

**UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA**  
**SEDE CUENCA**

**CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA**

*Trabajo de titulación previo a la  
obtención del título de Ingeniera  
Mecatrónica e Ingeniero Mecatrónico*

**PROYECTO TÉCNICO:**

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO BIÓNICO DE MANO  
CON CONTROL MIOELÉCTRICO**

**AUTORES:**

VERÓNICA MARIBEL INGA AYAVACA

RICHARD SAUL PLASENCIA LLANOS

**TUTORA:**

ING. MÓNICA ALEXANDRA ROMERO SACOTO

CUENCA - ECUADOR

2021

## CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR

Nosotros, Verónica Maribel Inga Ayavaca con documento de identificación N° 0151159266 y Richard Saul Plasencia Llanos con documento de identificación N° 0105960025, manifestamos nuestra voluntad y cedemos a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que somos autores del trabajo de titulación: **“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO BIONICO DE MANO CON CONTROL MIOELÉCTRICO ”**, mismo que ha sido desarrollado para optar por el título de: *Ingeniera Mecatrónica e Ingeniero Mecatrónico*, en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

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

Cuenca, noviembre de 2021.

Verónica Maribel Inga Ayavaca  
C.I. 0151159266

Richard Saul Plasencia Llanos  
C.I. 0105960025

## CERTIFICACIÓN

Yo, declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación: “**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO BIONICO DE MANO CON CONTROL MIOELÉCTRICO**”, realizado por Verónica Maribel Inga Ayavaca y Richard Saul Plasencia Llanos, obteniendo el *Proyecto Técnico*, que cumple con todos los requisitos estipulados por la Universidad Politécnica Salesiana

Cuenca, noviembre de 2021.



Ing. Mónica Alexandra Romero Sacoto

C.I. 0302209911

## DECLARATORIA DE RESPONSABILIDAD

Nosotros, Verónica Maribel Inga Ayavaca con documento de identificación N° 0151159266 y Richard Saul Plasencia Llanos documento de identificación N° 0105960025, autores del trabajo de titulación: **“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO BIONICO DE MANO CON CONTROL MIOELÉCTRICO”**, certificamos que el total contenido del *Proyecto Técnico*, es de nuestra exclusiva responsabilidad y autoría.

Cuenca, noviembre de 2021.

Verónica Maribel Inga Ayavaca  
C.I. 0151159266

Richard Saul Plasencia Llanos  
C.I. 0105960025

## **DEDICATORIAS**

Dedicado a mis papás: Catalina Ayavaca e Israel Inga quienes con su esfuerzo han logrado brindarme una educación de calidad guiándome siempre por los caminos de Dios. Así también a mis hermanas, amigos y a mi hijo por su paciencia y apoyo.

Verónica Maribel Inga Ayavaca

A mis abuelitos y a mi madre que en su ser me han apoyado y guiado durante la mayor parte de mi vida, ya que sin sus sabias palabras no hubiese logrado llegar hasta este momento; a Verónica y Matías quienes con su amor, ternura y apoyo incondicional han sido mi pilar fundamental durante esta travesía de conocimientos y expectativas.

Richard Saul Plasencia Llanos

## **AGRADECIMIENTOS**

En primer lugar, agradezco a Dios por brindarme salud y darme la oportunidad de culminar mis estudios, así también, agradezco a mis padres por apoyarme en mi educación al igual que mis tres hermanas y sobrinos. Además, a todos los docentes que con su exigencia me han logrado transmitir su conocimiento, en especial a la Ing. Mónica Romero e Ing. Efraín Lema. Finalmente, a Richard Plasencia y mi hijo Matías Plasencia por su comprensión y ayuda durante la realización de este trabajo.

Verónica Maribel Inga Ayavaca

Mi agradecimiento a Dios por haberme dado la vida y compartir cada momento, además darme fuerzas para seguir adelante, aunque el camino se ponga difícil, a la Universidad Politécnica Salesiana y sus integrantes por toda la sabiduría académica brindada, a mi familia por entregarme todo su apoyo.

A la Ingeniera Mónica Romero e Ingenieros Luis López y Efraín Lema por su valioso aporte en el desarrollo de esta tesis.

