

## 4. Hipótesis

### 4.1. Hipótesis general

Es viable diseñar y manufacturar mediante impresión 3D una prótesis para personas con amputación transradial del brazo derecho para recuperar la movilidad parcial o totalmente.

### 4.2. Hipótesis específicas

- Es posible proponer un diseño mecánico de un prototipo de prótesis enfocado en las actividades del paciente.
- Es posible la construcción mediante impresión 3D del diseño propuesto que permita la movilidad a personas con amputación transradial del brazo derecho.

## 5. Fundamentos Teóricos

### 5.1. Estudio del antebrazo humano

Como punto de partida se realiza un estudio del antebrazo humano con el objetivo de analizar la anatomía de los huesos, articulaciones y músculos, que intervienen en el movimiento de la mano.

### 5.2. Mecánica del Antebrazo y mano

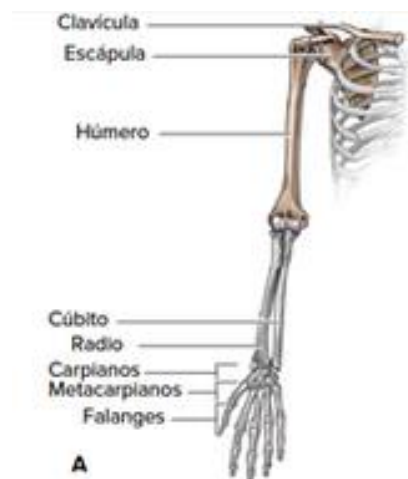
El ser humano está constituido por varias estructuras apendiculares que contribuyen a la homeostasis al proporcionar puntos de inserción y de palanca a los músculos que permiten el movimiento corporal, al brindar soporte y protección al brazo.(Tortora, n.d.).

El cuerpo humano es una estructura completa que permite a la persona cumplir sus funciones satisfactoriamente, si una parte de este cuerpo estructural está ausente o deficiente el individuo presentara alteraciones funcionales, físicas y psicológicas. El esqueleto del miembro superior comprende cuatro segmentos: la cintura escapular, el brazo, el antebrazo y la mano (Rouvier, 2005).

Cada miembro superior está constituido por 30 huesos en tres localizaciones diferentes: brazo, antebrazo y mano (muñeca, palma, dedos) (Tortora, n.d.).

### **Figura 1**

*Estructura de la extremidad superior*



*Nota: Huesos del brazo derecho de una persona en donde tiene sus diferentes partes (NETTER, 2014).*

El antebrazo se conoce como la región de la extremidad superior comprendida entre el codo y la muñeca y al igual que las otras estructuras de dicho miembro está constituido por una serie de huesos, músculos, nervios y vasos que cumplen una función determinada para así poder realizar una acción en conjunto (Rouvier, 2005).

Las manos son órganos que forman parte de las extremidades del cuerpo humano, cuya función principal es la manipulación física del medio. Se encuentran ubicadas en los extremos de los antebrazos, y abarcan desde las muñecas hasta las yemas de los dedos. La mano es la encargada del tacto, su composición de huesos, músculos, articulaciones y nervios permite que en conjunto pueda realizar funciones importantes (Kapandji, 1998).

## Figura 2

### Partes de la mano



*Nota: En la presente imagen se aprecia los huesos de la mano derecha de una persona en donde tiene sus diferentes partes (NETTER, 2014).*

## 5.3. Funciones del antebrazo y mano

El antebrazo cumple funciones de sujeción y es también un medio de articulación entre el brazo y la mano, permitiendo el movimiento de la extremidad.

La mano cumple las funciones de sostener y sujetar objetos, el ser humano realiza varias actividades en la cual utiliza su antebrazo y mano. Frank Gilbreth fue el fundador de la técnica moderna del estudio de movimientos, la cual se puede definir como el análisis de los movimientos del cuerpo. Dicho estudio es el análisis cuidadoso de los diversos movimientos que efectúa el cuerpo al ejecutar un trabajo (Kapandji, 1998).

## Figura 3

### Movimientos de Therbligs

#### 17 MOVIMIENTOS THERBLIGS

- |                |                        |                            |
|----------------|------------------------|----------------------------|
| 1. Buscar      | 7. Alcanzar            | 13. Precolocar en Posición |
| 2. Encontrar   | 8. Colocar en posición | 14. Soltar                 |
| 3. Seleccionar | 9. Ensamblar           | 15. Demora Inevitable      |
| 4. Tomar       | 10. Usar               | 16. Demora Evitable        |
| 5. Sostener    | 11. Desensamblar       | 17. Planear                |
| 6. Mover       | 12. Inspeccionar       | 18. Descansar              |

*Nota: Se contempla los diferentes movimientos que puede realizar la mano humana (Kapandji, 1998).*

## 5.4. Morfofisiología del antebrazo y mano

### 5.4.1. Huesos

#### 5.4.1.1. Antebrazo

- **Cúbito:** El cúbito es un hueso largo situado medial al radio, es el hueso interno del antebrazo (Rouvier, 2005). El extremo superior se articula con el húmero y la cabeza del radio (Tortora, n.d.).
- **Radio:** El radio es un hueso largo situado lateralmente al cúbito, entre el capítulo del húmero y el carpo. El extremo inferior es ancho y se articula con la cabeza del cúbito y con el escafoides (Rouvier, 2005).

#### **Figura 4**

##### *Radio y cubito*



*Nota: Se analiza los huesos que conforma el antebrazo de la mano (Rouvier, 2005).*

#### 5.4.1.2. Mano

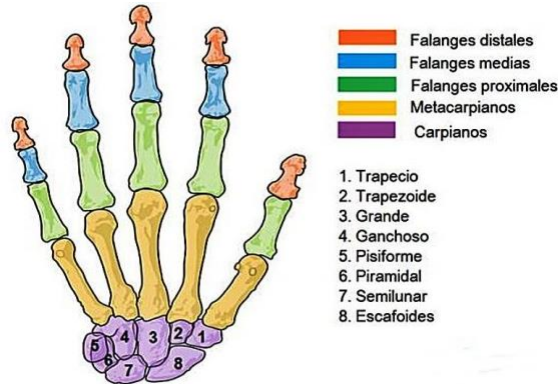
La mano está formada por 27 huesos que se agrupan en tres áreas principales:

- Huesos de la muñeca (Carpó)

- Huesos de la palma (Metacarpo)
- Huesos digitales (Falanges) (Rouvier, 2005).

### Figura 5

*Huesos de la mano*



*Nota: Se describe los huesos que conforma la mano (NETTER, 2014).*

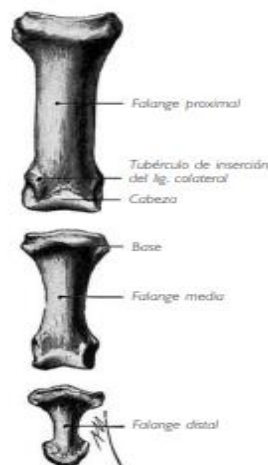
## Huesos Digitales

Se denominan falanges, son 14 distribuidos de la siguiente manera: el pulgar que consta de 2 falanges y los otros 4 que contienen 3 falanges, que son:

- Falange proximal.
- Falange medial.
- Falange distal. (Rouvier, 2005).

### Figura 6

*Estructura de los falanges*



*Nota: Se observa la estructura de los falanges de un dedo humano (Rouvier, 2005).*

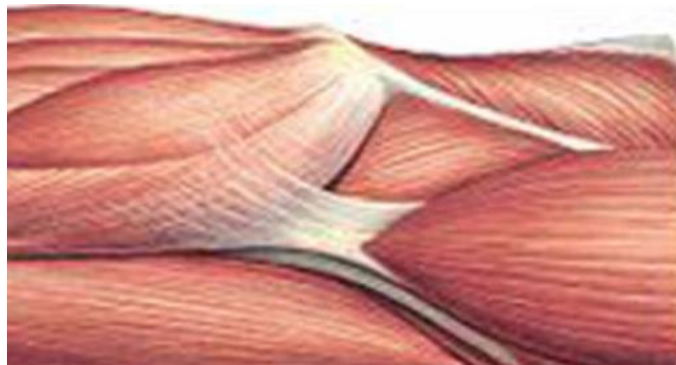


## 5.4.2. Sistema Muscular

El sistema muscular es el conjunto de más de 600 músculos que existen en el cuerpo humano, la función de la mayoría de los músculos es producir movimientos de las partes del cuerpo, estabilizar la posición, regular el volumen de los órganos, movilizar sustancias dentro del cuerpo y producir calor (Miralles, 2007). El músculo es un órgano contráctil que determina la forma y el contorno de nuestro cuerpo, cuenta con células capaces de elongarse a lo largo de su eje de contracción (Tortora, n.d.).

### Figura 7

*Vista anterior del músculo*



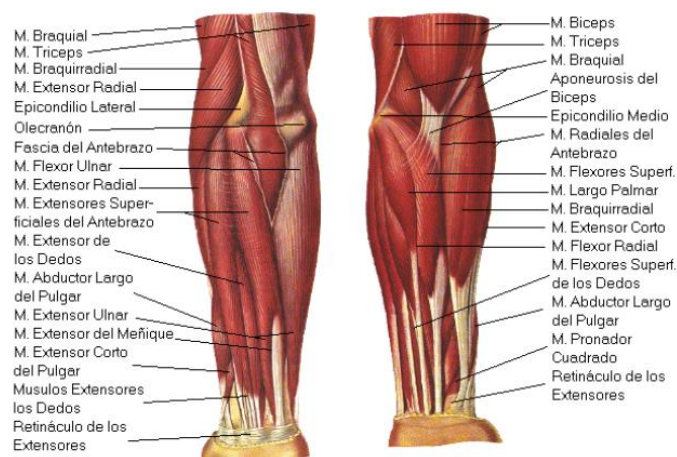
*Nota: Se aprecia la cara frontal del músculo del brazo (Tortora, n.d.).*

### 5.4.2.1. Músculos del antebrazo

Los músculos del antebrazo permiten la rotación, flexión y extensión del radio, de la mano respectivamente (Miralles, 2007).

### Figura 8

*Músculos del antebrazo*



*Nota: Se detallan los músculos del antebrazo (NETTER, 2014).*

### 5.4.3. Articulaciones

Denominamos articulaciones al conjunto de elementos por los que los huesos se unen entre sí.

En el antebrazo y mano se encuentran las siguientes articulaciones:

- Articulación radio cubital distal: Es articulación trocoide que une la cabeza del cúbito a la escotadura cubital del radio.
- Articulación Radiocarpiana: Se encuentra en la unión del radio directamente con el carpo.

En la mano se localizan las siguientes articulaciones:

- Articulación del carpo: se produce entre los huesos del carpo, son articulaciones intercarpianas que ayudan a las funciones de abducción, aducción, flexión y extensión.
- Articulación carpometacarpiana: los huesos metacarpianos se unen a los huesos de la segunda fila del carpo por medio de dos articulaciones distintas: una une el primer hueso metacarpiano al hueso trapecio; la otra es común a los cuatro últimos huesos metacarpianos. La articulación del pulgar se denomina silla de montar.
- Articulación metacarpofalángica: unión entre los metacarpianos y las falanges proximales.
- Articulación Interfalángica: articulación entre las falanges de los dedos (Rouvier, 2005).

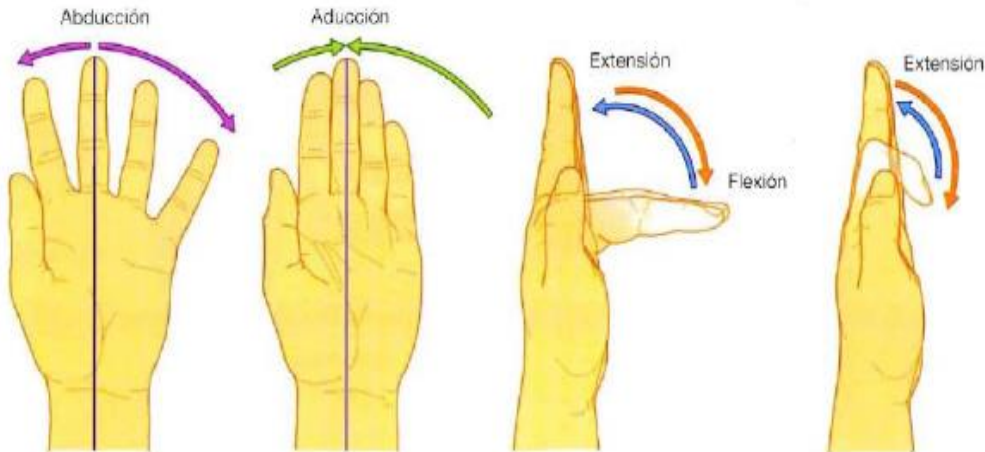
### 5.4.4. Movimientos de los dedos

Los movimientos que nos proporciona los dedos de la mano humana se producen gracias a la articulación metacarpofalángica, entre el falange proximal y los huesos metacarpianos, en este caso existe tres grados de libertad (Nigel Palastanga, Derek Field, 2000), y los movimientos que realizan son:

- Flexión y Extensión
- Aducción y Abducción

### Figura 9

#### Movimientos de los dedos de la mano humana



*Nota: Se analizan los diferentes movimientos que realizan los dedos de la mano humana (Richard L. Drake Adam M.W. Mitchell A. Wayne Vogl, n.d.).*

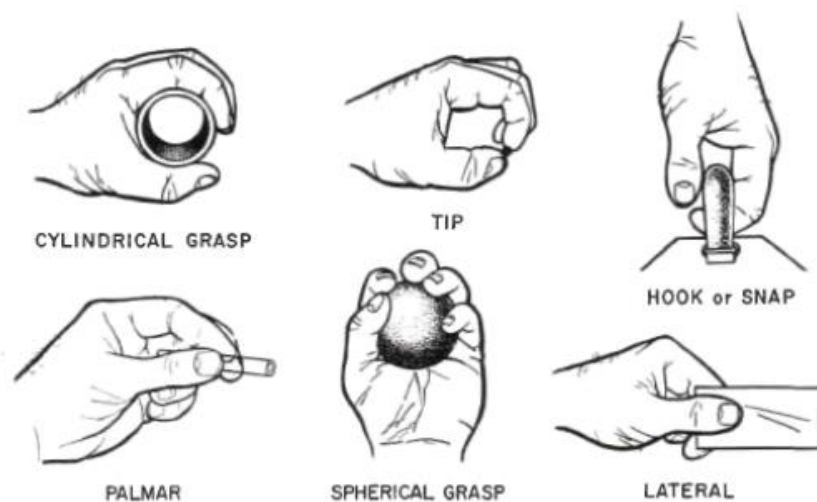
#### 5.4.4.1. Movimientos coordinados básicos

La gran cantidad de músculos y articulaciones presentes en la mano permiten a esta realizar una gran variedad de configuraciones de agarre, los cuales están directamente relacionados con la geometría del objeto. Estas formas son obtenidas mediante el cambio en la cinemática de la mano. En 1919, Schlesinger desarrolló una clasificación de los posibles movimientos de agarre de la mano humana. (Taylor, C. L., & Schwarz, 1955)

El autor agrupa en seis categorías las estrategias de agarre de la mano humana: agarre cilíndrico (Cylindrical Grasp), de punta (TIP), de gancho (Hook o snap), de palma (Palmar), esférico (Spherical Grasp) y de lado (Lateral).

## Figura 10

*Tipos de agarre definidos por Schlesinger*



*Nota: Se detallan los diferentes tipos de agarre que puede realizar la mano humana (Taylor, C. L., & Schwarz, 1955).*

La sujeción cilíndrica se emplea para hacer un agarre prensil de objetos con geometrías continuas como barras. El agarre de punta es para la sujeción de geometrías pequeñas y finas y se utilizan las puntas de los dedos. La sujeción de gancho se aplica regularmente al levantar objetos con geometrías variables de mayor longitud. La sujeción esférica se emplea para la sujeción de objetos con una circunferencia definida. Por último, el agarre de lado lateral es para la sujeción de objetos delgados y planos.

## 5.5. Historia de la prótesis de mano

La evolución de la protésica es extensa, desde sus comienzos primitivos hasta las visiones del futuro. Algunas ideas han sido exploradas detalladamente y han funcionado, como el pie de posición fija, mientras que otras se han dejado de lado, como el uso de hierro en la prótesis (Puglisi & Moreno, 2007).

## **Figura 11**

### *Evolución protésica*



*Nota: En la presente imagen se indica la evolución de las prótesis a través del tiempo (Puglisi & Moreno, 2007).*

El uso de prótesis es consecuencia generalmente de accidentes, cáncer, males formaciones, etc., pero el factor determinante ha sido la necesidad de mejorar la calidad de vida de los sobrevivientes de guerras (Norton, 2007).

Los egipcios fueron los pioneros de esta tecnología, elaboraban prótesis rudimentarias con fibras y se las usaba más por “completar” a la persona que por la funcionalidad (Puglisi & Moreno, 2007). En el año 2000, arqueólogos encontraron en la necrópolis egipcia una momia de sexo femenino con una prótesis en el dedo pulgar de su pie derecho que, según desgaste de este, sirvió de apoyo a la mujer mientras estaba viva (Cáceres, 2011).

## **Figura 12**

### *Prótesis de una momia egipcia*



*Nota: Prótesis encontrada en una momia egipcia del dedo pulgar del pie derecho que sirvió a una mujer (Cáceres, 2011).*

En la Edad Media hubo pocos avances, solo las personas adineradas tenían la suerte de contar con un gancho de mano para funciones diarias y la pata de palo. La mayoría de las prótesis que se desarrollaban eran para esconder deformidades o heridas de guerra, además era frecuente que los comerciantes crearan extremidades artificiales (Norton, 2007)(Cáceres, 2011).

### **Figura 13**

*Edad media*



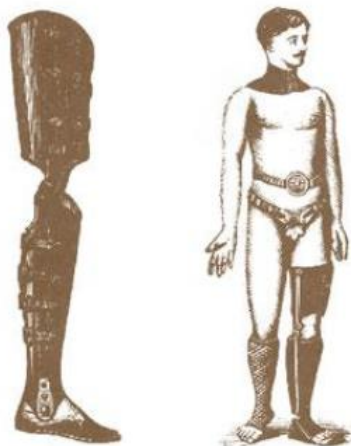
*Nota: En la imagen se distingue que en la edad media se utilizaban palos de madera como prótesis (Cáceres, 2011).*

Mediados de 1500, el barbero y cirujano del ejército francés Ambroise Paré, que es considerado el padre de la cirugía de amputación y del diseño protésico moderno, introdujo procedimiento de amputación en la comunidad médica y elaboró prótesis para extremidades superiores e inferiores con características de ingeniería demostrando como verdaderamente debería funcionar una prótesis (Norton, 2007).

En 1800, el inglés James Potts diseñó una prótesis elaborada con una pierna de madera con encaje, una articulación de rodilla de acero y un pie controlado por tendones de cuerda de tripa de gato desde la rodilla hasta el tobillo, fue llamada como la "Pierna de Anglesey" y en 1846, Benjamin Palmer la mejoró al agregarle un aspecto suave y tendones escondidos para simular un movimiento natural (Cáceres, 2011).

## Figura 14

*Pierna de Anglesey, mejorada por Benjamin Palmer*



*Nota: Prótesis llamada “Pierna de Anglesey”, mejorada por Benjamin Palmer con tendones escondidos para simular un movimiento natural (Cáceres, 2011).*

Mientras se desarrollaba la Guerra Civil Estadounidense, la cantidad de amputados incrementaba obligando a la comunidad a ingresar en el campo de las prótesis (Norton, 2007). Después de la Segunda Guerra Mundial, los veteranos estaban insatisfechos por la calidad de sus prótesis y exigían mejoras por lo que el gobierno de Estados Unidos cerró un trato con compañías militares para que mejoraran la función protésica en lugar de la de las armas (Cáceres, 2011).

Actualmente los dispositivos son mucho más livianos, se elaboran de plástico, aluminio y materiales compuestos para proporcionar a los amputados dispositivos más funcionales (Cáceres, 2011).

## 5.6. Tipos de prótesis

Las prótesis se clasifican según su función, pueden ser pasivas y activas. Las prótesis pasivas, conocidas también como cosméticas, no aportan ninguna funcionalidad, solo mantener una imagen estética, mientras que las prótesis activas ayudan a la movilidad del paciente mediante movimientos eléctricos o mecánicos (Estrella Collantes & López Pisfil, 2019).

### 5.6.1. Prótesis estéticas o cosméticas

Conocidas también como prótesis pasivas, son desarrolladas solamente para reemplazar un miembro de forma estética, mas no por su funcionalidad (Estrella Collantes & López Pisfil, 2019). Generalmente se emplean tres materiales: PVC rígido, látex flexible o silicona, debido a que son más livianos y requieren menos mantenimiento porque tienen menos piezas móviles (Quinayás, 2010).

#### **Figura 15**

*Prótesis estéticas*



*Nota: Prótesis estéticas, entre ellas, para amputación de los dedos índice, medio, anular y meñique (Estrella Collantes & López Pisfil, 2019).*

### 5.6.2. Prótesis mecánicas

Dispositivos que funcionan mediante un arnés que es sujetado alrededor de los hombros, parte del pecho y parte del brazo que es controlado por el usuario (Quinayás, 2010). Su funcionamiento se basa en la extensión de una liga por medio de un arnés para su apertura o cierre, mientras que el cierre y apertura se realiza solo con la relajación muscular. Estos elementos se recubren con un guante para dar una apariencia más estética (Estrella Collantes & López Pisfil, 2019).



**Figura 16**

*Prótesis mecánica con guante*



*Nota: Se observa en la imagen una prótesis mecánica con sujeción con arnés alrededor de los hombros (Estrella Collantes & López Pisfil, 2019).*

### 5.6.3. Prótesis eléctricas

Utilizan motores eléctricos en los dispositivos terminales, muñeca y codo, con una batería recargable y es posible controlarlas de varias formas, ya sea un servo control, botón pulsador o un interruptor con arnés (Loaiza, 2012). Entre sus desventajas es la adquisición y reparación ya que es costosa, su mantenimiento, la exposición en medio húmedos y el peso de la prótesis (Estrella Collantes & López Pisfil, 2019).

**Figura 17**

*Prótesis eléctrica*



*Nota: Prótesis eléctrica compuesta de tres eslabones para los dedos pulgar, índice y medio (Quinayás, 2010).*

## 5.6.4. Prótesis mioeléctricas

Prótesis electrónicas controladas por una señal externa bioeléctrica. Sintetizan el mejor aspecto estético, tienen gran fuerza y velocidad de prensión, así como muchas posibilidades de combinación y ampliación. El control mioeléctrico es probablemente el esquema de control más popular ya que posee la ventaja de que sólo se requiere que el usuario flexione sus músculos para operarla (Quinayás, 2010).

### Figura 18

*Prótesis mioeléctricas*



*Nota: Prótesis mioeléctrica compuesta por tres electrodos mioeléctricos (Estrella Collantes & López Pisfil, 2019).*

## 5.7. Prótesis comerciales

En lo que se refiere a los avances tecnológicos de prótesis de mano usando tecnología actual se ha logrado avances enormes permitiendo la elaboración de prototipos que emulan los movimientos que la mano humana realiza (Brito et al., 2013). A continuación, presentamos las prótesis más destacadas.

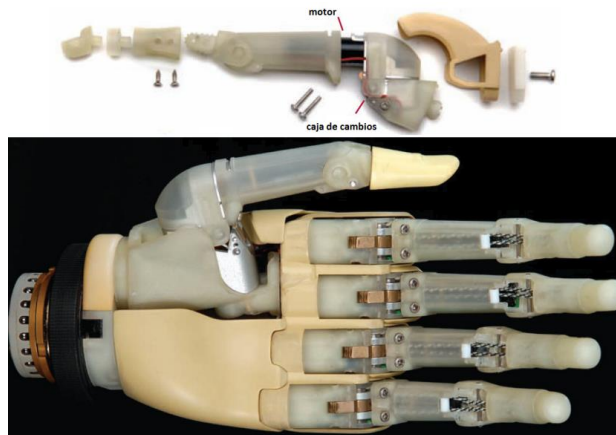
### 5.7.1. Prótesis biónica I-Limb

La prótesis biónica I-Limb es el primer componente con los cinco dedos potenciados de manera individual. Se controla utilizando el tradicional sistema mioeléctrico con entrada de 2 señales musculares para abrir y cerrar los dedos de la mano, siendo altamente intuitiva para el paciente (Bionics, n.d.).

Permite realizar una gran cantidad de movimiento dado que el pulgar puede rotar hasta 90°, hacer punta y realizar agarres de precisión y de potencia de diferentes formas (Brito et al., 2013).

### **Figura 19**

*Prótesis biónica I-Limb*



*Nota: Prótesis biónica I-Limb compuesta por los 5 dedos potenciados de manera individual a través de un sistema mioeléctrico (Brito et al., 2013).*

## **5.7.2. Prótesis Michelangelo**

La mano Michelangelo proporciona al usuario una cinemática de agarre gracias a sus cuatro dedos móviles y un pulgar con posición variable por separado mediante señales musculares (Ottobock, n.d.), además permite ajustar y controlar la fuerza requerida para sujetar un objeto pesado o ligero (Alfredo & Rios, 2017).

Dos motores proporcionan a la mano un patrón de movimiento natural. El motor principal es el responsable del movimiento de agarre y de la fuerza de agarre, mientras que el motor del pulgar permite posicionar al mismo electrónicamente en un eje de movimiento adicional (Ottobock, n.d.).

## **Figura 20**

### *Prótesis Michelangelo*



*Nota: Prótesis Michelangelo de agarre con cuatro dedos móviles y un pulgar con posición variable (Alfredo & Rios, 2017).*

### **5.7.3. Prótesis bebionic**

Construida por Stepper RS, entre sus principales características están: actuadores lineales DC en independientes, cinco dedos, catorce formas de sujeción seleccionables, control proporcional de la velocidad, posición del dedo pulgar es seleccionable, auto ajuste en caso de que el objeto sujeto se esté resbalando (Alfredo & Rios, 2017).

## **Figura 21**

### *Prótesis bebionic*



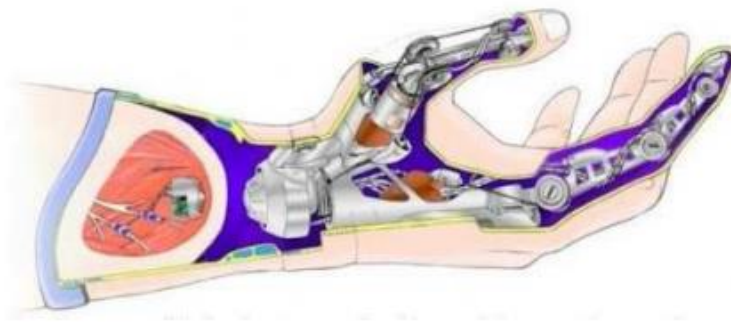
*Nota: Prótesis bebionic que posee actuadores lineales en sus cinco dedos con catorce formas de sujeción (Brito et al., 2013).*

#### 5.7.4. Prótesis CyberHand

La prótesis biónica de CyberHand es una con tecnología moderna y costosa, esto se debe a que se conecta los electrodos de la prótesis a las terminaciones nerviosas de la mano de la persona amputada mediante cirugía permitiéndole recoger la información del cerebro mediante sensores (Brito et al., 2013).

**Figura 22**

*Prótesis CyberHand*



*Nota: Prótesis CyberHand posee conexión de sus electrodos en las terminaciones nerviosas del paciente (Brito et al., 2013).*

### 6. Marco Metodológico

#### 6.1. Análisis cinemático

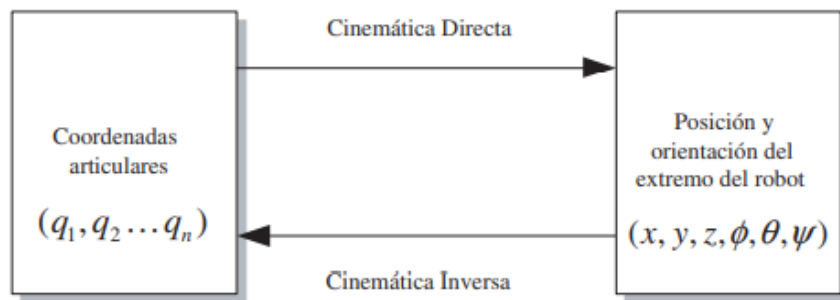
Cinemática es la parte física que estudia el movimiento de sistemas mecánicos, sin tomar en cuenta las fuerzas que originan dicho movimiento, por lo tanto, no involucra ecuaciones diferenciales (Vinet & Zhedanov, 2011). Dentro de esta ciencia se estudian la posición, la velocidad, la aceleración y todas las demás derivadas de alto orden de las variables de posición (con respecto al tiempo o a cualquier otra variable) (Craig, 2006).

Existen dos problemas fundamentales a resolver en la cinemática del robot; el primero de ellos se conoce como el problema cinemático directo, que consiste en

determinar cuál es la posición y orientación del extremo final del robot, con respecto a un sistema de coordenadas que se toma como referencia, conociendo los valores de las articulaciones y los parámetros geométricos de los elementos del robot; el segundo, llamado problema cinemático inverso, resuelve la configuración que debe adoptar el robot para una posición y orientación del extremo conocidas (Barrientos et al., 2007).

**Figura 23**

*Diagrama de relación entre cinemática directa e inversa*



*Nota: Relación que existe entre la cinemática directa e inversa. La cinemática directa a través de sus coordenadas articulares obtiene la posición y orientación del extremo del robot mientras que la cinemática inversa a través de la posición y orientación del extremo del robot se obtiene las coordenadas articulares (Barrientos et al., 2007).*

## 6.2. Cinemática directa

Permite conocer cuál es la posición y orientación que adopta el extremo del robot cuando cada una de las variables que fijan la posición u orientación de sus articulaciones toman valores determinados. La obtención del modelo cinemático directo puede ser abordado mediante dos enfoques diferentes denominados métodos geométricos y métodos basados en cambios de sistemas de referencia (Barrientos et al., 2007).

Debido a que poseemos 3 grados de libertad, el modelo cinemático directo fue obtenido mediante el método geométrico, tomando en cuenta que el dedo pulgar posee 2 eslabones, mientras que los demás dedos cuentan con 3.

Para los aspectos biométricos de la mano derecha del individuo, los datos obtenidos y que se muestran en la Tabla 1, corresponden a una persona masculina entre la edad de 60 a 64 años mismos que son mencionados en (Binvignat et al., 2012).

**Tabla 1**

*Longitudes promedio de los dedos de la mano derecha*

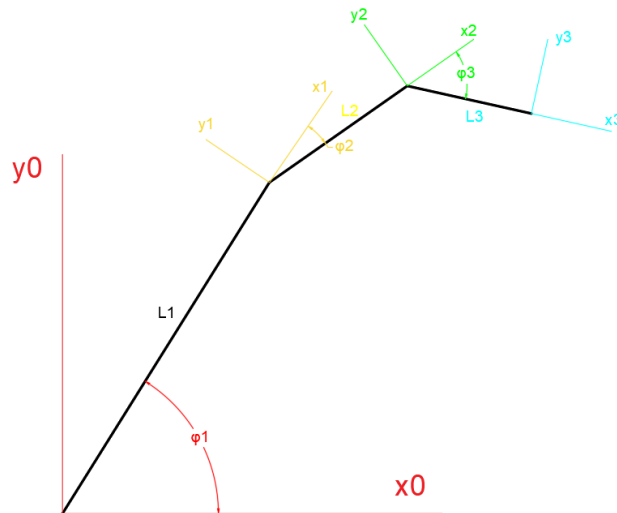
Dedo	Falange Proximal	Falange Media	Falange Distal
Pulgar	$38 \pm 9$		$33 \pm 4$
Índice	$45 \pm 16$	$31 \pm 9$	$25 \pm 3$
Medio	$49 \pm 18$	$35 \pm 10$	$26 \pm 4$
Anular	$34 \pm 14$	$27 \pm 7$	$22 \pm 2$
Meñique	$30 \pm 12$	$20 \pm 6$	$19 \pm 2$

*Nota: La tabla muestra las longitudes de los falanges de los dedos de la mano derecha de una persona promedio entre los 60 y 64 años, expresado en milímetros (Binvignat et al., 2012).*

Con el esquema que se muestra en la Figura 24, que representa los eslabones de un dedo, se procede a obtener las ecuaciones correspondientes a la cinemática directa y cinemática indirecta.

**Figura 24**

*Esquema para la obtención del modelo cinemático directo*



*Nota: Esquema principal para la obtención del modelo cinemático directo donde se colocan las longitudes de los eslabones, así como los diferentes ángulos de movimientos de cada uno.*

### 6.2.1. Ecuaciones correspondientes del dedo pulgar

$$x_2 = l_1 \cos(\phi_1) + l_2 \cos(\phi_1 + \phi_2) \quad (1)$$

$$y_2 = l_1 \sin(\phi_1) + l_2 \sin(\phi_1 + \phi_2) \quad (2)$$

Donde:

$x_2$  = coordenada final de la punta del dedo pulgar en x (mm).

$y_2$  = coordenada final de la punta del dedo pulgar en y (mm).

$l_1$  = longitud de la falange proximal (mm).

$l_2$  = longitud de la falange distal (mm).

$\phi_1$  = ángulo de desplazamiento de  $l_1$  desde el sistema de referencia  $x_0, y_0$ .

$\phi_2$  = ángulo de desplazamiento de  $l_2$  desde el sistema de referencia  $x_1, y_1$ .

### 6.2.2. Ecuaciones correspondientes de los dedos restantes

$$x_3 = l_1 \cos(\phi_1) + l_2 \cos(\phi_1 + \phi_2) + l_3 \cos(\phi_1 + \phi_2 + \phi_3) \quad (3)$$

$$y_3 = l_1 \sin(\phi_1) + l_2 \sin(\phi_1 + \phi_2) + l_3 \sin(\phi_1 + \phi_2 + \phi_3) \quad (4)$$

$$\theta = \phi_1 + \phi_2 + \phi_3 \quad (5)$$

Donde:

$x_3$  = coordenada final de la punta del dedo en x (mm).

$y_3$  = coordenada final de la punta del dedo en y (mm).

$l_1$  = longitud de la falange proximal (mm).

$l_2$  = longitud de la falange media (mm).

$l_3$  = longitud de la falange distal (mm).

$\phi_1$  = ángulo de desplazamiento de  $l_1$  desde el sistema de referencia  $x_0, y_0$  (grados).

$\phi_2$  = ángulo de desplazamiento de  $l_2$  desde el sistema de referencia  $x_1, y_1$  (grados).

$\phi_3$  = ángulo de desplazamiento de  $l_3$  desde el sistema de referencia  $x_3, y_2$  (grados).

$\theta$  = suma de los ángulos  $\phi_1, \phi_2$  y  $\phi_3$  (grados).

Se utiliza  $\theta$  para la comprobación de las ecuaciones para la cinemática directa y la cinemática inversa.



### 6.2.3. Simulación en Matlab

A partir de las ecuaciones obtenidas en el punto 5.1.1., en el punto 5.1.2. y tomando los aspectos biométricos expresados en la Tabla 1, se reemplazan en las ecuaciones los datos en  $l_1$ ,  $l_2$  y  $l_3$  respectivamente, mismos que corresponden a las longitudes de las falanges de los dedos. Además, se colocan valores en los ángulos correspondientes a  $\varphi_1$ ,  $\varphi_2$  y  $\varphi_3$ , para obtener las coordenadas de posición final de la falange distal. A continuación, se presenta la implementación de la cinemática en Matlab.

```
clear all
clc
syms x1 x2 x3 l1 l2 l3 q1 q2 q3
```

#### **METODO GEOMETRICO PULGAR**

$$x_2 = l_1 \cos(q_1) + l_2 \cos(q_1 + q_2);$$

$$y_2 = l_1 \sin(q_1) + l_2 \sin(q_1 + q_2);$$

#### **METODO GEOMETRICO DEDOS**

$$x_3 = l_1 \cos(q_1) + l_2 \cos(q_1 + q_2) + l_3 \cos(q_1 + q_2 + q_3);$$

$$y_3 = l_1 \sin(q_1) + l_2 \sin(q_1 + q_2) + l_3 \sin(q_1 + q_2 + q_3);$$

$$\text{phi} = \text{rad2 deg}(q_1 + q_2 + q_3);$$

**Tabla 2***Datos y resultados de la cinemática directa*

Dedo	Datos						Resultados		
	$l_1$ (mm)	$l_2$ (mm)	$l_3$ (mm)	$\varphi_1(^{\circ})$	$\varphi_2(^{\circ})$	$\varphi_3(^{\circ})$	x(mm)	y(mm)	$\theta(^{\circ})$
<b>Pulgar</b>	38	33	-	60	-45	-	38.4110	53.2052	30
<b>Índice</b>	45	31	25	50	-15	-30	79.2240	54.4318	5
<b>Medio</b>	49	35	26	50	-15	-30	86.0680	59.8774	5
<b>Anular</b>	34	27	22	50	-15	-30	65.8882	43.4495	5
<b>Menique</b>	30	20	19	50	-15	-30	54.5944	36.1088	5

*Nota: Longitudes de falanges de cada dedo, además del ángulo entre cada dedo como datos y obteniendo como resultado la posición final de cada dedo.*

### 6.3. Cinemática inversa

El problema de la cinemática inversa consiste en la determinación de las variables de articulaciones correspondientes a una orientación y posición específicas de la punta del dedo. La solución de este problema es de fundamental importancia con el fin de transformar las especificaciones de movimiento asignadas al efector final en el espacio operacional que corresponde a los movimientos de las articulaciones (Saha, 210 C.E.).

Un planteamiento posible frente al problema de la cinemática inversa es buscar una solución explícita usando álgebra o geometría. Para la solución de la cinemática inversa usamos el enfoque algebraico el cual se basa en la búsqueda de los ángulos de las articulaciones por medio de la transformación algebraica de las diferentes ecuaciones obtenidas de la cinemática directa (Saha, 210 C.E.).