Richard Saul Plasencia Llanos

# ÍNDICE

1.	Introducción .....	1
2.	Problema .....	2
2.1.	Antecedentes .....	2
2.2.	Importancia y alcances.....	5
2.3.	Delimitación .....	5
2.4.	Delimitación geográfica.....	5
2.5.	Delimitación temporal.....	5
2.6.	Delimitación Institucional .....	6
3.	Objetivos .....	6
3.1.	Objetivo general.....	6
3.2.	Objetivos específicos.....	6
4.	Hipótesis.....	6
4.1.	Hipótesis general.....	6
4.2.	Hipótesis específicas .....	6
5.	Fundamento teórico.....	7
5.1.	La biónica.....	7
5.2.	Anatomía .....	7
5.3.	Ligamentos de los dedos .....	7
5.4.	Músculos extensores del antebrazo.....	8
5.5.	Músculos extensores de la mano .....	9
5.6.	Historia de las prótesis .....	10
5.6.1.	Prótesis mecánicas .....	12
5.6.2.	Prótesis eléctricas.....	12
5.6.3.	Prótesis neumáticas .....	12
5.6.4.	Prótesis Mioeléctricas .....	12
5.6.5.	Prótesis híbridas .....	12
5.7.	Materiales inteligentes.....	13
5.8.	Dinámica de la transmisión .....	13
5.9.	Dispositivo de adquisición de señales.....	13
5.10.	Driver PCA9685 .....	14
5.11.	Lcd oled .....	14
5.12.	Modulo LM2596 .....	15

5.13.	Cable de acero.....	15
5.14.	Baterías de litio.....	15
6.	Marco metodológico.....	16
6.1.	Establecimiento de los parámetros iniciales para el diseño del prototipo.....	16
6.1.1.	Antropomorfología.....	16
6.1.3.	Análisis cinemático.....	17
6.1.4.	Análisis dinámico.....	23
6.2.	Propuesta de diseño de un prototipo biónico.....	28
6.2.1.	Diseño de protección para el sistema de alimentación.....	28
6.2.2.	Diseño para la protección de actuadores y pantalla de visualización.....	29
6.2.3.	Diseño de poleas para el mecanismo de movimiento.....	30
6.3.	Construcción del prototipo biónico.....	30
6.3.1.	Impresión 3D.....	31
6.3.2.	Equipos de impresión 3D.....	31
6.3.3.	Elementos de la prótesis impresos en 3D.....	33
6.3.4.	Manejo de software de impresión.....	34
6.3.4.1.	Impresora Ultimaker.....	34
6.3.4.2.	Impresora Cura lulzbot.....	35
6.3.4.3.	Duración de la impresión de la prótesis 3D.....	35
6.3.5.	Preparación de las piezas para el ensamblaje de la prótesis.....	36
6.3.6.	Implementación del sistema de control.....	37
6.3.7.	Diseño del esquema electrónico de conexión.....	41
6.3.8.	Programación de Hardware para el microcontrolador.....	42
6.3.9.	Obtención de los valores máximos de cada movimiento seleccionado.....	43
6.3.10.	Montaje de los equipos electrónicos y alimentación en la prótesis.....	45
6.3.11.	Acople de los actuadores en la prótesis (servomotores MG90s).....	46
6.3.12.	Acoplamiento del microcontrolador (Arduino Nano).....	46
6.3.13.	Montaje del Driver PWM 16.....	46
6.3.14.	Acople del regulador de voltaje.....	47
6.3.15.	Acoplamiento de baterías.....	47
6.3.16.	Acople para Jack de alimentación.....	48
6.3.17.	Montaje de sensor EMG.....	48
6.3.18.	Implementación de led (inicio del sistema).....	48
6.4.	Evaluación de prototipo biónico de mano.....	49
6.4.1.	Evaluación de señales electromiográficas.....	50
6.4.2.	Funcionamiento de la prótesis con distintos elementos.....	53

6.4.3.	Precisión .....	54
6.4.4.	Validez .....	56
7.	Resultados .....	57
7.1.	Parámetros iniciales de diseño.....	57
7.2.	Diseño de prototipo .....	57
7.3.	Construcción de prototipo biónico .....	58
7.4.	Evaluación de prototipo biónico .....	58
8.	Conclusiones.....	59
9.	Recomendaciones .....	61
10.	Referencias bibliográficas .....	61
11.	Anexos .....	66