#### 6.3.1. Ecuaciones correspondientes del dedo pulgar

Con el esquema mostrado en la Figura 25, y empleando trigonometría se llegan a las ecuaciones finales correspondientes al dedo pulgar como un cuerpo de 2 eslabones.



$$\cos(\phi_2) = -\cos(\Delta)$$

Mediante leyes de cosenos sabemos que,

$$\cos(\Delta) = \frac{l_1^2 + l_2^2 - r^2}{2l_1l_2}$$

$$\cos(\phi_2) = \frac{r^2 - l_1^2 - l_2^2}{2l_1l_2}$$

$$\sin^2(\phi_2) + \cos^2(\phi_2) = 1$$

$$\sin^2(\phi_2) = \sqrt{1 - \cos^2(\phi_2)}$$

$$\phi_2 = \tan^{-1} \frac{\sqrt{1 - \cos^2(\phi_2)}}{\cos(\phi_2)} \quad (7)$$

Donde:

$x_2$  = coordenada final de la punta del dedo pulgar en x (mm).

$y_2$  = coordenada final de la punta del dedo pulgar en y (mm).

$l_1$  = longitud de la falange proximal (mm).

$l_2$  = longitud de la falange distal (mm).

$\phi_1$  = ángulo de desplazamiento de  $l_1$  desde el sistema de referencia  $x_0, y_0$  (grados).

$\phi_2$  = ángulo de desplazamiento de  $l_2$  desde el sistema de referencia  $x_1, y_1$  (grados).

$r$  = recta desde el sistema de referencia  $x_0, y_0$  hasta la posición final de la punta del dedo pulgar  $x_2, y_2$ . (mm)

$\beta$  = diferencia entre  $\phi_1 - \emptyset$  (grados).

$\emptyset$  = ángulo de desplazamiento de  $r$  desde el sistema de referencia  $x_0, y_0$  (grados).

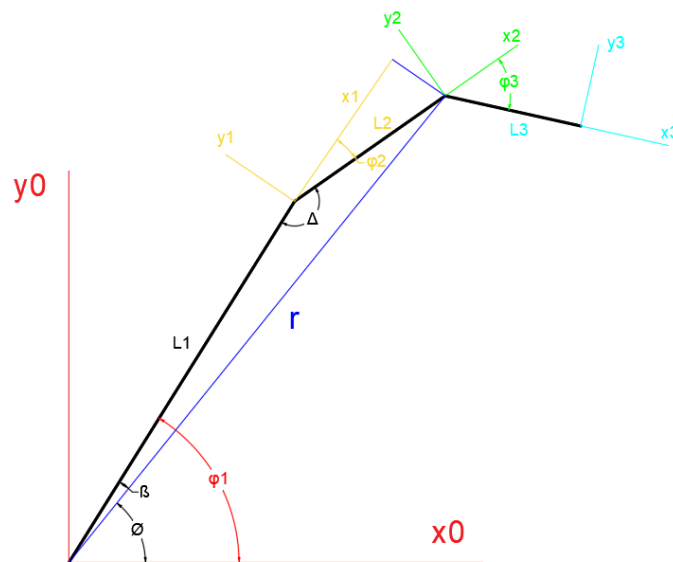
$\Delta$  = ángulo entre  $l_1$  y  $l_2$  (grados).

### 6.3.2. Ecuaciones correspondientes de los dedos restantes

Con el esquema mostrado en la Figura 26, y con ayuda de trigonometría se llegan a las ecuaciones de cinemática inversa correspondientes a los demás dedos de la mano, considerándolos como un cuerpo de 3 eslabones.

**Figura 26**

*Esquema para la obtención del modelo cinemático inverso de los dedos restantes*



*Nota: Esquema principal para la obtención del modelo cinemático inverso de los dedos restantes donde se colocan las longitudes de los eslabones, así como los diferentes ángulos de movimientos de cada uno.*

Sabemos mediante la cinemática directa, el efector final está definido por las siguientes ecuaciones (1), (2), (3) y (4). Por lo que podríamos expresar  $x_2$  y  $y_2$  de la siguiente forma,

$$x_2 = x_3 - l_3 \cos(\varphi_1 + \varphi_2 + \varphi_3)$$

$$y_2 = y_3 - l_3 \sin(\varphi_1 + \varphi_2 + \varphi_3)$$

Para la obtención de  $\varphi_1$ ,

$$r = \sqrt{x_2^2 + y_2^2}$$

$$\varphi_1 = \varnothing - \beta$$

$$\varnothing = \tan^{-1} \frac{y_2}{x_2}$$

$$\beta = \tan^{-1} \frac{l_2 \sin(\varphi_2)}{l_1 + l_2 \cos(\varphi_2)}$$

$$\varphi_1 = \tan^{-1} \frac{y_2}{x_2} - \tan^{-1} \frac{l_2 \sin(\varphi_2)}{l_1 + l_2 \cos(\varphi_2)} \quad (8)$$

Para la obtención de  $\varphi_2$ ,

$$\varphi_2 = 180 - \Delta$$

$$\cos(\varphi_2) = \cos(180 - \Delta)$$

$$\cos(\varphi_2) = -\cos(\Delta)$$

Mediante leyes de cosenos se obtiene,

$$\cos(\Delta) = \frac{l_1^2 + l_2^2 - r^2}{2l_1l_2}$$

$$\cos(\varphi_2) = \frac{r^2 - l_1^2 - l_2^2}{2l_1l_2}$$

$$\sin^2(\varphi_2) + \cos^2(\varphi_2) = 1$$

$$\sin^2(\varphi_2) = \sqrt{1 - \cos^2(\varphi_2)}$$

$$\varphi_2 = \tan^{-1} \frac{\sqrt{1 - \cos^2(\varphi_2)}}{\cos(\varphi_2)} \quad (9)$$

Y para la obtención de  $\varphi_3$ ,

$$\varphi_3 = \theta - (\varphi_1 + \varphi_2) \quad (10)$$

Dónde:

$x_3$  = coordenada final de la punta del dedo en x (mm).

$y_3$  = coordenada final de la punta del dedo en y (mm).

$x_2$  = coordenada final de la falange media en x (mm).

$y_2$  = coordenada final de la falange media en y (mm).

$l_1$  = longitud de la falange proximal (mm).

$l_2$  = longitud de la falange media (mm).

$l_3$  = longitud de la falange distal (mm).

$\phi_1$  = ángulo de desplazamiento de  $l_1$  desde el sistema de referencia  $x_0, y_0$  (grados).

$\phi_2$  = ángulo de desplazamiento de  $l_2$  desde el sistema de referencia  $x_1, y_1$  (grados).

$\phi_3$  = ángulo de desplazamiento de  $l_3$  desde el sistema de referencia  $x_3, y_3$  (grados).

$\theta$  = suma de los ángulos  $\phi_1, \phi_2$  y  $\phi_3$  (grados).

$r$  = recta desde el sistema de referencia  $x_0, y_0$  hasta la coordenada de la falange media  $x_2, y_2$  (mm).

$\beta$  = diferencia entre  $\phi_1 - \emptyset$  (grados).

$\emptyset$  = ángulo de desplazamiento de  $r$  desde el sistema de referencia  $x_0, y_0$  (grados).

$\Delta$  = ángulo entre  $l_1$  y  $l_2$  (grados).

### 6.3.3. Simulación en Matlab

A partir de las ecuaciones obtenidas en el punto 5.2.1., en el punto 5.2.2. y tomando los aspectos biométricos de la Tabla 1, se reemplazan en las ecuaciones los datos de longitud de las falanges  $L_1, L_2$  y  $L_3$  respectivamente, además de colocar las coordenadas correspondientes al punto final de la falange distal.

#### CINEMATICA INVERSA

```
clear all
```

```
clc
```

```
syms q1p q2p
```

## MÉTODO GEOMÉTRICO PULGAR

$$d_p = \frac{x_{2p}^2 + y_{2p}^2 - l_{1p}^2 - l_{2p}^2}{2l_{1p}l_{2p}};$$

$$q_{2p} = \text{atan2}(-\text{sqrt}(1-d_p^2), d_p);$$

$$q_{1p} = \text{atan2}(y_{2p}, x_{2p}) - \text{atan2}(l_{2p} \sin(q_{2p}), l_{1p} + l_{2p} \cos(q_{2p}));$$

$$q_{1pp} = \text{rad2 deg}(q_{1p})$$

$$q_{2pp} = \text{rad2 deg}(q_{2p})$$

## MÉTODO GEOMÉTRICO DEDOS

$$x_{2i} = x_{3i} - l_{3i} \cos(\text{phi}_i);$$

$$y_{2i} = y_{3i} - l_{3i} \sin(\text{phi}_i);$$

$$r_i = \text{sqrt}(x_{2i}^2 + y_{2i}^2);$$

$$d_i = \frac{r_i^2 - l_{1i}^2 - l_{2i}^2}{2l_{1i}l_{2i}};$$

$$q_{2i} = \text{atan2}(-\text{sqrt}(1-d_i^2), d_i);$$

$$q_{1i} = \text{atan2}(y_{2i}, x_{2i}) - \text{atan2}(l_{2i} \sin(q_{2i}), l_{1i} + l_{2i} \cos(q_{2i}));$$

$$q_{3i} = \text{phi}_i - (q_{1i} + q_{2i});$$

$$q_{1ii} = \text{rad2 deg}(q_{1i})$$

$$q_{2ii} = \text{rad2 deg}(q_{2i})$$



$$q_{3ii} = \text{rad2 deg}(q_{3i})$$

**Tabla 3**

*Datos y resultados de la cinemática inversa*

Dedos	Datos						Resultados		
	$l_1$ (mm)	$l_2$ (mm)	$l_3$ (mm)	x(mm)	y(mm)	$\theta(^{\circ})$	$\varphi_1(^{\circ})$	$\varphi_2(^{\circ})$	$\varphi_3(^{\circ})$
Pulgar	38	33	-	38.41	53.20	-	75.99	-44.98	-
Índice	45	31	25	79.22	54.43	5	50	-14.98	-30.01
Medio	49	35	26	86.06	59.87	5	49.99	-14.98	-30.01
Anular	34	27	22	65.88	43.44	5	49.99	-14.97	-30.02
Menique	30	20	19	54.59	36.10	5	49.99	-14.99	-30.00

*Nota: Longitudes de falanges de cada dedo, además de la posición final como datos y obteniendo como resultado los ángulos entre cada dedo.*

## 6.4. Diseño y construcción de la prótesis de mano a nivel transradial

### 6.4.1. Diseño mecánico

La mano y brazo, como extremidad superior, brindan múltiples funcionalidades y variedad de movimientos para interactuar con el entorno, la complejidad de un diseño más ajustado a la realidad tiene como primera limitante las dimensiones de la mano, las características técnicas de los actuadores y demás elementos deben considerar dimensiones compactas que permitan movimientos básicos para una correcta interacción de la prótesis con el entorno. La mano humana se compone de 27 huesos divididos en tres grupos: el carpo, los metacarpianos y las falanges, se conectan a la muñeca a través de la palma. Una mano está dotada de 20 grados de libertad (GDL) (NETTER, 2014).

Para el diseño de la mano se toma en consideración las dimensiones de acuerdo la segunda parte de la Norma DIN 33 402, en la cual se describen dimensiones fisiológicas de la mano. Se ha preferido el uso de esta norma alemana dado que en el

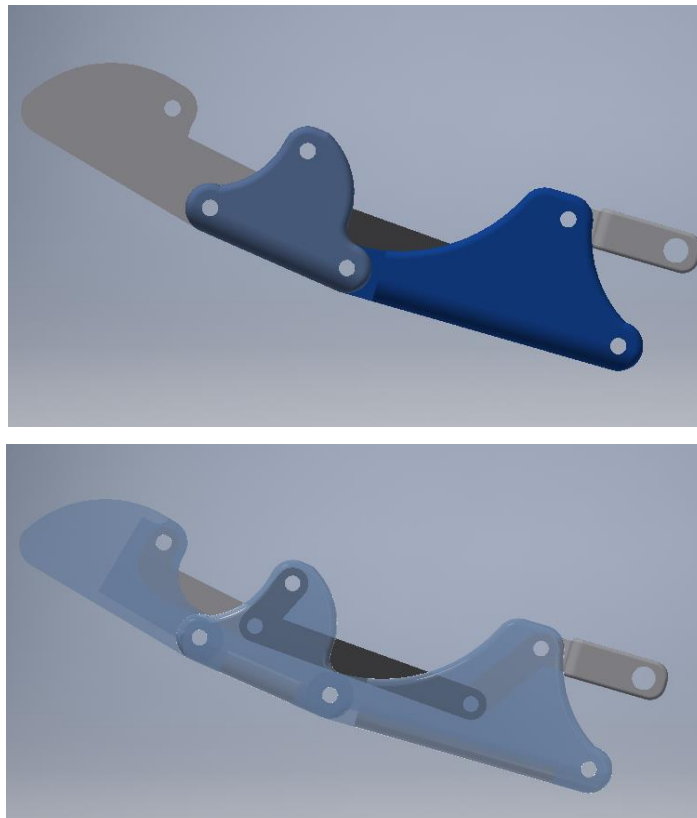
Ecuador no existe una normativa que especifique los datos en cuestión y el estudio de “Dimensiones antropométricas de población latinoamericana” no describe en detalle las dimensiones de las partes de la mano (Vargas Oscar, 2020).

#### 6.4.2. Diseño de las falanges proximales medial distal.

Para diseñar cada una de las falanges se tomó en cuenta la Norma DIN 33402 realizando un diseño aproximado a las características y condiciones de una persona de sexo masculino cuya edad oscila entre 60 y 64 años.

**Figura 27**

*Diseño de los falanges proximal, medial y distal.*



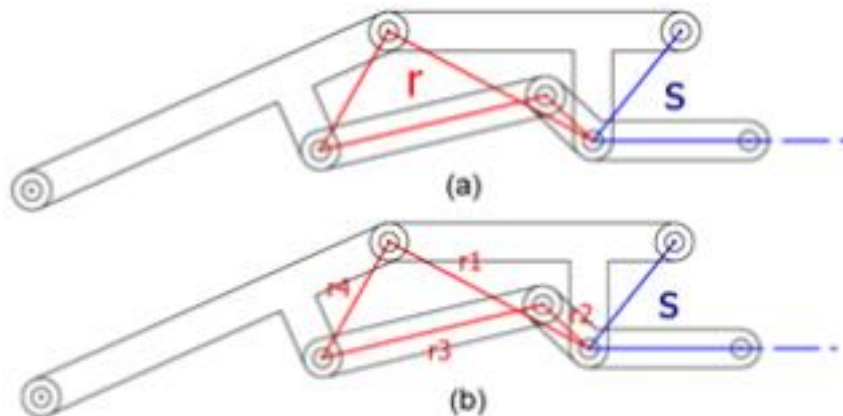
*Nota: Diseño final del falange proximal, medial y distal realizado en el software Autodesk Inventor 2019.*

### 6.4.3. Diseño del mecanismo de transmisión del movimiento

Para realizar el movimiento de los dedos se tomó en consideración el mecanismo de 4 barras para transmitir el movimiento desde el actuador lineal PQ-12 hasta las diferentes falanges de cada uno de los dedos. En la Figura 28 se identifican los mecanismos internos de movimiento: (1) mecanismos de cuatro barras “r” y (2) mecanismo manivela-corredera “s” (Vargas Oscar, 2020).

**Figura 28**

(a) Identificación de los mecanismos del dedo, (b) nomenclatura de las barras del mecanismo



*Nota: Se describe los mecanismo internos de los movimientos (Vargas Oscar, 2020).*

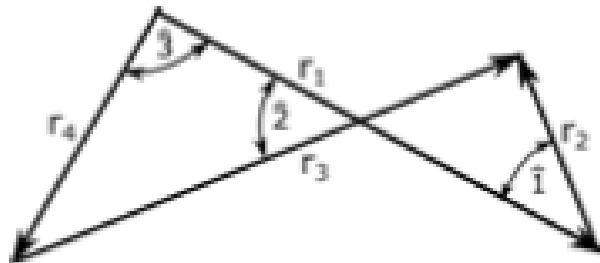
Para verificar la movilidad del mecanismo de cuatro barras se emplea la Condición de Grashof, la cual establece que para que exista un movimiento relativo de rotación continua entre dos elementos es necesario que la suma de las longitudes de los eslabones más corto y largo no supere a la suma de las longitudes de los otros dos, de esta manera se garantiza la continuidad del movimiento del mecanismo de cuatro barras, quedando la relación de los eslabones de la siguiente manera:

$$r_s + r_l = r_p + r_q \quad (11)$$

Donde: ( $r_s$ ) es el eslabón más largo, ( $r_s$ ) es el eslabón mas corto ( $r_p$ ) y ( $r_q$ ) los eslabones restantes. Verificada la condición de Grashof, no habrá puntos de discontinuidad en la movilidad. La Figura 29 muestra los nombres de los eslabones y ángulos respectivos para el análisis (Vargas Oscar, 2020).

### Figura 29

*Elementos del mecanismo de 4 barras*

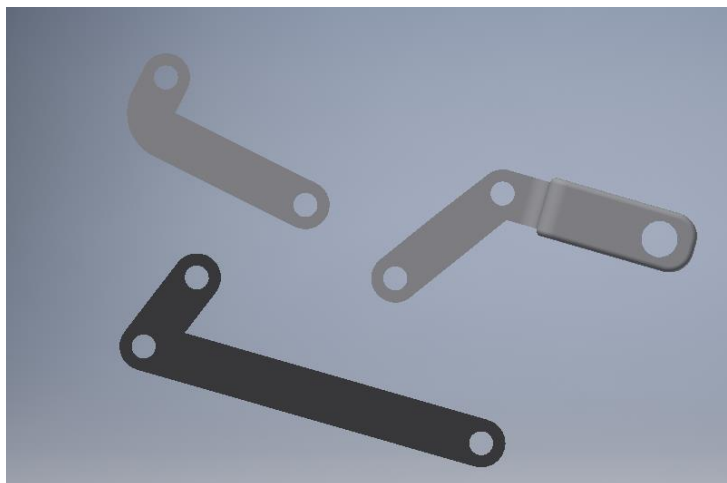


*Nota: Se observa los elementos del mecanismo de 4 barras y ángulos que forman entre sí (Vargas Oscar, 2020).*

Con las diferentes dimensiones se procedió a diseñar el mecanismo de barras en el software Autodesk Inventor 2019, los cuales posteriormente serán adaptados a las falanges de los dedos diseñados con dimensiones especificadas en la norma DIN 33 402. En la Figura 30 se puede observar el diseño de barras los cuales serán adaptadas a los falanges proximal, medial y distal.

### Figura 30

*Diseño de las barras proximal, medial y distal*

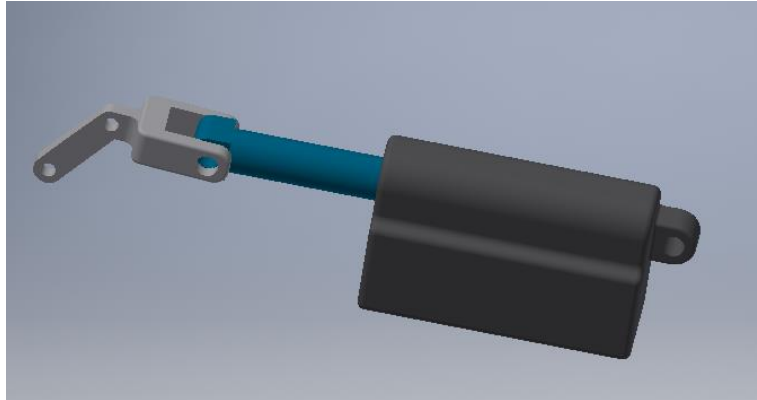


*Nota: Se indica el diseño de las barras proximal, medial y distal en el software Autodesk Inventor 2019.*

Además, la barra proximal del dedo se une al actuador lineal PQ -12 ubicado en la palma de la mano como se muestra en la Figura 31, logrando dar movimiento y colocar al dedo en diferentes posiciones.

**Figura 31**

*Barra de unión entre el actuador lineal y barra proximal.*



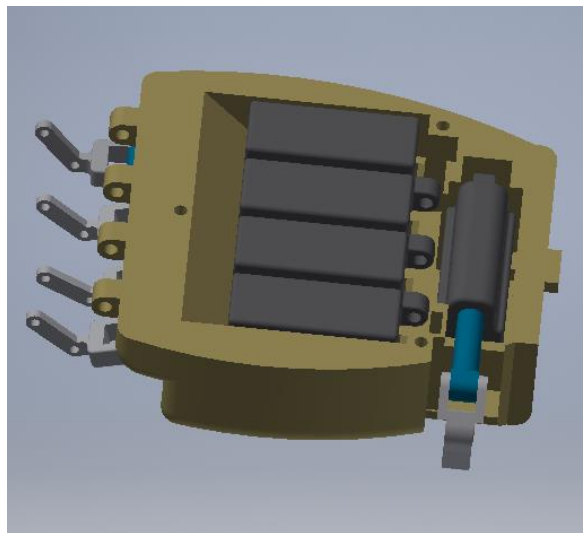
*Nota: Se aprecia la unión entre la barra proximal y el actuador lineal.*

#### 6.4.4. Diseño de la palma de la mano

Considerando la antropometría humana de la Norma DIN 33 402-2 se realizó diseño la palma como se observa en la Figura 32 con el objetivo de sostener las diferentes falanges que conforman los dedos y brindar apoyo en la sujeción de los diferentes objetos.

**Figura 32**

*Diseño de la palma*



*Nota: Se observa cómo van ubicados en los actuadores dentro de la palma.*

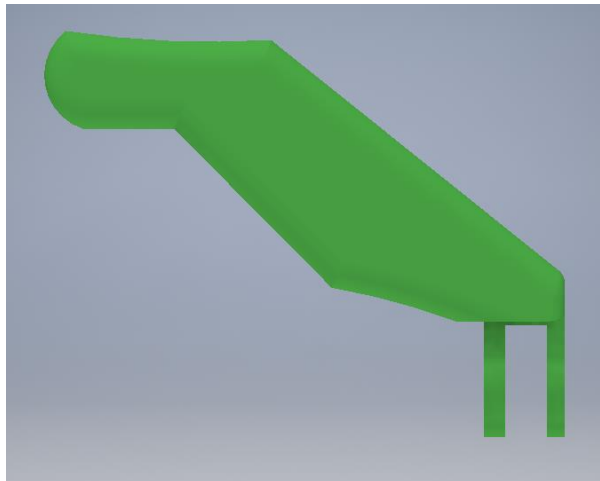
La palma cuenta con un diseño en donde cada uno de los actuadores lineales se pueden colocar dentro del mismo, además tiene una tapa removible, la cual permite el ensamblaje y el mantenimiento de los actuadores que se encuentran en el interior. La palma cuenta con un espacio en donde se puede colocar un actuador lineal para el movimiento de la falange del dedo pulgar.

### 6.4.5. Diseño del dedo pulgar

El dedo pulgar se diseñó de tal manera que pueda tener un desplazamiento y nos pueda facilitar el agarre de algunos objetos, las medidas fueron tomadas en base a las dimensiones antropométricas consideradas para una persona adulta la cual sirvió como modelo para realizar toda la prótesis de mano obteniendo resultados de diseño similares a una mano real.

**Figura 33**

*Diseño del dedo Pulgar*

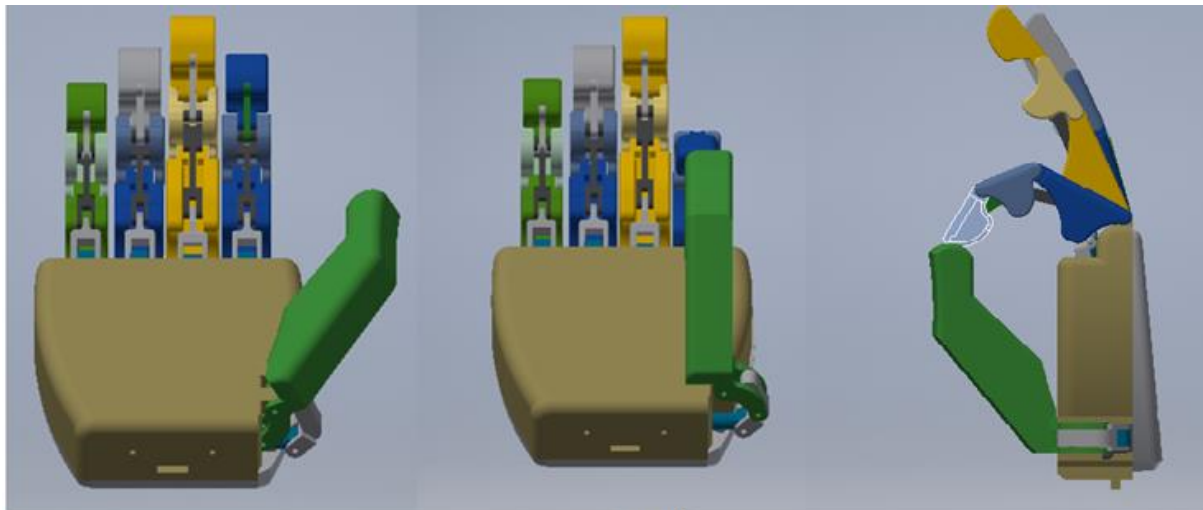


*Nota: Se aprecia diseño final del dedo pulgar.*

El diseño del dedo pulgar tiene un desplazamiento angular como se puede observar la Figura 34, que me permite tener diferentes tipos de agarre en conjunto con los demás dedos como, por ejemplo, el agarre de punta el cual consiste en juntar el dedo índice con el dedo pulgar y así presionar un objeto y lograr sostenerlo.

**Figura 34**

*Agarre de punta*



*Posición Inicial*

*Posición Final*

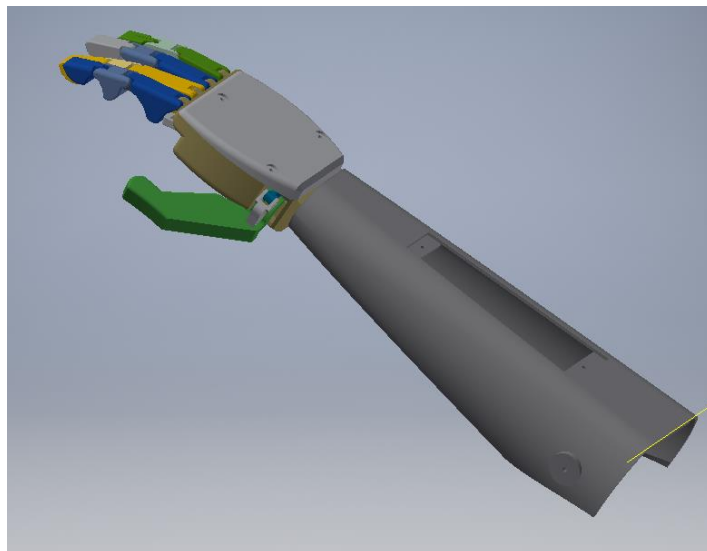
*Nota: Se indica la mano en su posición de agarre de punta.*

#### 6.4.6. Diseño del antebrazo

Para realizar el diseño del antebrazo se tomó las medidas de este de tal manera que el diseño generado se aproxime a un antebrazo real, dentro del mismo se considera el espacio para colocar los diferentes componentes de control y carga de la prótesis de mano como se puede observar en la Figura 35.

**Figura 35**

*Antebrazo*



*Nota: Se observa el diseño final de la prótesis completa realizado en el software Autodesk Inventor 2019.*

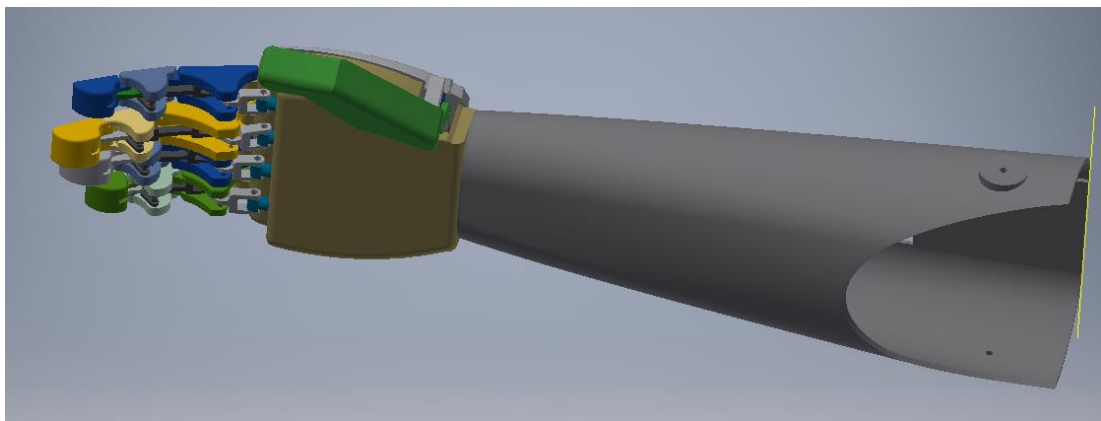
## 6.5. Construcción del prototipo.

### 6.5.1. Impresión 3D de la prótesis

Luego de realizar el diseño mecánico de cada una de las partes de la prótesis de mano como se puede observar en la figura 36 se procedió a realizar la impresión 3D de cada uno de los elementos dentro de la Universidad Politécnica Salesiana.

**Figura 36**

*Diseño de la prótesis de mano*



*Nota: En la presente imagen se visualiza el modelo final diseñado de la prótesis de mano para imprimir.*

El material definido para imprimir la prótesis de mano fue el PETG (tereftalato de polietileno Glicol), ya que tiene una buena resistencia química y mecánica, no desprende olores, tiene una resistencia a la temperatura de entorno entre los 80–90 °C y es reciclable. Por sus diferentes propiedades y características como se puede observar en la tabla 4 se considera el PETG el material adecuado para imprimir la prótesis de mano.

De la misma manera se procedió a realizar la impresión de cada una de las partes de la prótesis como se puede observar en la figura 37 obteniendo como resultado todas las partes mecánicas para posteriormente poder ensamblarla completamente.



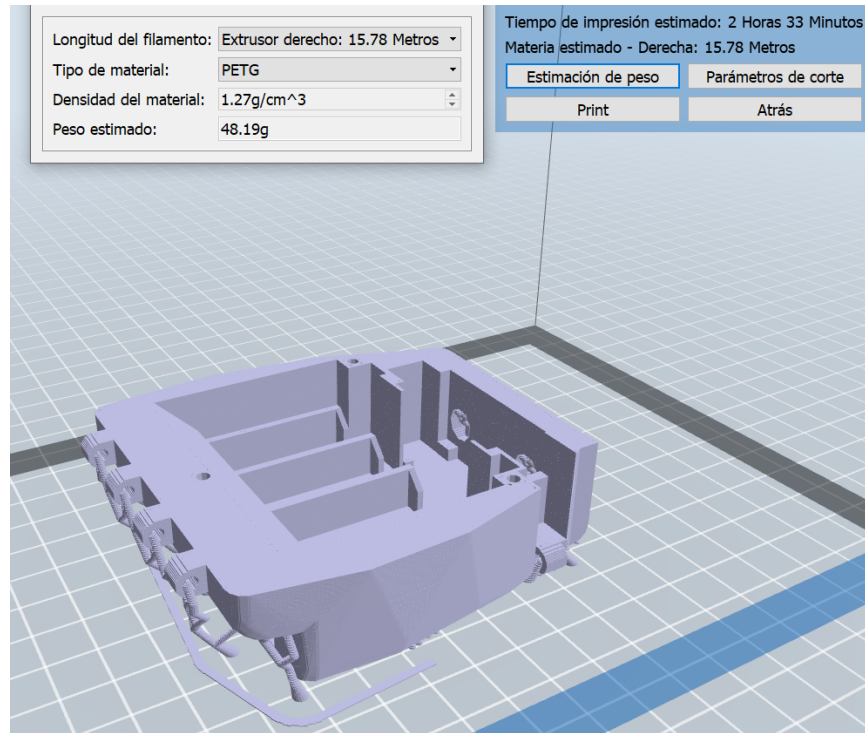
**Tabla 4***Propiedades del PETG*

Información general	
Material	PETG (Tereftalato de Polietileno Glicol)
Formato	Pack de 50 g Bobina de 0.75 kg
Densidad	1.27 g/cm <sup>3</sup>
Diámetro de filamento	1.75 ó 2.85 mm
Tolerancia de diámetro	±0.03 mm (1.75 mm) ±0.05 mm (2.85 mm)
Longitud filamento	±245 m (Ø 1.75 mm-0.75Kg) ±93 m (Ø 2.85 mm-0.75Kg)
Propiedades de impresión	
Temperatura de impresión	±235°C (215-245°C)
Temperatura de base/cama	60-90°C
Temperatura de cámara	No necesaria
Ventilador de capa	Recomendado
Velocidad de impresión	40 mm/s
Propiedades mecánicas	
Resistencia al impacto Izod (ASTM D256)	105 J/m
Resistencia a la tracción (ASTM D638)	50 MPa
Módulo de tracción (ASTM D638)	-
Resistencia a la flexión (ASTM D790)	69 MPa
Módulo de flexión (ASTM D790)	2100 MPa
Dureza superficial (ASTM D785)	Rockwell 108
Propiedades térmicas	
Temperatura reblandecimiento (ASTM D1525)	85°C

*Nota: En la presente tabla se describe las propiedades de impresión, mecánicas y térmicas del PETG. (Link ((Filament2print, 2020)).*

**Figura 37**

*Impresión 3D de la palma.*



*Nota: Se aprecia las características de la palma de mano para proceder a imprimir.*

## 6.5.2. Componentes Electrónicos

Para que el mecanismo de la prótesis de mano pueda realizar diferentes movimientos consta de varios componentes electrónicos como sensores actuadores baterías etc. los cuales se describen a continuación:

### 6.5.2.1. Actuador Lineal PQ-12.

Para realizar los diferentes movimientos de las falanges se usó el actuador lineal PQ-12 el cual posee una relación de engranajes de 63:1, el actuador y sus diferentes características de funcionamiento se puede observar en la Figura 38.

**Figura 38**

Actuador lineal PQ12



PQ12 Specifications			
Gearing Option	30:1	63:1	100:1
Peak Power Point	15N@15mm/s	30N @ 8mm/s	40N @ 6mm/s
Peak Efficiency Point	8N @ 20mm/s	12N@12mm/s	20N @ 8mm/s
Max Speed (no load)	28mm/s	15mm/s	10mm/s
Max Force (lifted)	18N	45N	50N
Max Side Load	5N	10N	10N
Back Drive Force	9N	25N	35N
Stroke	20 mm		
Input Voltage	6 or 12 VDC		
Stall Current	550mA @ 6V, 210mA @ 12V		
Mass	19g (P.S) 21g (R)		
Operating Temperature	-10°C to +50°C		
Positional Repeatability	±0.1mm		
Mechanical Backlash	0.25 mm		
Audible Noise	55dB @ 45cm		
Ingress Protection	IP-54		
Feedback Potentiometer	5kΩ±50%		
Limit Switches	Max. Current Leakage: 8uA		
Maximum Duty Cycle	20%		

Nota: Actuador lineal para realizar los diferentes movimientos de los dedos de la prótesis de mano (PQ12 Actual Size Benefits, 2016).

### 6.5.2.2. Sensor FSR DF9-40.

Sensor sensible que detecta la presión externa, la resistencia del sensor cambiará. La señal de presión se puede convertir en una salida de señal eléctrica correspondiente. El sensor será colocado en el dedo índice para realizar un sistema de control de fuerza (Pressure-Sensitive Characteristic Reference Circuit Pressure-Sensitive Graph, n.d.).

**Figura 39**

Sensor FSR DF9-40



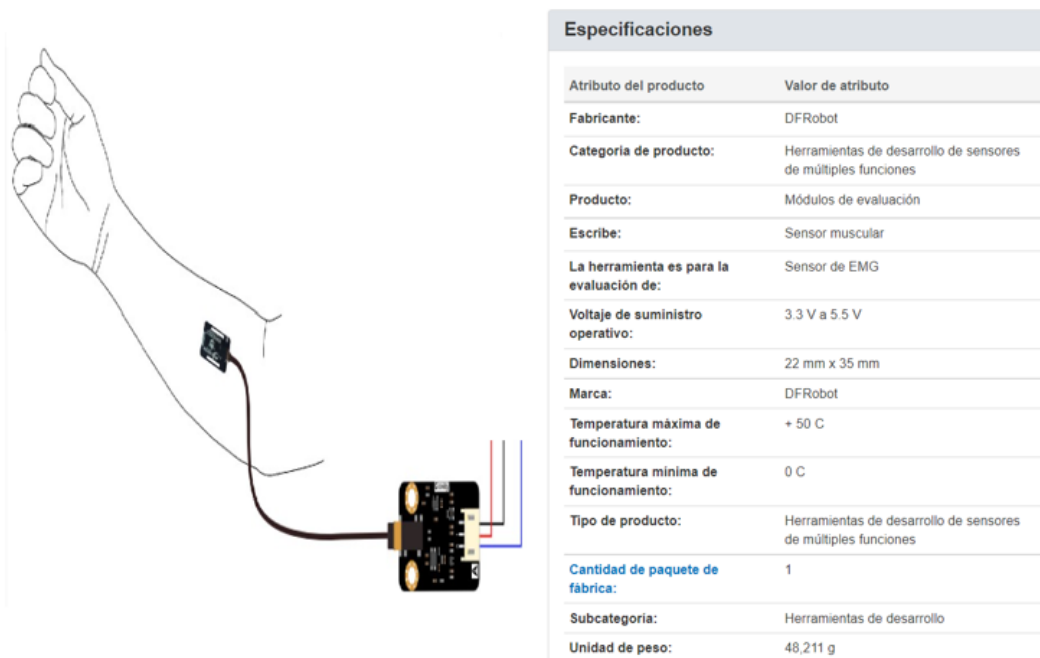
Performance	Parameter
Force Range	0-20kg
Thickness	< 0.3mm
Sensitive Point	< 70g
Repeatability	<±6.6%(50% of the load )
Precision	±5%
Durability	>1 Million times
Initial Resistance	>10MΩ(Unloaded)
Response Time	< 1ms
Recovery Time	< 15ms
Testing Voltage	DC 3.3V
Working Temp	-20°C - 60°C
EMI	N/A
ESD	N/A

Nota: Sensor FSR DF9-40 con sus propiedades ( Pressure-Sensitive Characteristic Reference Circuit Pressure-Sensitive Graph, n.d.).