## Lista de Tablas

TABLA 1. MATERIALES PARA PRÓTESIS DE MANO. ....	13
TABLA 2. RESULTADOS DE LAS LONGITUDES DE CUERDA EN FUNCIÓN DEL ÁNGULO DE GIRO. ....	19
TABLA 3. CARACTERIZACIÓN ANTROPOMÉTRICA DE MANO EN HOMBRES. ....	20
TABLA 4. PARÁMETROS DH DE UN DEDO PLANAR DE 3GDL.....	21
TABLA 5. RESULTADOS ANÁLISIS DINÁMICO Y CINEMÁTICO .....	27
TABLA 6. TABLA DE ELEMENTOS IMPRESOS EN 3D Y SU DURACIÓN. ....	36
TABLA 7. VALORES MÁXIMOS OBTENIDOS DE CADA MOVIMIENTO Y SELECCIÓN DE RANGOS DE FUNCIONAMIENTO. ....	45
TABLA 8. EFICACIA DE LAS PRUEBAS REALIZADAS CON LOS ELEMENTOS .....	53

## Lista de Figuras

FIGURA 1. LIGAMENTOS DE LA MANO (MEDIPRAX, 2020) .....	8
FIGURA 2. MÚSCULOS EXTENSORES (CERDA & SOL, 2015).....	9
FIGURA 3. MÚSCULOS DE LA MANO (FUENTE: AUTORES).....	9
FIGURA 4. MANO DE HIERRO ALT-RUPPIN, AÑO 1400 (RÍOS, FLORES, & JUÁREZ, 2004).....	10
FIGURA 5. PRÓTESIS DE MANO CON PULGAR MÓVIL Y GANCHO DIVIDIDO SAGITALMENTE (RÍOS, FLORES, & JUÁREZ, 2004) .....	11
FIGURA 6. MANO DE CANTERBURY (RÍOS, FLORES, & JUÁREZ, 2004).....	12
FIGURA 7. SERVOMOTOR MG90S (MG90S DATASHEETS, 2021) .....	13
FIGURA 8. SENSOR GRAVITY FORCE (OYMOTION, 2021).....	14
FIGURA 9. DRIVER PCA9685 (PCA9685 DATASHEETS, 2021) .....	14
FIGURA 10. PANTALLA LCD OLED .....	14
FIGURA 11. MODULO LM2596 (LM2596 DATASHEET, 2021) .....	15
FIGURA 12. CABLE DE ACERO (FUENTE: AUTORES) .....	15
FIGURA 13. GRADOS DE LIBERTAD DE LA MANO (LLOP HARILLO, PÉREZ GONZÁLEZ, & -ESPERANZA, 2020).....	17
FIGURA 14. ESQUEMA DEL MECANISMO DEL DEDO (FUENTE: AUTORES) .....	18
FIGURA 15. REPRESENTACIÓN MECÁNICA DE UNA MANO (FUENTE: AUTORES) .....	20
FIGURA 16. ARTICULACIONES DE LA MANO (FUENTE: AUTORES) .....	21
FIGURA 17. ASIGNACIÓN DE VARIABLES A CADA ESLABÓN (FUENTE: AUTORES) .....	21
FIGURA 18. PRÓTESIS DISEÑADA POR FUNMOVE (FUNMOVE, 2016).....	28
FIGURA 19. SOPORTE PARA LA FUENTE DE ALIMENTACIÓN DE LA PRÓTESIS (FUENTE: AUTORES).....	29
FIGURA 20. SOPORTE SUPERIOR PARA LOS ACTUADORES Y PANTALLA OLED (FUENTE: AUTORES).....	29
FIGURA 21. SOPORTE INFERIOR PARA LOS ACTUADORES (FUENTES: AUTORES).....	30
FIGURA 22. POLEA PARA ACTUADOR (FUENTE: AUTORES).....	30
FIGURA 23. IMPRESORA 3D INDUSTRIAL ULTIMAKER CURA (PRINTFILAM, 2020).....	32
FIGURA 24. IMPRESORA 3D CURA LULZBOT. (GRUNEWALD, 2015).....	32
FIGURA 25. SOFTWARE DE IMPRESIÓN INDUSTRIAL 3D ULTIMAKER. (FUENTE: AUTORES) .....	35