### 6.5.2.3. Sensor Gravity: Analog EMG Sensor by OYMotion

Puede reflejar las actividades musculares del ser humano mediante la detección de EMG. Este sensor integra un circuito de filtrado y un circuito de amplificación. La intensidad de la señal depende de la actividad muscular. La forma de onda de la señal de salida indica la actividad muscular. En concreto, podemos utilizar el microcontrolador Arduino Due como controlador para detectar las actividades musculares, por ejemplo, comprobar si el músculo está tenso; la fuerza muscular; etc. (*Analog\_EMG\_Sensor\_by\_OYMotion\_SKU\_SEN0240-DFRobot, n.d.*).

**Figura 40**  
*Sensor Gravity*



*Nota: Se describe la función del sensor gravity el cual será usado para obtener las señales EMG (Analog\_EMG\_Sensor\_by\_OYMotion\_SKU\_SEN0240-DFRobot, n.d.).*

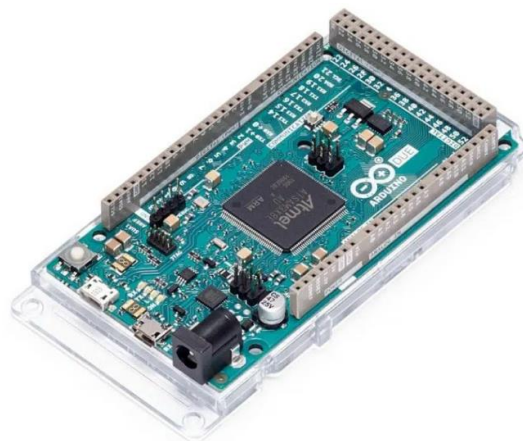
## 6.5.2.4. Arduino Due

Arduino Due tarjeta de desarrollo construida con un poderoso microcontrolador de 32 bit CortexM3 ARM el cual puede ser programado mediante el IDE de Arduino. Incrementa el poder de procesamiento de tus proyectos Arduino manteniendo una compatibilidad en el lenguaje de programación y otorgándote una migración de tarjeta en cuestión de minutos (*Arduino Due*, 2021).

El Arduino Due como se puede observar en la figura 44 posee 54 pines digitales de entrada y salida (de los cuales 12 pueden ser usados como salidas PWM), 12 entradas analógicas, 2 salidas analógicas, 4 UART (puertas seriales por hardware), cristal oscilador de 84MHz, una conexión compatible con USB-OTG, 2 TWI, Jack de poder, conexión JTAG también un botón reset y un botón borrar. Además, tiene otras geniales funcionalidades como audio, DMA, una librería experimental para multitareas y más (*Arduino Due*, 2021).

### Figura 41

*Arduino Due*



*Nota: En la presente imagen se indica el Arduino Due que será usado para la prótesis de mano (Arduino Due, 2021)*

### Características:

- Microcontrolador: AT91SAM3X8E.
- Voltaje de operación: 3.3V.
- Voltaje recomendado de entrada (pin Vin): 7-12V.

- Pines de entrada y salida digitales: 54 pines I/O, de los cuales 12 proveen salida PWM.
- Pines de entrada análogos: 12.
- Pines de salida análogos: 2.
- Corriente de salida total en los pines I/O: 130mA.
- Corriente DC máxima en el pin de 3.3V: 800mA.
- Corriente DC máxima en el pin de 5V: 800mA.
- Memoria Flash: 512 KB toda disponible para aplicaciones del usuario.
- SRAM: 96 KB (en dos bancos de: 64KB y 32KB).
- 

### 6.5.2.5. Batería Lipo Hubsan

Batería recargable que posee su propio cargador para realizar su carga como se observa en la figura 45, además tiene una capacidad nominal de 2700mAh a 7.4V con 2 celdas, se caracteriza por poseer larga duración para su completa descarga. Se uso esta batería para alimentar todo el circuito electrónico ya que ocupa 1Amperio de corriente, por lo cual tenemos una duración aproximada de la batera de 2h con 42 minutos.

**Figura 42**

*Batería Lipo Hubsan*



*Nota: en esta imagen podemos observar batería y cargador que será usada para la prótesis de mano.*

**Características:**

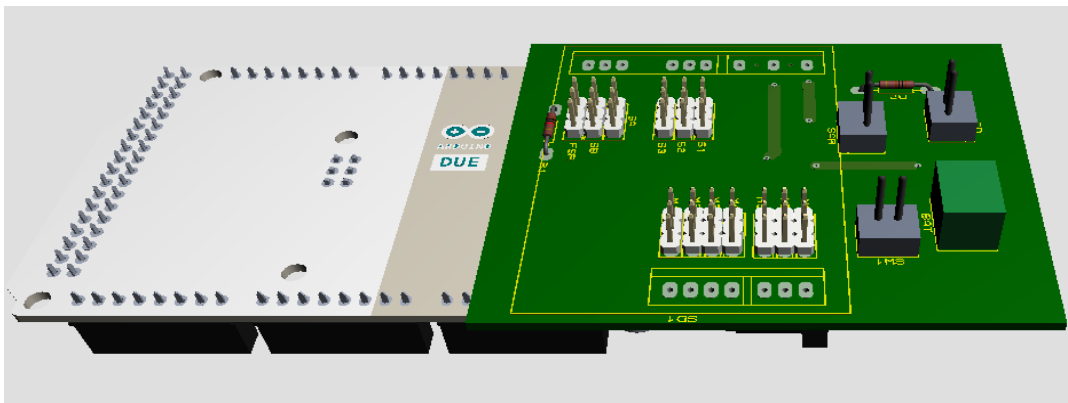
- Batería: batería Li-Po 2700 mAh.
- Tiempo de carga: 150 minutos aproximadamente.
- Peso: 3.70 onzas.
- Tamaño: 4.197 x 1.331 x 0.622 in.

### 6.5.3. Ensamble de los componentes eléctricos Electrónicos

Para realizar el ensamble de los componentes electrónicos como se puede observar en la Figura 43 de mejor manera se realizó una tarjeta electrónica en donde su función es facilitar las conexiones de la batería con los diferentes actuadores, sensores y Arduino Due ya que funcionan a diferente voltaje los diferentes dispositivos.

**Figura 43**

*Diagrama Electrónico*



*Nota: Tarjeta electrónica en donde serán conectados los diferentes sensores, actuadores, batería y el Arduino Due.*

Para realizar los cálculos del ancho de pista de la tarjeta electrónica se tomó en consideración el consumo de corriente de todos los componentes electrónicos el cual es de 1 Amperio teniendo como resultado:

Datos:

$$I = 1A$$

$$\Delta T = 50 - 25 = 25^{\circ}C$$

$$\text{Grosor} = 10z/ft^2$$

$$K1 = 0.0647$$

$$K2 = 0.4281$$

$$K3 = 0.6732$$

$$\text{Área} = \left( \frac{I}{k1 * \Delta T^{k2}} \right)^{1/k3}$$

$$\text{Área} = \left( \frac{1}{0.0647 * 25^{0.4281}} \right)^{1/0.6732} = 7.539$$

$$\text{Ancho} = \frac{\text{Area}}{\text{Grosor} * 1.378}$$

$$\text{Ancho} = \frac{7.539}{1 * 1.378} = 5.471 \text{th}$$

Donde:

I= Corriente que consume todo el circuito electrónico.

$\Delta T$  = Variación de temperatura (Temperatura máxima – Temperatura ambiente).

Grosor = Grosor de la capa de cobre de la placa PCB.

K1, k2, k3, = Constantes para el cálculo.

Ancho= Ancho de pista.

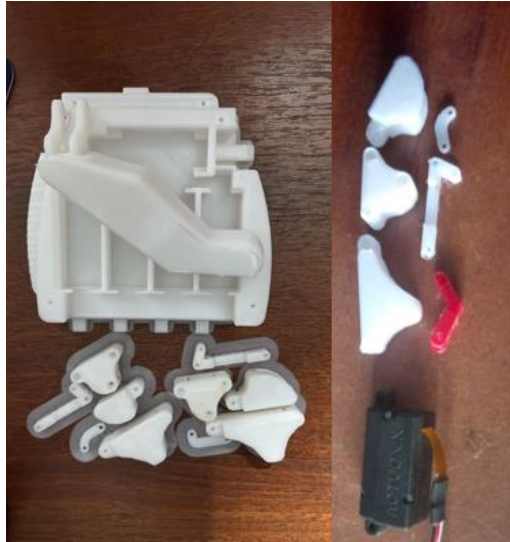
#### 6.5.4. Ensamble de la prótesis de mano

Posterior a realizar la impresión de los componentes mecánicos se procedió a ensamblar los mismos como se puede observar en la figura 44 los diferentes eslabones con las juntas y con los motores mismos que posterior fueron ubicados en la palma de la mano, luego de tener la mano ensamblada se procedió a unir con el antebrazo para obtener la prótesis de mano a nivel transradial, además se colocó dentro del antebrazo la parte electrónica como se observa en la figura 45 para así obtener un solo elemento que funcione de correctamente y realice sus diferentes movimientos.



**Figura 44**

*Ensamble de los componentes Mecánicos.*



*Nota: En esta imagen se visualiza los diferentes componentes mecánicos para ensamblar*

**Figura 45**

*Ensamble de los componentes electrónicos y mecánicos*



*Nota: En esta imagen se distinguen los componentes electrónicos dentro del antebrazo .*

## 6.6. Adquisición señales mioeléctricas y reconocimiento de movimientos

Para la programación correspondiente a los sensores mioeléctricos Gravity by OYMotion se utilizaron las librerías otorgadas por el fabricante. Estas librerías están enfocadas en el filtrado y la amplificación correspondiente de las señales adquiridas del

usuario con una tasa de muestreo de 500Hz. La programación fue realizada en Simulink, utilizando el bloque S-Function Builder en donde nos permite la compilación directamente con Arduino Due.

Posteriormente a la adquisición, se realiza una etapa de filtrado utilizando filtros digitales, un filtro de muesca para la línea eléctrica de 50Hz o 60Hz, un filtro pasa bajo para los ruidos superiores a 150Hz y un filtro pasa alto para los ruidos por debajo de 20Hz. Luego se establece la etapa donde se amplifica la señal mioeléctrica de  $\pm 1,5\text{mV}$  1000 veces. Posterior a este proceso con dichas señales se realiza un proceso estadístico que permite obtener una media móvil mediante la cual se realiza el reconocimiento de los movimientos correspondientes. En C/C++ Code Block que se encuentra en SIMULINK se procede a realizar la programación correspondiente a la adquisición de los sensores mioeléctricos.

```
/* Includes_BEGIN */
#include <math.h>

#ifdef MATLAB_MEX_FILE
#include <Arduino.h>
#include <EMGFilters.h>
#include <EMGFilters.cpp>

EMGFilters myFilter1;
EMGFilters myFilter2;
EMGFilters myFilter3;

SAMPLE_FREQUENCY sampleRate = SAMPLE_FREQ_500HZ;
unsigned long long interval = 1000000ul / sampleRate;
NOTCH_FREQUENCY humFreq = NOTCH_FREQ_60HZ;

//emg1
int dato1;
int datoFiltro1;

//emg1
int dato2;
int datoFiltro2;

//emg1
```

```

int dato3;
int datoFiltro3;

#define sq(x) ((x)*(x));

#endif
/* Includes_END */

/* Externs_BEGIN */
/* extern double func(double a); */
/* Externs_END */

void EMG_T_Start_wrapper(real_T *xD)
{
/* Start_BEGIN */
/*
 * Custom Start code goes here.
 */
/* Start_END */
}

void EMG_T_Outputs_wrapper(real_T *FSR,
    real_T *EMG1,
    real_T *EMG2,
    real_T *EMG3,
    const real_T *xD)
{
/* Output_BEGIN */
if (xD[0] == 1){
#ifdef MATLAB_MEX_FILE
    unsigned long long timeStamp = micros();

    analogReadResolution(12);

    FSR[0] = analogRead(A7);

    //EMG1
    dato1 = analogRead(A0);
    datoFiltro1 = myFilter1.update(dato1);
    EMG1[0] = sq(datoFiltro1);

    //EMG2
    dato2 = analogRead(A2);
    datoFiltro2 = myFilter2.update(dato2);
    EMG2[0] = sq(datoFiltro2);

```

```

//EMG3
dato3 = analogRead(A3);
datoFiltro3 = myFilter3.update(dato3);
EMG3[0] = sq(datoFiltro3);

# endif
}
/* Output_END */
}

void EMG_T_Update_wrapper(real_T *FSR,
    real_T *EMG1,
    real_T *EMG2,
    real_T *EMG3,
    real_T *xD)
{
/* Update_BEGIN */
if (xD[0]!=1){
    # ifndef MATLAB_MEX_FILE
        myFilter1.init(sampleRate, humFreq, true, true, true);
        myFilter2.init(sampleRate, humFreq, true, true, true);
        myFilter3.init(sampleRate, humFreq, true, true, true);
    # endif
        xD[0]=1;}
/* Update_END */
}
void EMG_T_Terminate_wrapper(real_T *xD)
{
/* Terminate_BEGIN */
/*
 * Custom Terminate code goes here.
 */
/* Terminate_END */
}

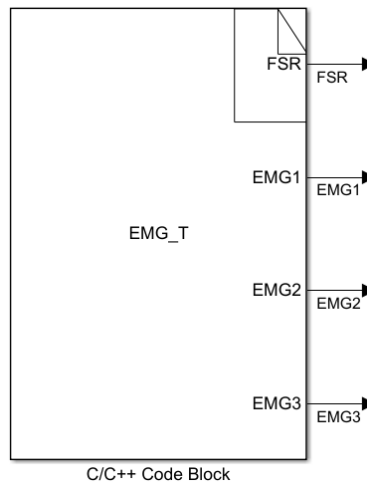
```

### 6.6.1. Reconocimiento de movimientos

Para la implementación del sistema de control se plantea en primera instancia la toma y reconocimiento de señales mioeléctricas y adquisición del sensor de carga FSR a través de un C/C++ Code Block (Figura 46), con la programación descrita en el punto 6.6.

## Figura 46

C/C++ Code Block



*Nota: Bloque de adquisición de señales mioeléctricas y señal del sensor FSR C/C++ Code Block.*

Posteriormente a la adquisición y reconocimiento de señales mioeléctricas a 500Hz, se procede a realizar una disminución a 100Hz, esto debido al procesamiento que tiene que realizar el microcontrolador Arduino Due, evitando el desborde de datos y la memoria del microcontrolador (Figura 47). Con los datos obtenidos de los 3 sensores, se consigue la media móvil donde de los valores umbral colocados va a depender el movimiento de la prótesis. Los movimientos fueron designados como:

Número 0, mano completamente abierta,

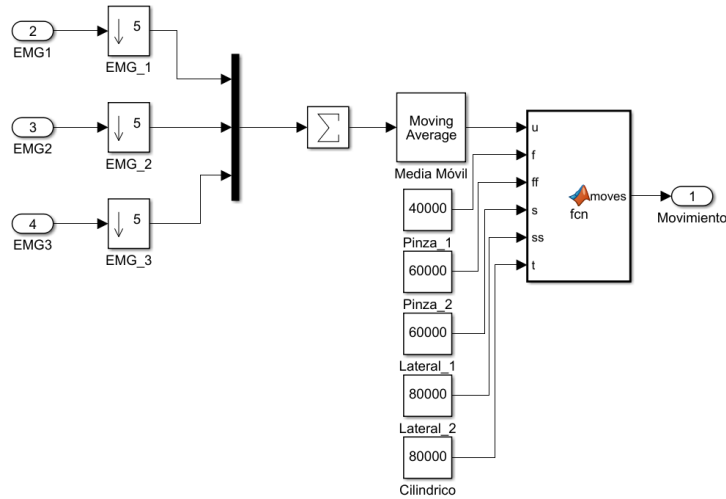
Número 1, agarre de punta,

Número 2, agarre lateral,

Número 3, agarre cilíndrico.

**Figura 47**

*Adquisición y reconocimiento de señales mioeléctricas*

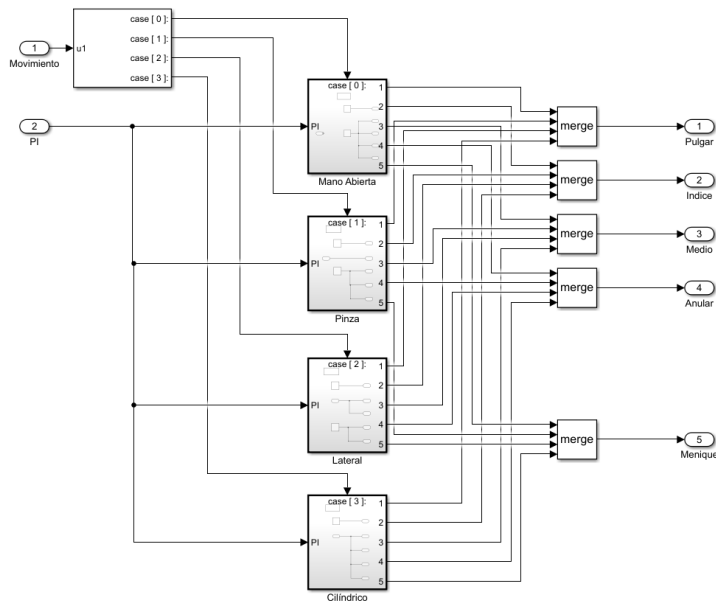


*Nota: Adquisición de señales mioeléctricas y reconocimiento de los movimientos propuestos a través de los valores del umbral.*

Finalmente, cuando se reconozca el movimiento que desee realizar el usuario, los datos son ingresados en un CASE para la identificación sea el movimiento 0, 1, 2 o 3 (Figura 48). Las salidas de cada movimiento son conectadas a los bloques de control para los servomotores.

**Figura 48**

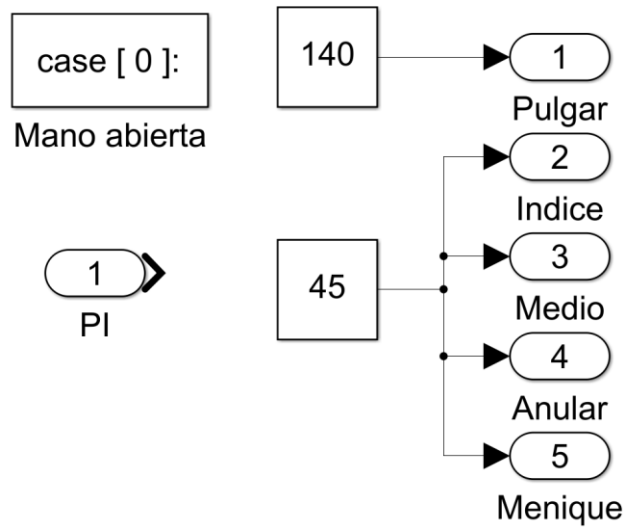
*Reconocimiento de movimientos*



*Nota: Depende del movimiento que se encuentre en los valores de umbral, la señal será redirigida al CASE correspondiente.*

**Figura 49**

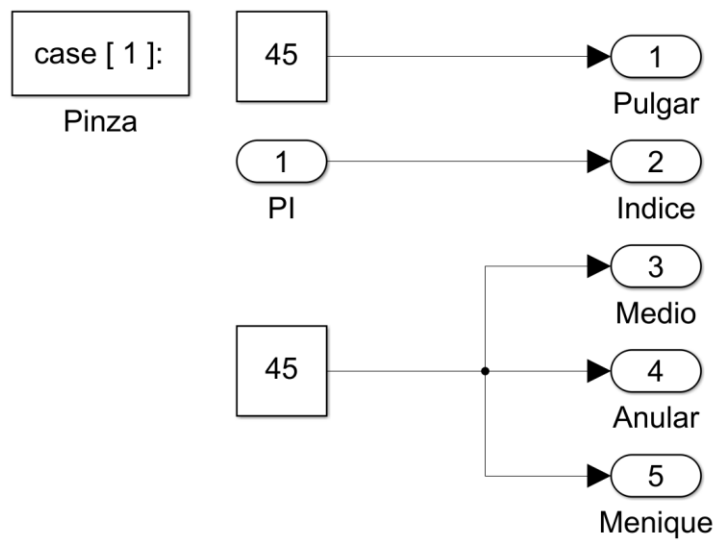
*CASE 0, Mano abierta*



*Nota: Todos los dedos se encuentran extendidos y el control PI no realiza ninguna función puesto a que no ejerce ninguna fuerza.*

**Figura 50**

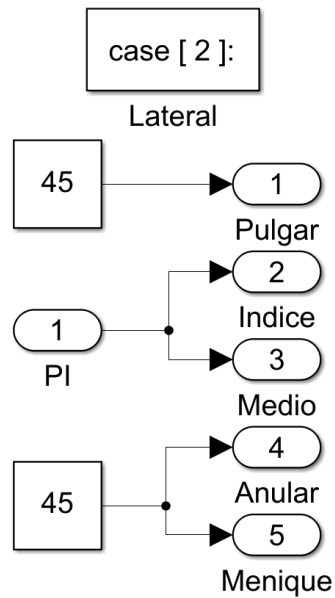
*CASE 1, Agarre de pinza*



*Nota: El dedo pulgar se desplaza al interior de la muñeca, el control PI será aplicado solamente en el dedo índice mientras que los demás dedos permaneces extendidos.*

**Figura 51**

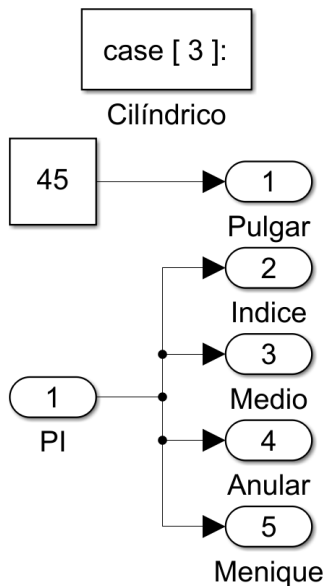
CASE 2, *Agarre lateral*



*Nota: El dedo pulgar se desplaza al interior de la muñeca, el control PI será aplicado en los dedos índice y medio mientras que los demás dedos permaneces extendidos.*

**Figura 52**

CASE 3, *Agarre Cilíndrico*



*Nota: El dedo pulgar se desplaza al interior de la muñeca y el control PI será aplicado todos los dedos de la mano.*



## 6.7. Sistema de control

La prótesis de mano se implementa usando los actuadores lineales PQ12 que poseen un sistema de control PID de posición incorporado, con lo cual con el objeto de reforzar dicho control y generar un proceso que permita controlar la fuerza que ejercen los dedos sobre los objetos en los diferentes agarres programados, se plantea el desarrollo de un sistema de control de fuerza. Dicho control se desarrolla usando el software MATLAB R2021a. Este sistema de control fue dividido en varias etapas que detallamos a continuación.

### 6.7.1. Ecuaciones del sensor FSR DF9-40 a Newtons Fuerza.

Para la conversión del sensor de carga FSR a Newtons Fuerza, es necesario la obtención de 3 ecuaciones. La primera corresponde a una ecuación de voltaje con referencia al ADC que nos otorga el microcontrolador Arduino Due. Nuestro voltaje de alimentación para el sensor FSR es de 3.3 Voltios que nos equivale a un valor correspondiente de 12 bits de 4095.

$$V_o = \frac{u(1) * 3.3 V}{4095} \quad (12)$$

Donde:

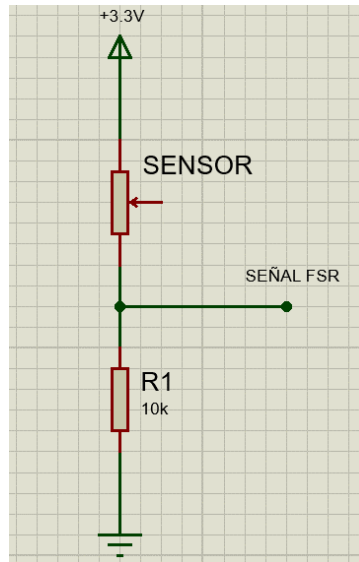
$V_o$  = voltaje de salida con un valor máximo de 3.3 voltios.

$u(1)$  = valor del FSR de 0 a 4095 correspondiente a los 12 bits del microcontrolador.

La segunda ecuación se obtiene a partir de un divisor de tensión que se realiza con el sensor de carga DF9-40 y con una resistencia que nos indica el Datasheet de 10kohms. Se obtiene una ecuación de un valor resistivo con referencia al voltaje de salida que nos otorga la primera ecuación.

### Figura 53

Divisor de tensión para el sensor DF9-40



Nota: Diagrama divisor de tensión para el sensor DF9-40 con una resistencia de 10kohms.

$$F_c = \left( \frac{3.3 \text{ V}}{V_o} - 1 \right) * 10000 \Omega \quad (13)$$

Donde:

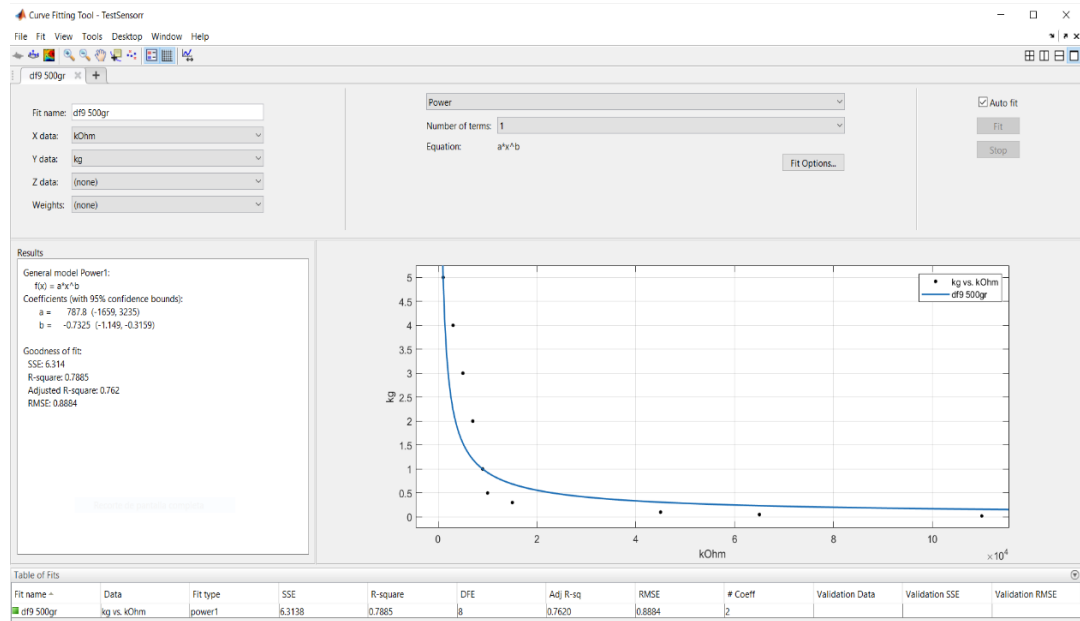
Fc = resistencia eléctrica (Kohm).

V<sub>o</sub> = voltaje con referencia al ADC.

El Datasheet que nos ofrece el fabricante del sensor FSR DF9-40, nos otorga una curva donde se muestra la fuerza aplicada con la resistencia obtenida durante dicho esfuerzo. A partir de esta curva usando CURVE FITTING TOOL, aplicación en el software MATLAB R2021a, se obtiene la última ecuación, que relaciona la carga aplicada en el sensor expresada como una función de resistencia eléctrica (Kohm) y la medición de fuerza del sensor que se representa en Kilogramos.

**Figura 54**

*Curve Fitting Tool*



*Nota: Con los puntos que nos otorga el fabricante mediante el datasheet del sensor FSR DF9-40, se obtiene a través de Curve Fitting Tool una ecuación donde se relaciona la resistencia eléctrica (kohms) y kilogramos (kg).*

$$F = 787.8 * x^{-0.7325} \quad (14)$$

Donde:

F = peso en kilogramos.

x = resistencia eléctrica (Kohm).

Finalmente, con las 3 ecuaciones obtenidas se determina que con una señal que nos da el sensor de carga FSR se tiene como resultado un valor en kilogramos que al multiplicar con la constante de gravedad  $9.81 \frac{m}{s^2}$  se realiza la conversión a Newtons Fuerza, como se indica en la Figura 55.

**Figura 55**

*Ecuaciones para la obtención de Newtons-Fuerza*



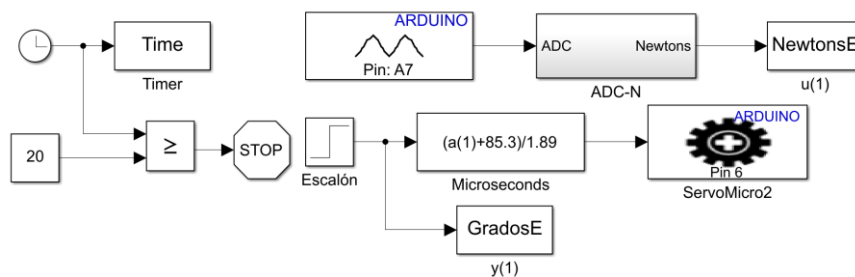
*Nota: Programación en bloques realizada en Matlab dónde la señal de entrada es analógica del sensor FSR y se obtiene como resultado un valor numérico equivalente a Newtons-Fuerza.*

## 6.7.2. Identificación del sistema

La identificación del sistema se realizó empleando SIMULINK, donde se aplica un escalón unitario de 180, generando un voltaje de salida hacia la señal de control del motor correspondiente a 5 voltios durante 15 segundos para producir el movimiento del servomotor y de esta manera el sensor FSR nos otorgue una curva de fuerza cuando se le aplique una carga, obteniendo el modelo dinámico del sistema.

**Figura 56**

*Programa para obtener el modelo dinámico del sistema*



*Nota: Programación en bloques para la obtención del modelo dinámico a través del movimiento de la prótesis y del sensor FSR.*

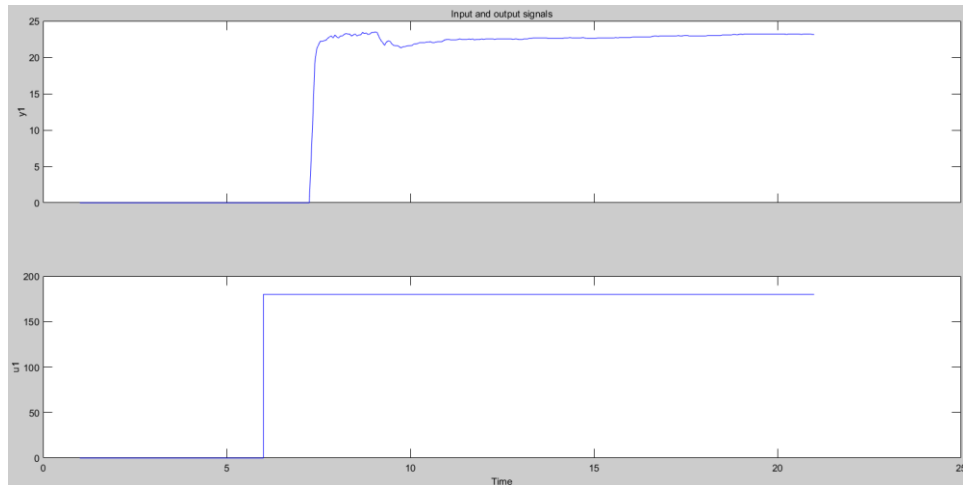
De dicho proceso se obtuvieron las curvas observadas en la Figura 57, en donde  $u_1$  corresponde al escalón con un valor de 180 grados y  $y_1$  corresponde al valor en Newtons del sensor FSR, donde se obtiene un valor máximo de 22.8 Newtons.

De acuerdo con el fabricante del motor la señal de ingreso al pin de control corresponde a un PWM de 5Voltios. Un pulso de 2 ms permite la retracción completa del vástago y 1ms indica que se extiende por completo. El bloque de la Figura 56,

denominado microsegundos, permite determinar el ancho del pulso generado, siendo en este caso de 1 microsegundo.

### Figura 57

*Curvas obtenidas de los grados y Newtons*

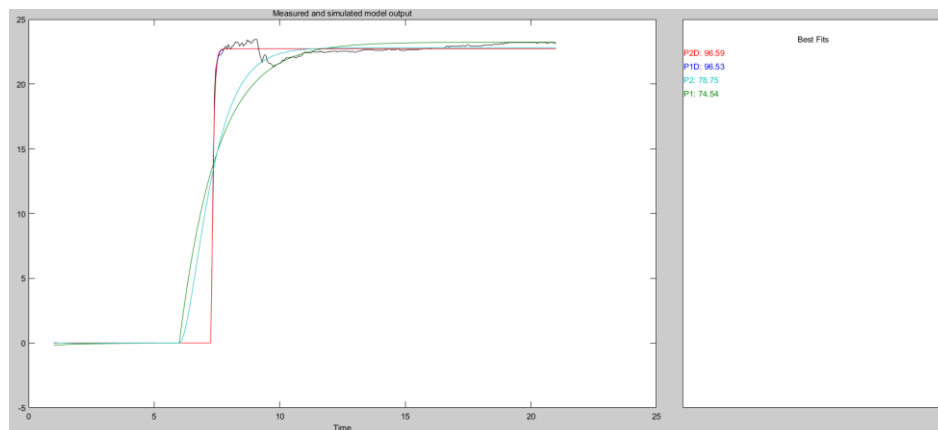


*Nota: Estas curvas son producto del programa ilustrado en la figura 56 en donde se observa u1 la señal del escalón con un valor de 180, equivalente a 5Voltios y y1 como la señal de fuerza del sensor FSR en Newtons.*

Estas curvas fueron ingresadas a la aplicación de MATLAB llamada SYSTEM IDENTIFICATION, en donde, como su nombre lo indica podremos obtener una ecuación de nuestro modelo mecánico y elegir el número de polos, ceros y retrasos en el tiempo en nuestro sistema para su estabilidad. En este caso se eligieron varias opciones en las cuales están con un polo, con un polo y delay, dos polos, dos polos y delay (Figura 58).

### Figura 58

*Identificación del Sistema*



*Nota: Diferentes curvas del sistema que nos otorga el System Identification.*

### 6.7.3. Sistema de control PI

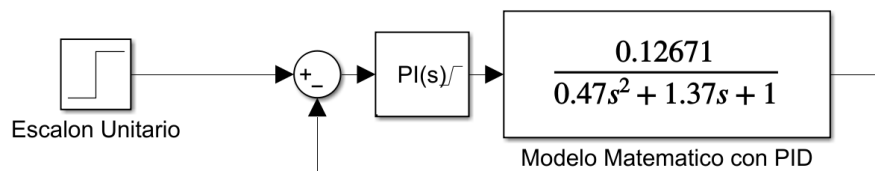
A partir de las ecuaciones resultantes del modelo mecánico, se realizaron pruebas empleando SIMULINK que permitieron determinar la estabilidad del sistema en lazo cerrado observando que una ecuación con dos polos presenta una similitud de un 78.75%.

$$F(s) = \frac{0.12671}{0.47s^2 + 1.37s + 1} \quad (15)$$

Con la ecuación que describe el sistema (19), se procede a determinar los valores correspondientes al control proporcional integrador. Hay que tomar en cuenta que cuando se realizó la identificación del sistema, el sensor captó un valor máximo de 22.8 Newtons.

**Figura 59**

*Tunning PI mediante Simulink*



*Nota: Se indica el Tunning PI en Simulink para obtener los valores proporcionales, derivativos e integrales usando la ecuación 19.*

Haciendo uso de la herramienta TUNE, encontrada en el bloque PI de SIMULINK, nos permite obtener los valores proporcionales e integrales que presenten una mejor respuesta para el sistema diseñado. Los valores que definen nuestro controlador es el tiempo de asentamiento del sistema, que en este caso no debe ser mayor a 5 segundos ya que el movimiento de la prótesis debe ser suave para alcanzar la fuerza establecida mediante el sensor FSR, además contar con un sobre impulso no más del 10% para evitar un daño en el servomotor por sobrecarga, obteniendo:

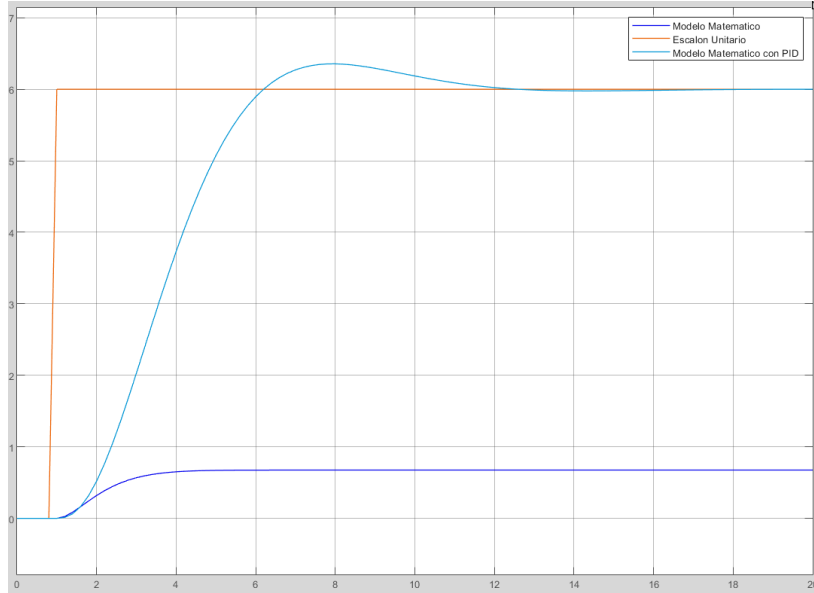
$$P = 0.245351261420682$$

$$I = 13.212441112687$$

En la Figura 60 se observa la respuesta del sistema con la implementación del controlador proporcional e integral.

**Figura 60**

*Controlador PI*

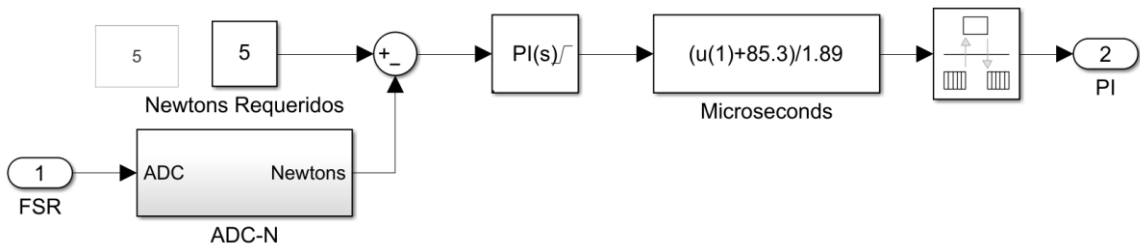


*Nota: Comportamiento del controlador proporcional integral con la ecuación que describe el sistema (19).*

Todas las ecuaciones obtenidas en las diferentes etapas del control, con los valores correspondientes al controlador proporcional e integral permiten simular el controlador en SIMULINK (Figura 61).