FIGURA 26. SOFTWARE DE IMPRESIÓN 3D CURA LULZBOT. (FUENTE: AUTORES).....	35
FIGURA 27. EXTRACCIÓN DE SOPORTES DE ELEMENTO (PALMA). (FUENTE: AUTORES) .....	37
FIGURA 28. GUANTE DE PRÓTESIS Y DEDOS CON SUS ARTICULACIONES. (FUENTE: AUTORES).....	37
FIGURA 29. DIAGRAMA PREVIO AL MODELO DEL SERVOMOTOR. (FUENTE: AUTORES).....	38
FIGURA 30. DISEÑO DE CONTROLADOR PID. (FUENTE: AUTORES) .....	39
FIGURA 31. DISEÑO DE PLANTA EN SIMULINK (FUENTE: AUTORES).....	40
FIGURA 32. MODELO DE LA RESPUESTA DEL SISTEMA. (FUENTE: AUTORES) .....	40
FIGURA 33. RESPUESTA DEL SISTEMA DE CONTROL MEDIANTE SIMULACIÓN. (FUENTE: AUTORES) .....	41
FIGURA 34. DIAGRAMA ELECTRÓNICO. (FUENTE: AUTORES).....	42
FIGURA 35. LECTURA DE SEÑAL ANALÓGICA. (FUENTE: AUTORES) .....	43
FIGURA 36. PARÁMETROS PARA FUNCIONAMIENTO DE SENSOR EMG GRAVITY. (FUENTE: AUTORES).....	43
FIGURA 37. ADQUISICIÓN Y FILTRADO DE SEÑAL EMG. (FUENTE: AUTORES) .....	44
FIGURA 38. CÁLCULO DE NÚMERO MÁXIMO DEL VECTOR DE DATOS. (FUENTE: AUTORES) .....	44
FIGURA 39. VISUALIZACIÓN DE VALOR MÁXIMO EN PUERTO SERIAL. (FUENTE: AUTORES) .....	45
FIGURA 40. MONTAJE DE ACTUADORES. (FUENTE: AUTORES).....	46
FIGURA 41. ACOPLE DE MICROCONTROLADOR. (FUENTE: AUTORES) .....	46
FIGURA 42. MONTAJE DE DRIVER PWM 16. (FUENTE: AUTORES).....	47
FIGURA 43. ACOPLE DE BATERÍAS. (FUENTE: AUTORES) .....	47
FIGURA 44. ACOPLE DE JACK PARA ALIMENTACIÓN DE FUENTE. (FUENTE: AUTORES).....	48
FIGURA 45. MONTAJE DE SENSOR EMG GRAVITY. (FUENTE: AUTORES) .....	48
FIGURA 46. ACOPLE DE LED INICIO. (FUENTE: AUTORES).....	49
FIGURA 47. COMPARACIÓN DEL DISPOSITIVO EN EL ENSAMBLAJE. (FUENTE: AUTORES).....	49
FIGURA 48. PRÓTESIS CON PANTALLA DE VISUALIZACIÓN. (FUENTE: AUTORES).....	50
FIGURA 49. SEÑAL EMG EN TIEMPO REAL (MANO ABIERTA). (FUENTE: AUTORES).....	50
FIGURA 50. SEÑAL DE ACCIONAMIENTO PUÑO. (FUENTE: AUTORES).....	51

FIGURA 51. SEÑAL DE ACCIONAMIENTO PINZA. (FUENTE: AUTORES).....	52
FIGURA 52. SEÑAL DE ACCIONAMIENTO MANO ABIERTA. (FUENTE: AUTORES).....	53
FIGURA 53. PUESTA EN MARCHA Y PRUEBAS DEL PROTOTIPO EN EL USUARIO. (FUENTE: AUTORES).....	54
FIGURA 54. RESPUESTA DE PRÓTESIS A CERO GRADOS. (FUENTE: AUTORES) .....	55
FIGURA 55. RESPUESTA DE PRÓTESIS A VEINTE GRADOS. (FUENTE: AUTORES) .....	55
FIGURA 56. RESPUESTA DE PRÓTESIS A 45 GRADOS. (FUENTE: AUTORES) .....	55
FIGURA 57. IMPLEMENTACIÓN FINAL DE LA PRÓTESIS. (FUENTE: AUTORES).....	56