**Figura 61**

*Sistema de control de fuerza*



*Nota: Programación en bloques del sistema de control de fuerza utilizando como retroalimentación el sensor FSR.*

## 6.8. Funcionamiento

Para el inicio del funcionamiento del prototipo se debe obtener los diferentes puntos de referencia para los movimientos propuestos a través de la colocación del brazalete que tiene incorporados 3 sensores mioeléctricos, esto se realiza mediante el programa descrito en el punto 6.6.

### Figura 62

*Brazalete con 3 sensores mioeléctricos*



*Nota: En esta imagen se visualiza la ubicación de los sensores en el brazo.*

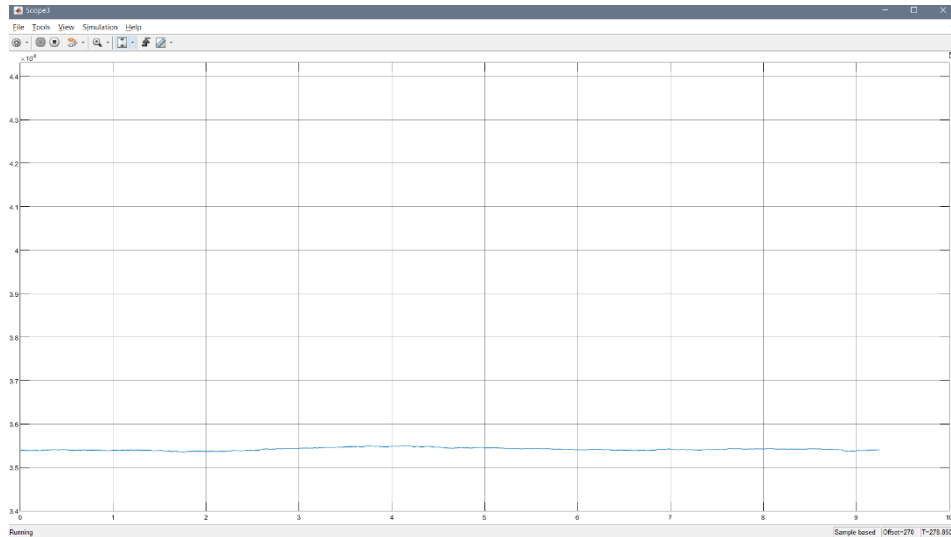
Al colocarse el brazalete, se proyecta una media móvil de los datos de los 3 sensores mioeléctricos, en donde al estabilizarse (Figura 63), se considera el punto de referencia. A partir de este punto de referencia, se proyecta un rango para cada uno de los movimientos. Los rangos para cada movimiento varían dependiendo de la persona y de la fuerza que este aplique.

Además, en la programación inicial realizada en MATLAB, se puede colocar los Newtons-Fuerza deseada para que el sistema de control actúe sobre el prototipo, tomando en cuenta que la fuerza máxima es de 22.8 Newtons.



## Figura 63

### Punto de referencia menores a 36000



*Nota: En los valores menores a 36000 se realiza el movimiento 0, es decir, la mano completamente abierta.*

A partir del setpoint colocado en 36000, tendremos que:

Mano abierta: valores menores a 36000.

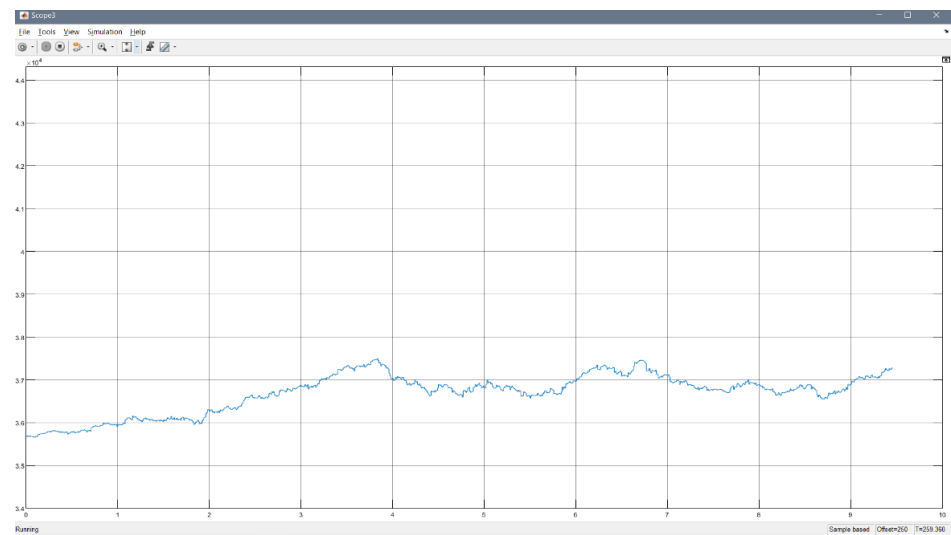
Agarre de punta: valores entre 36000 y 38000.

Agarre lateral: valores entre 38000 y 40000.

Agarre cilíndrico: valores mayores a 40000.

## Figura 64

### Espectro de agarre de pinza



*Nota: Valores entre 36000 y 38000 se realiza el movimiento 1, agarre de punta.*

**Figura 65**

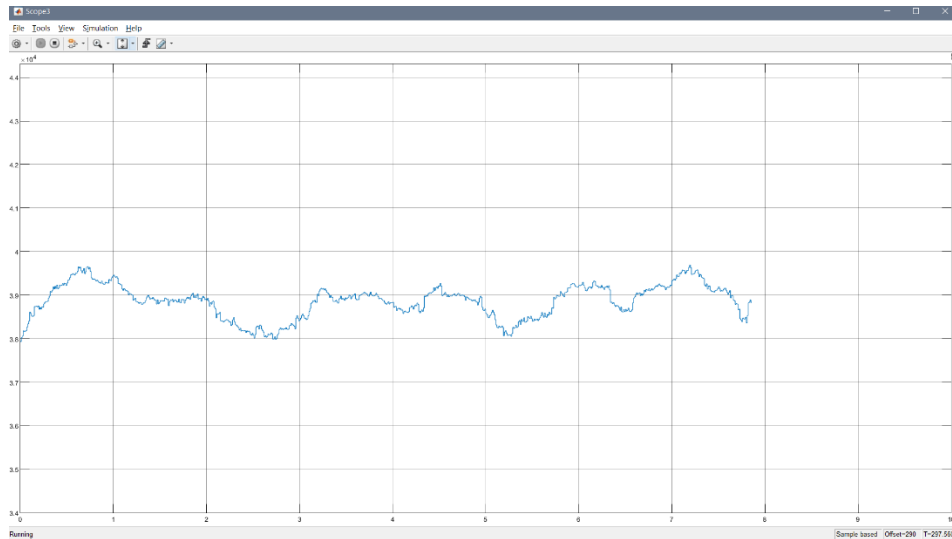
*Agarre de punta*



*Nota: En esta imagen se observa el agarre de punta realizada por la prótesis.*

**Figura 66**

*Espectro de agarre lateral*



*Nota: Valores entre 38000 y 40000 se realiza el movimiento 2, agarre lateral.*

### Figura 67

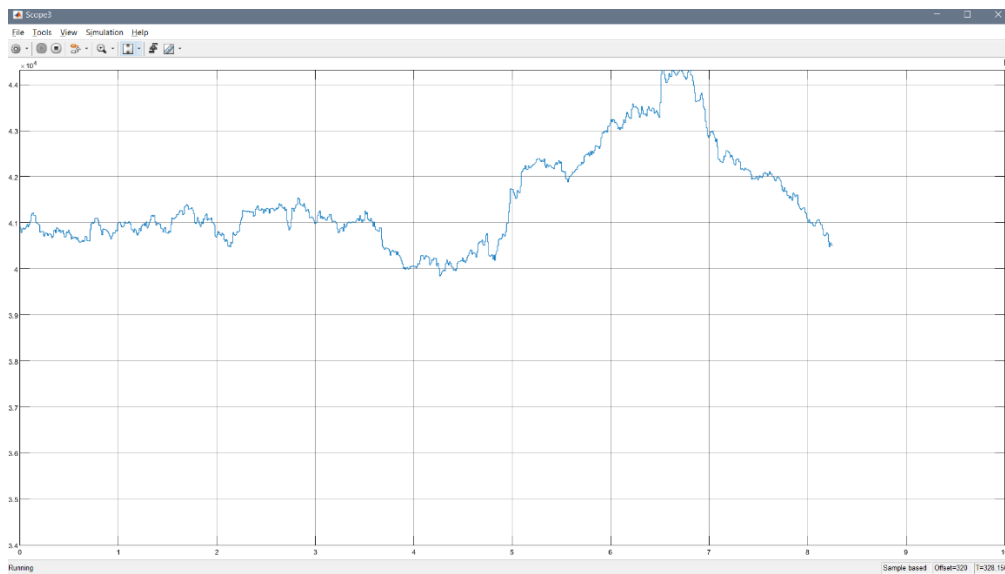
*Agarre lateral*



*Nota: En esta imagen se puede apreciar como se da el agarre lateral realizada por la prótesis.*

### Figura 68

*Espectro de agarre cilíndrico*



*Nota: Se observa que al tener valores mayores a 40000 se realiza el movimiento 3 (agarre cilíndrico).*

Los movimientos y la duración de estos están condicionados a la fuerza que la persona aplique y al tiempo que pueda mantener la misma, lo cual permite mantener los valores de la señal entre los distintos rangos para el reconocimiento de cada movimiento.

## 7. Resultados

### 7.1. Condiciones iniciales de diseño

El diseño mecánico factible y funcional se obtuvo a través de parámetros iniciales como las medidas antropométricas y análisis cinemático, los cuales se obtuvieron mediante la comparación de un robot de 3 grados de libertad, en donde su accionamiento se realiza en las 3 juntas.

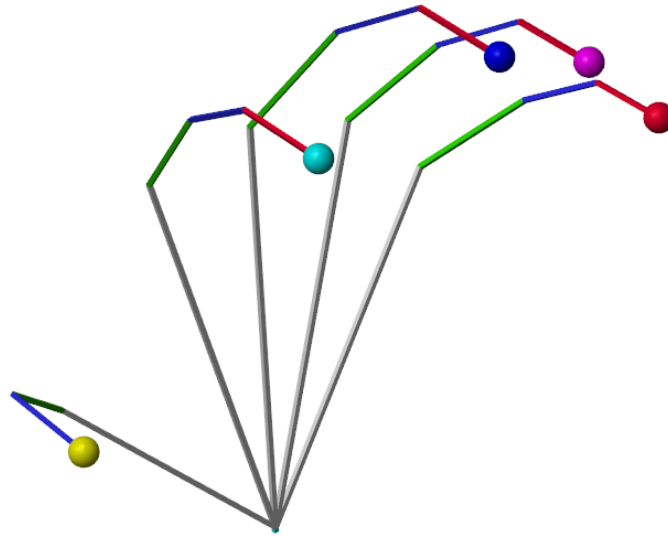
Mediante el uso de SIMULINK-MATLAB, se obtuvo la función de transferencia del prototipo con el cual se realizó el controlador proporcional, e integral. La retroalimentación necesaria para el controlador son los Newtons-Fuerza que nos otorga el sensor de carga con la cual se produce la flexión y extensión de los dedos mediante los grados otorgados a los actuadores, con la señal de media móvil electromiográficas.

### 7.2. Modelado y simulación en Simulink de Cinemática directa.

Para la simulación correspondiente de la cinemática directa mediante Matlab-Simulink, se realizó empleando la librería Multibody como se puede observar en la Figura 69 donde se modeló cada dedo mediante eslabones y usando las ecuaciones obtenidas con el método geométrico, obtenemos la posición final de cada dedo como se muestra en la Figura 70.

**Figura 69**

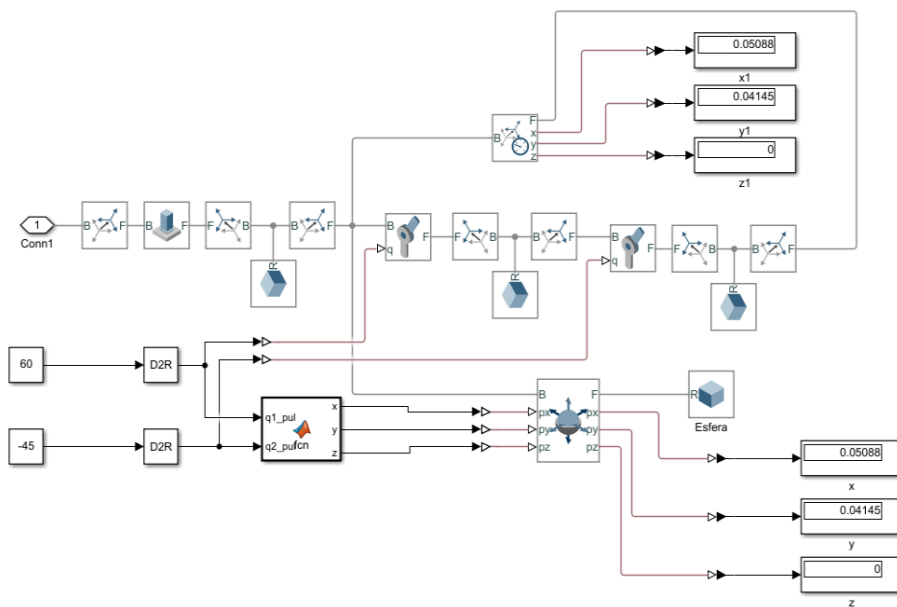
*Esquema de simulación en Simulink de cinemática directa*



*Nota: la presente imagen detalla los eslabones que fueron simulados en Simulink para obtener la posición final de cada uno.*

**Figura 70**

*Construcción por Multibody de cinemática directa del dedo pulgar*



*Nota: Programción en bloques de la cinemática directa del dedo pulgar para la obtención de la posición final de la punta del dedo.*

A continuación, se muestra en la Tabla 5 los datos utilizados tanto por método geométrico de las ecuaciones obtenidas como en Simulink. La unidad de medida de L1,

L2, y L3 son milímetros, mientras que la unidad de  $\varphi_1$ ,  $\varphi_2$  y  $\varphi_3$  se encuentran en grados. En la Tabla 6 se pueden observar los datos obtenidos en X, Y y PHI.

**Tabla 5**

*Datos para las simulaciones de cinemática directa*

Dedo	Datos					
	L1(mm)	L2(mm)	L3(mm)	$\varphi_1(^{\circ})$	$\varphi_2(^{\circ})$	$\varphi_3(^{\circ})$
Pulgar	38	33	-	60	-45	-
Índice	45	31	25	50	-15	-30
Medio	49	35	26	50	-15	-30
Anular	34	27	22	50	-15	-30
Menique	30	20	19	50	-15	-30

*Nota: Los datos para las simulaciones son la longitud de los eslabones en milímetros y el ángulo de cada uno de ellos en grados.*

**Tabla 6**

*Valores obtenidos en simulaciones de cinemática directa*

Dedo	MÉTODO GEOMÉTRICO			SIMULINK		
	X (mm)	Y (mm)	PHI ( $^{\circ}$ )	X (mm)	Y (mm)	PHI ( $^{\circ}$ )
Pulgar	50.87	41.45	15.00	50.88	41.45	15.00
Índice	79.22	54.43	5.00	79.22	54.43	5.00
Medio	86.06	59.877	5.00	86.07	59.88	5.00
Anular	65.88	43.44	5.00	65.89	43.45	5.00
Menique	54.59	36.10	5.00	54.59	36.11	5.00

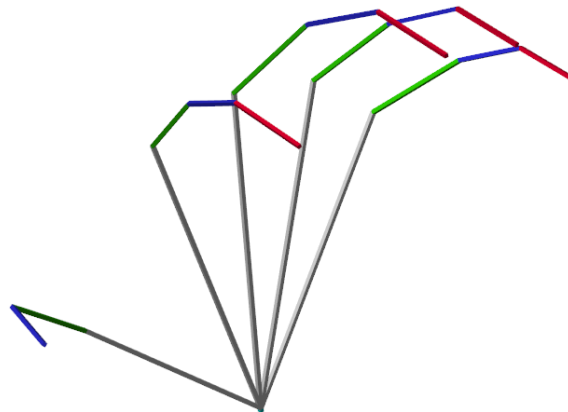
*Nota: Comparación de los resultados entre método geométrico y simulación en Simulink.*

### 7.3. Modelado y simulación en Simulink de Cinemática inversa.

Para la simulación correspondiente de la cinemática inversa mediante Matlab-Simulink, se realizó mediante la librería Multibody donde se modelo cada dedo mediante eslabones y con las ecuaciones obtenidas con el método geométrico, obtenemos los ángulos correspondientes a  $\varphi_1$ ,  $\varphi_2$  y  $\varphi_3$ .

**Figura 71**

*Esquema de simulación en Simulink de cinemática inversa*



*Nota: En la presente imagen se observa los eslabones que fueron simulados en Simulink para obtener la posición final de cada uno.*

A continuación, se muestra en la Tabla 7 los datos utilizados tanto por método geométrico de las ecuaciones obtenidas como en Simulink. La unidad de medida de L1, L2, L3, X y Y son milímetros, mientras que la unidad de  $\theta$  se encuentran en grados, mientras que en la Tabla 5 se muestran los datos obtenidos en  $\varphi_1$ ,  $\varphi_2$  y  $\varphi_3$ .

**Tabla 7**

*Datos para las simulaciones para cinemática inversa*

	Datos					
Dedos	L1(mm)	L2(mm)	L3(mm)	X (mm)	Y (mm)	PHI (°)
Pulgar	38	33	-	38.41	53.20	-
Índice	45	31	25	79.22	54.43	5
Medio	49	35	26	86.06	59.87	5
Anular	34	27	22	65.88	43.44	5
Menique	30	20	19	54.59	36.10	5

*Nota: Los datos para las simulaciones son la longitud de los eslabones en milímetros y la posición final de los eslabones en milímetros.*

**Tabla 8***Valores obtenidos en simulaciones de cinemática inversa*

Dedo	MÉTODO GEOMÉTRICO			SIMULINK		
	$\varphi_1$ (°)	$\varphi_2$ (°)	$\varphi_3$ (°)	$\varphi_1$ (°)	$\varphi_2$ (°)	$\varphi_3$ (°)
<b>Pulgar</b>	74.9	-44.9	-	75.0	-45.0	-
<b>Índice</b>	50.0	-14.9	-30.0	50.0	-15.0	-30.0
<b>Medio</b>	49.9	-14.9	-30.0	50.0	-15.0	-30.0
<b>Anular</b>	49.9	-14.9	-30.0	50.0	-15.0	-30.0
<b>Meñique</b>	49.9	-14.9	-30.0	50.0	-15.0	-30.0

*Nota: Comparación de los resultados entre método geométrico y simulación en Simulink.*

## 7.4. Sistema de control.

El sistema de control fue realizado mediante programación de bloques en el software Matlab-Simulink. En la sección 6.7 se muestra detalladamente el proceso que se siguió para la obtención de las diferentes secciones del cual está compuesta el sistema de control.