## Resumen

En el siguiente documento se realizó el diseño e implementación de una prótesis con control mioeléctrico de mano izquierda; donde se analiza la anatomía de la mano y antebrazo de una persona con datos antropomórficos reales, con ella se identifican distintas características como: las dimensiones de una mano promedio masculino, el peso que debe tener, y los datos históricos sobre personas que han perdido un miembro similar y se ha colocado un elemento protésico; por consiguiente, se analizan los distintos grados de libertad en cada una de las uniones que posee la mano hasta obtener un modelo mecánico en base al cual se realiza el cálculo cinemático y dinámico de los dedos, de esta manera se puede identificar cual será el posible diseño mecánico con el cual se desarrolla este proyecto. Con la finalidad de que la estética esté presente en la prótesis se toma como referencia un modelo al cual se diseñó los acoples respectivos para el proceso de ensamblaje de piezas y montaje de elementos electrónicos, con la característica principal de que existen tres actuadores a los que se integra un sistema de control mediante la realimentación de posición que permite obtener en tiempo real de los grados en los que se encuentra cada motor.

A cada uno de estos actuadores se les realiza una configuración en función de la señal de entrada, es decir, que este mecanismo posee movimientos definidos como son: pinza, puño, mano abierta y un estado de reposo; estos movimientos se basan en la señal electromiográfica de los músculos. Además, el material con el que desarrollo posee características de compatibilidad con la piel y el medio alimenticio mejorando así su funcionalidad y su ergonomía durante el funcionamiento. Finalmente, las pruebas del prototipo se realizaron en una persona que posee una amputación de muñeca en el brazo izquierdo, dichas pruebas están basadas en la sujeción de un vaso, una botella y frutas. Cada movimiento posee 5 repeticiones consecutivas obteniendo así los grados de amplitud articular requerido para la sujeción de cada elemento.

**Palabras clave:** Prótesis, Mioeléctrica, elemento protésico, modelo cinemático, modelo dinámico, estética, ergonomía, electromiográfica grados de libertad, sistema de control.

## **Abstract**

The following document presents a design proposal for a left hand myoelectric prosthesis; where the anatomy of the hand and forearm of a real person is analyzed, in which different characteristics are identified such as: the dimensions of an average male hand, the weight it should have, and historical data on people who have lost a similar limb and a prosthetic element has been placed; Consequently, the different degrees of freedom in each of the joints that the hand possesses are analyzed until a mechanical model is obtained where the kinematic and dynamic calculation of the fingers is carried out, in this way it can be identified which will be the possible mechanical design with which this project is developed. In order for aesthetics to be present in the prosthesis, a model is taken as a reference to which the respective couplings were designed for the process of assembling parts and assembling electronic elements, with the main characteristic that there are three actuators to which a control system is integrated by means of position feedback allowing to monitor the location in real time of the degrees in which each motor is located.

Each of these actuators is configured according to the input signal, that is, this mechanism has defined movements such as: gripper, fist, open hand and a state of rest; These movements are based on the electromyographic signal from the muscles. In addition, the material with which I develop has characteristics of compatibility with the skin and the food environment, thus improving its function and ergonomics during operation. Finally, the prototype tests were carried out on a person who has a wrist amputation in the left arm, these tests are based on holding a glass, a bottle and fruit. Each movement has 5 consecutive repetitions, thus obtaining the degrees of joint amplitude required to hold each element.

**Keywords:** Prosthesis, Myoelectric, prosthetic element, kinematic model, dynamic model, aesthetics, ergonomics, electromyographic, degrees of freedom, control system.

# 1. Introducción

Según estudios realizados por el Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI), 664 mil personas sufrieron la pérdida de un pie en el año 2010, una pierna o un brazo; de esta cifra el 35% corresponde a la pérdida de una de las manos. Actualmente estas cifras van en aumento no sólo por pérdida de miembros sino por déficit de motricidad de los mismos (INEGI, 2018).

El sistema médico no incluye en sus planes de salud, la adaptación de una prótesis robótica a una persona que haya perdido un miembro; ésta solo puede optar por un gancho o símil que no le es funcional para su necesidad. Considerando como referencia México, que es un país manufacturero, donde la mayoría de los empleos requieren del uso de las dos extremidades, las altas tasas de personas con pérdidas de extremidades y los altos costos de una prótesis, hacen que para el sistema de salud sea poco factible atender esta necesidad, y que las personas no cuenten con la posibilidad de adquirirlas en el mercado, por falta de prototipos de bajo costo (Pedro Hurtado, 2018).

La mano humana está compuesta por 27 huesos, los cuales están divididos en tres importantes grupos clasificados de la siguiente forma: el carpo, los metacarpianos y las falanges; por su estructura la mano está conectada a la muñeca a través de la palma, y contiene en su totalidad veinte grados de libertad, los cuales son accionados por aproximadamente 31 músculos. Además de ello, la mano humana cuenta con más de 25 grados de libertad en total (Ramirez, Ruiz Moreno, Nieto Bayona, & Leuro Torres, 2020).

La mano constituye la parte terminal del miembro superior y es una de las más importantes del cuerpo y necesarias para la supervivencia o relación con el medio ambiente, a la vez que tiene múltiples funciones, entre las cuales se destaca la prensión y el tacto. De todos los dedos, el pulgar contiene el mayor porcentaje de importancia en la mano, ya que sin éste la capacidad de la mano se podría reducir hasta un 40% (Pedro Hurtado, 2018).

Las prótesis son elementos creados con la finalidad de reemplazar un miembro o una parte de éste, a su vez ayuda al desarrollo psicológico del amputado, ya que crea una percepción de la mecánica del cuerpo. Debido a lo anterior, en el caso de amputación de la mano es necesario hacer uso de prótesis que intente mitigar la pérdida del miembro, mediante la incorporación de movimiento que se asemejen a la de una mano humana (Pedro Hurtado, 2018).

En Alemania las primeras prótesis fueron activadas por medio de los músculos, mediante varillas de marfil, las cuales pasaban a través de los túneles cutáneos, con los cuales era posible lograr

movimiento por medio de la contracción de los músculos. En 1946 se diseñaron prótesis asistidas por medio eléctrico o neumático (YACELGA, 2016).

En el año de 1960, en Rusia se conoció la primera prótesis mioeléctrica. Este tipo de prótesis funcionaba con la contracción de los músculos, después de captar los datos por medio de sensores, se amplificaban y enviaban a los actuadores de la prótesis. Las prótesis mioeléctricas son controladas por un medio externo, el cual sintetiza las señales y las envía a la tarjeta de control. Estas son hoy el miembro con más alto grado de rehabilitación, ya que no requieren de arneses o medios de suspensión (González, 2010)

Estas prótesis están basadas en el concepto de que siempre y cuando un músculo se contraiga, se produce una señal eléctrica muy pequeña. Existen sensores que entran en contacto con la piel para poder así registrar la señal de contracción. Actualmente existen en el mercado varios tipos de diseños de manos que trabajan con señales mioeléctricas tal como la CyberHand, la cual cuenta con dedos totalmente articulados (Mediprax, 2020)

## **2. Problema**

Las personas con una amputación de mano presentan distintas complicaciones dentro de su desarrollo social y personal encontrando varios obstáculos que pueden ser perjudiciales para su equilibrio psico-emocional; al no contar con una de las extremidades, su movilidad se ve comprometida impidiendo desarrollar destrezas o actividades de rutina teniendo así, que depender de alguien más.

### **2.1. Antecedentes**

Para el desarrollo de prótesis a nivel mundial, fue en un principio muy necesario entender el funcionamiento anatómico del cuerpo lo cual han existido distintas instituciones internacionales las cuales han enfrentado este reto encontrar diversos resultados y prototipos que generen esta ayuda a las personas; enfocándolo a seguir mejorando el prototipo y la forma de tratamiento para poder de alguna forma controlarlo y asemejar lo más que se pueda a una mano real (SALAZAR, AGUILAR ZAPATA, & ACOSTA CALLE, 2016).