Las señales mioeléctricas fueron obtenidas por 3 sensores OYMotion Gravity. De estas señales fue obtenida una media móvil donde se procede a encontrar un punto de referencia sin aplicar una fuerza en estos sensores. A partir de esta señal de referencia se encuentran rangos de fuerza para cada movimiento propuesto.

Para el sistema de control FSR, se obtuvo la señal a un muestreo de 500Hz. Esta señal analógica pasa por varias ecuaciones detalladas en la sección 6.7.1, en donde finalmente se obtiene una respuesta numérica referente a Newtons-Fuerza. El bloque cerrado del control PI se observa en la Figura 52. Anteriormente se obtiene el modelo dinámico de la prótesis realizada con Matlab (sección 6.7.2).

## 7.5. Diseño y construcción del prototipo

Para la manufactura del prototipo se verificó la correcta impresión 3D de los diferentes componentes: eslabones, falanges, palma y antebrazo, además de el correcto funcionamiento de los componentes electrónicos: actuadores lineales, sensores



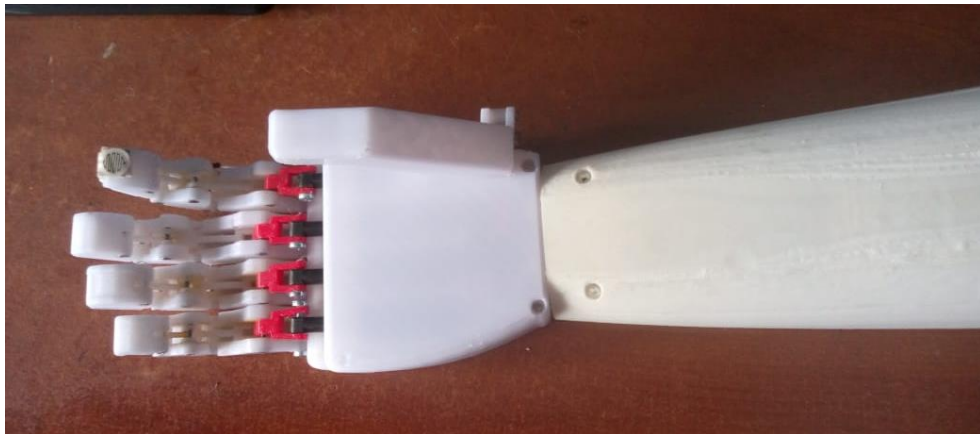
mioeléctricos, batería y microcontrolador. Todos los componentes electrónicos se encuentran correctamente distribuidos dentro del antebrazo, haciendo de este un prototipo liviano para el paciente.

El diseño de la prótesis cuenta con un brazalete en donde están ubicados todos los sensores mioeléctricos para posteriormente puedan ser colocados a la altura del bíceps de manera eficiente y segura.

La prótesis de mano está diseñada de tal manera que todas partes mecánicas y electrónicas puedan ser manipuladas para su respectivo mantenimiento o a su vez realizar el cambio de alguna de sus piezas en caso de que se presentara algún daño o desperfecto como se puede observar en la figura 72.

### **Figura 72**

*Prótesis para amputación transradial*



*Nota: En esta imagen se observa la prótesis de mano ensamblada*

Se realizó el diseño de una placa PCB en donde se conecta los motores sensores y microcontrolador teniendo como objetivo reducir el espacio al momento de ensamblar de tal manera que se realice una sola conexión a la fuente de alimentación todos los dispositivos eléctricos.

## 7.6. Funcionamiento del prototipo

Una vez ensamblada la parte electrónica y mecánica de la prótesis de mano se realizó diferentes tipos de pruebas de funcionamiento con lo cual se pudo observar que se pueden realizar los tres movimientos de manera correcta de acuerdo con lo establecido, controlando los diferentes movimientos de la mano como son agarre cilíndrico, agarre lateral y agarre de punta, según la fuerza que se ejerza en el musculo del bíceps.

Para comprobar la funcionalidad del prototipo se realizaron diferentes tipos de pruebas para cada movimiento en donde la mano estará completamente abierta, es decir, los actuadores lineales estarán desplazados hasta su límite como se observa en la Figura 73 a partir de ahí se procedió a realizar los diferentes agarres. El sensor FSR solamente se encuentra en el dedo índice, esto quiere decir que el ángulo que recorran los servomotores lineales de los dedos será el mismo ángulo que recorra el dedo índice.

**Figura 73**

*Prótesis para amputación transradial*



*Nota: Prótesis de mano en su posición inicial, mano completamente abierta.*

**Tabla 9***Pruebas de la mano abierta*

Movimiento	Mano Abierta	
	Newtons	Ángulo
Prueba 1	0	180
Prueba 2	0	180
Prueba 3	0	180
Prueba 4	0	180
Prueba 5	0	180
Prueba 6	0	180
Prueba 7	0	180
Prueba 8	0	180
Prueba 9	0	180
Prueba 10	0	180

*Nota: Newtons - Fuerza y ángulo respectivo cuando se encuentra la mano totalmente abierta.*

Para el agarre cilíndrico, punta y lateral se pudo observar a partir de su punto de referencia se realizó el movimiento en donde el ángulo del vástago dependerá del sensor de fuerza que su valor será programado anteriormente con el usuario, para las pruebas se colocó un valor de 5 Newtons-Fuerza, así provocando los movimientos de los diferentes dedos. Se aplicaron diferentes puntos de referencia para la fuerza y se obtuvieron grados establecidos.

### Figura 74

Prueba agarre de punta



Nota: Prueba de agarre de punta con una tarjeta.

### Tabla 10

Resultados de prueba de agarre de punta

Movimiento	Agarre de punta a 5 Newtons		
	Newtons	Ángulo	Porcentaje de Error
Prueba 1	4.6	9.384	2 %
Prueba 2	4.7	9.588	4 %
Prueba 3	4.8	9.792	6 %
Prueba 4	4.9	9.996	8 %
Prueba 5	5	10.2	0 %
Prueba 6	5.1	10.404	2 %
Prueba 7	5.2	10.608	4 %
Prueba 8	5.3	10.812	6 %
Prueba 9	5.4	11.016	8 %
Prueba 10	5.5	11.22	10 %

Nota: Newtons - Fuerza y ángulo respectivo cuando la prótesis realiza el movimiento 1, agarre de pinza.

### Figura 75

*Prueba agarre lateral*



*Nota: en esta imagen podemos observa la prueba de agarre lateral con un destornillador.*

**Tabla 11**

*Resultados de prueba de agarre lateral*

Movimiento	Agarre lateral a 5 Newtons		
	Newtons	Ángulo	Porcentaje de Error
Prueba 1	4.6	39.744	2 %
Prueba 2	4.7	40.608	4 %
Prueba 3	4.8	41.472	6 %
Prueba 4	4.9	42.336	8 %
Prueba 5	5	43.2	0 %
Prueba 6	5.1	44.064	2 %
Prueba 7	5.2	44.928	4 %
Prueba 8	5.3	45.792	6 %
Prueba 9	5.4	46.656	8 %
Prueba 10	5.5	47.52	10 %

*Nota: Newtons - Fuerza y ángulo respectivo cuando la mano realiza el movimiento 1, agarre lateral.*

## Figura 76

### Prueba agarre cilíndrico



*Nota: mediante esta imagen podemos apreciar la prueba de agarre cilíndrico con una botella.*

## Tabla 12

### Resultados de prueba de agarre cilíndrico

Movimiento	Agarre cilíndrico a 5 Newtons		
	Newtons	Ángulo	Porcentaje de Error
Prueba 1	4.6	136.436	2 %
Prueba 2	4.7	139.402	4 %
Prueba 3	4.8	142.368	6 %
Prueba 4	4.9	145.334	8 %
Prueba 5	5	148.3	0 %
Prueba 6	5.1	151.266	2 %
Prueba 7	5.2	154.232	4 %
Prueba 8	5.3	157.198	6 %
Prueba 9	5.4	160.164	8 %
Prueba 10	5.5	163.13	10 %

*Nota: Newtons - Fuerza y ángulo respectivo cuando la prótesis realiza el movimiento 3, agarre cilíndrico.*

Finalmente, luego de realizar las diferentes pruebas en el prototipo se pudo observar que la prótesis puede realizar diferentes movimientos de manera correcta, así cumpliendo con todos los objetivos propuestos.

## 8. Conclusiones

Para el diseño del prototipo se establecen parámetros iniciales tales como las medidas antropométricas, longitud de falange proximal, falange media y falange distal. Estas medidas corresponden a una persona adulta masculina de la edad entre 60 y 64 años, por lo que se proyecta a que el prototipo sea totalmente simétrico a su brazo izquierdo.

A partir de los datos antropométricos y por medio de ecuaciones geométricas se obtuvieron las ecuaciones correspondientes al análisis cinemático directo e inverso. Estos análisis se consiguieron mediante la comparación de un robot de 3 grados de libertad, en donde su accionamiento se realiza en las 3 juntas.

Mediante la condición de Grashof se pudo verificar que el mecanismo de cuatro barras funciona de manera correcta para cada uno de las falanges, obteniendo un movimiento de flexión y extensión que se necesitaba para realizar los diferentes movimientos requeridos.

El desarrollo mecánico del prototipo se realizó en su totalidad mediante impresión 3D. Esto debido a que es mucho más eficaz, funcional y económica para la construcción de este tipo de proyectos. El material utilizado es poliéster de glicol (PETG), mismo que combina la simplicidad de impresión del ácido poli láctico (PLA) y la resistencia del acrilonitrilo butadieno estireno (ABS). La prótesis posee un diseño mecánico en el cual se puede realizar diferentes cambios y modificaciones con facilidad tanto como para dar mantenimiento como para mejorar el dispositivo.

El control de fuerza, con la presencia del usuario será programado para encontrar los diferentes puntos de referencia para los movimientos ya planteados. Además, se tendrá que colocar los newtons-fuerza que se necesite para el desarrollo de las diferentes actividades.

La funcionalidad depende de actuadores lineales colocados en la palma, en donde al momento de accionar los actuadores que se encuentran conectados a un mecanismo de 4 barras realiza el movimiento establecido de la mano como son: Agarre cilíndrico, agarre lateral y agarre de punta.

Mecánicamente están correctamente ubicados sus diferentes componentes electrónicos lo cual es muy importante al momento que el dispositivo presente alguna falla en estos se puede identificar de manera más rápida y sustituir el componente por otro.

El control de fuerza, con la presencia del usuario será programado para encontrar los diferentes puntos de referencia para los movimientos que se determinan a partir del análisis de la señal de electromiografía. Además, se tendrá que colocar los newtons-fuerza que se necesite para el desarrollo de las diferentes actividades.

Se realizaron 10 tipos de pruebas para cada movimiento en las cuales se colocó en la programación una fuerza de 5 Newtons. Estas pruebas nos dieron como resultado una matriz con dos vectores, la fuerza y el ángulo de movimiento del servomotor lineal. Al tener la mano totalmente abierta, el ángulo del servomotor es de 180 grados, por lo que mientras más fuerza se aplique al sensor FSR, menor será el ángulo hasta que el servomotor se encuentra a 0° nos dará un valor de 22.8 Newtons. El porcentaje de error para los tres movimientos nos dan un rango entre 2% y 10%, esto se debe a que los datos de las pruebas realizadas fueron entre 4.6 y 5.5 Newtons respectivamente.

## 9. Recomendaciones

Se recomienda mejorar el diseño mecánico del prototipo tomando en cuenta las diferentes tolerancias que existen entre cada dedo y cada eslabón, estas tolerancias pueden afectar considerablemente el rendimiento del prototipo tanto en su parte mecánica, el agarre y en el sistema de control de fuerza. Los materiales y el proceso de manufactura son considerados notablemente para el movimiento correcto de los dedos y eslabones, así como el correcto funcionamiento del control de fuerza implementado en el dedo índice.



El prototipo puede ser programado para el movimiento individual de cada uno de sus dedos, ya que, cada dedo está controlado con un actuador lineal, todo dependería de la adquisición y procesamiento de las señales mioeléctricas en donde puede ser usado inteligencia artificial o una red neuronal de datos posibilitando una mayor cantidad de datos y de movimientos.

Además, se recomienda que cada dedo cuente con su propio sensor de carga para que cada uno pueda tener su propio sistema de control y puedan interactuar independiente en las diferentes actividades de la persona.

## 10. Referencias

Alfredo, O., & Rios, V. (2017). *Diseño y construcción de un prototipo robótico de mano y antebrazo diestro para prótesis*.

*Analog\_EMG\_Sensor\_by\_OYMotion\_SKU\_SEN0240-DFRobot*. (n.d.). Retrieved November 20, 2021, from [https://wiki.dfrobot.com/Analog\\_EMG\\_Sensor\\_by\\_OYMotion\\_SKU\\_SEN0240](https://wiki.dfrobot.com/Analog_EMG_Sensor_by_OYMotion_SKU_SEN0240)

*Arduino Due*. (2021).

Barrientos, A., Peñín, L. F., Balaguer, C., & Aracil, R. (2007). *Fundamentos de robótica* (Segunda). McGRAW-HILL/INTERAMERICANA DE ESPAÑA, S. A. U.

Binvignat, O., Almagià, A., Lizana, P., & Olave, E. (2012). Aspectos Biométricos de la Mano de Individuos Chilenos. *International Journal of Morphology*, 30(2), 599–606. <https://doi.org/10.4067/s0717-95022012000200040>

Bionics, /Touch. (n.d.). *I-LIMB.pdf*.

Brito, J., Quinde, M., Cusco, D., & Calle, J. (2013). Estudio del estado del arte de las prótesis de mano. *Ingenius*, 9, 57–64. <https://doi.org/10.17163/ings.n9.2013.08>

Cáceres, C. B. (2011). La biomecánica y su aplicación en las prótesis. *Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales*, 1(1), 71–78.

Craig, J. J. (2006). *Robótica* (Tercera). Pearson Educación.

España Aguilar, J. P. (2016). Diseño y construcción de un prototipo electromecánico de prótesis transhumeral comandado por movimientos del brazo funcional. *Scientia et Technica*, 21(2), 191. <https://doi.org/10.22517/23447214.11761>

*Estadísticas de Discapacidad – Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades.* (n.d.). Retrieved June 28, 2021, from <https://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadisticas-de-discapacidad/#>

Estrella Collantes, M. J., & López Pisfil, Y. E. (2019). *Diseño y construcción de prototipo de prótesis biónica, usando tecnología de impresión 3D para personas discapacitadas por amputaciones transradiales del brazo derecho.* <http://repositorio.unprg.edu.pe/bitstream/handle/UNPRG/3424/BC-TES-TMP-2247.pdf?sequence=1&isAllowed=y>

*filament2print.* (2020).

Gallo Sánchez, L. F., Guerrero Ramírez, M. A., Vásquez Salcedo, J. D., & Alonso Castro, M. Á. (2016). Diseño de un prototipo electromecánico para la emulación de los movimientos de un brazo humano. *Inge Cuc*, 12(2), 17–25. <https://doi.org/10.17981/ingecuc.12.2.2016.02>

Kapandji, A. I. (1998). *A.I. KAPANDJI TOMO I Miembro superior (hombro, codo, pronosupinación, muñeca, mano y dedos).pdf* (p. 144). <https://archive.org/details/fisiologiaarticu03kapa/page/n11/mode/2up>

Loaiza, J. L. (2012). *Diseño y simulación de un prototipo de prótesis de mano bioinspirada con cinco grados de libertad.*

Miralles, R. (2007). *Biomecánica clínica del aparato locomotor.*

Monar Naranjo, M. B., & Murillo Mantilla, L. A. (2015). *Diseño y construcción de una prótesis biónica de mano de 7 grados de libertad utilizando materiales inteligentes y control mioeléctrico adaptada para varios patrones de sujeción.* 11.

Montealegre, L. C. (2016). Prótesis electrónicas: Una nueva esperanza para mejorar la calidad de vida de las personas. *Informador Técnico*, 80(2), 169–177. [https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=5767288%0Ahttp://revistas.sena.edu.co/index.php/inf\\_tec/article/view/501/695](https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=5767288%0Ahttp://revistas.sena.edu.co/index.php/inf_tec/article/view/501/695)

NETTER, F. H. (2014). *Atlas de Anatomía Humana* (6th ed.).

Nigel Palastanga, Derek Field, R. S. (2000). *Anatomía y Movimiento Humano* (3 Edición).

Norton, K. (2007). Un breve recorrido por la historia de la protésica. *InMotion*, 17(7), 1–5. <https://www.arsys.es/blog/programacion/historia-php/>

Ottobock. (n.d.). *Michelangelo® fascina Usar perfectamente una tecnología con precisión.*

*PQ12 Actual Size Benefits.* (2016). <http://www.actuonix.com/terms.asp>

- Puglisi, L., & Moreno, H. (2007). Prótesis Robóticas. *Departamento de Automática, Ingeniería Electrónica e Informática Industrial*, 1–10. [http://www.disam.upm.es/~barrientos/Curso\\_Robots\\_Servicio/R\\_servicio/Protesis\\_files/Protesis\\_roboticas.pdf](http://www.disam.upm.es/~barrientos/Curso_Robots_Servicio/R_servicio/Protesis_files/Protesis_roboticas.pdf)
- Quinayás, C. (2010). *Diseño y construcción de una prótesis robótica de mano funcional adaptada a varios agarres*. <https://doi.org/10.1558/jsrnc.v4i1.24>
- Richard L. Drake Adam M.W. Mitchell A. Wayne Vogl. (n.d.). *Anatomía para estudiantes* (4ta Edició).
- Rouvier, H. (2005). *Anatomía Humana Descriptiva, topográfica y funcional*. (11th ed.).
- Saha, S. K. (210 C.E.). *Introducción a la robótica* (Primera). MCGRAW-HILL/INTERAMERICANA EDITORES, S.A. DE C.V.
- Sánchez-Pérez, Á., Torres, J. M., Jara, C. A., Pomares, J., García, G. J., & Úbeda, A. (2019). *Evaluación de un esquema de control mioeléctrico bidimensional para prótesis robóticas*. 107–112. <https://doi.org/10.17979/spudc.9788497497169.107>
- Tavera, J. (2014). Amputación: Más allá de un cambio físico, un cambio mental. *El Dolor*, 62(1), 20–22. [http://www.ached.cl/upfiles/revistas/documentos/55dddb2d3e34c\\_original3\\_62\\_final.pdf](http://www.ached.cl/upfiles/revistas/documentos/55dddb2d3e34c_original3_62_final.pdf)
- Taylor, C. L., & Schwarz, R. J. (1955). *La anatomía y la mecánica de la mano humana*.
- Tortora, G. J. (n.d.). Principios de anatomía y fisiología. In *Principios de anatomía y fisiología* (11th ed.).
- Vargas Oscar, F. O. (2020). *Hand and Right Forearm Prototype*. 24, 27–34.
- Vinet, L., & Zhedanov, A. (2011). A “missing” family of classical orthogonal polynomials. In Alfaomega Grupo (Ed.), *Journal of Physics A: Mathematical and Theoretical* (Primera, Vol. 44, Issue 8). <https://doi.org/10.1088/1751-8113/44/8/085201>
- ☐ *Pressure-sensitive Characteristic Reference Circuit Pressure-sensitive Graph*. (n.d.).