En la universidad de San Buenaventura Medellín en 2016 se presentó el desarrollo de algunas técnicas temporales – frecuenciales para la caracterización de señales EMGs tomadas para cuatro movimientos ejecutados por la mano (Supinación - Pronación del brazo, Extensión – Flexión de los dedos) se midió experimentalmente la matriz de probabilidad de las diferentes técnicas de caracterización para seleccionar la técnica con mayor porcentaje de éxito. Dando

como resultado la investigación que la mejor técnica para caracterizar los movimientos a partir de las señales EMGs medidas es la red neuronal asociada a la técnica de caracterización de densidad espectral de potencia, dado que en este caso se obtuvieron las más altas probabilidades de éxito frente a las otras técnicas de caracterización. La investigación también arrojó que las técnicas temporales tienen un desempeño más pobre respecto a las técnicas tempo- frecuenciales (SALAZAR, AGUILAR ZAPATA, & ACOSTA CALLE, 2016).

En diciembre del 2011 la revista colombiana de biotecnología publicó un artículo de investigación con título “Diseño personalizado de una interfaz mioeléctrica para una prótesis de miembro superior”, donde realizan un encaje protésico para un implante de miembro superior a nivel pluridigital, con un control basado en electromiografía, se diseñó una interfaz para captar, manipular procesar las señales de electromiografía captadas a nivel superficial, en la investigación se realizó la caracterización de las señales mioeléctricas, las cuales se envían a un sistema embebido que interpreta y produce las señales de salida hacia los elementos electromecánicos de un prototipo de implante que simula los principales tipo de agarre de la mano natural. En la investigación se logró establecer los parámetros de control personalizados para los diferentes tipos de agarre de un paciente específico (Torres, Sanchez, González, & Herrera, 2011)

El inventor castillo Luis Armando Bravo patentó en el 2011 un sistema y método de adquisición y procesamiento de señales mioeléctricas para el control de una prótesis de brazo, el sistema ocupa un par de electrodos que ubicados en un musculo en una parte residual de un brazo de una persona que sufrió amputación, podría detectar las señales mioeléctricas, y un último electrodo ubicado a cierta distancia de estos dos para hacer las veces de tierra, el sistema cuenta con un medio de procesamiento y control de prótesis electromecánicas, el cual recibe las señales ya acondicionadas por una etapa inicial de acondicionamiento; en donde la etapa de procesamiento y control de la prótesis incluye: un medio para comparar tiempos de la contracción muscular y voltajes de dicha contracción con un tiempo y voltaje de umbral; un medio que activa los motores o por lo menos un motor que produce un movimiento en la prótesis (Calderon, 2018)

En el 2001 el inventor Ronald R. Riso patentó un control de prótesis con electromiografía que consta de un método y un sistema para controlar una prótesis, para una extremidad artificial. Usando señales de electromiografía captadas de los músculos definidos del brazo o de otra parte del cuerpo humano usando uno o varios conjuntos de electrodos dedicados a una fuente de

señales de electromiografía, el sistema cuenta con las etapas de detección, recolección y control de la prótesis correspondiente o la parte correspondiente de la prótesis (Quintero, 2019).

En la universidad de Alicante se presentó una investigación en la que se desarrolló una implementación y evaluación de un esquema de control mioeléctrico ON/OFF utilizando hardware de bajo costo, en la investigación se implementó un control mioeléctrico basado en umbrales y se realizó una evaluación de desempeño de los usuarios al ejecutar distintas pruebas de selección de objetivos con ayuda de una interfaz gráfica, con la cual se identifican los comandos de movimientos generados por los distintos músculos de la mano, tales como: cierre y apertura, supinación y pronación, extensión y flexión. Para la evaluación de desempeño se utilizó la ley de Fitts, que da como resultado una medida del rendimiento del usuario al hacer una tarea específica (López, 2018)

En el 2012 en la Universidad de los Llanos en Meta, Colombia se presentó una investigación para trabajo de grado donde se describe la construcción de un brazo robótico el cual es controlado por señales de electromiografía tomada del brazo de un paciente por medio de electrodos conectados al mismo.

Las señales son controladas por sensores superficiales de electromiografía. Dichas señales son controladas por un dispositivo microcontrolador marca Arduino, el cual dependiendo la diferencia de potencial que circule por el musculo, activara los cuatro servomotores instalados en un prototipo de prótesis robótica, la cual tiene ocho grados de libertad de movimiento (Pinzón, 2012).

En la Universidad Autónoma de Yucatán, el estudiante de Ingeniería en Computación Irving Aaron Cifuentes González, presentó el diseño y construcción de un sistema para la adquisición y detección de señales de electromiografía tomadas de los músculos bíceps y tríceps, el trabajo tuvo como finalidad el planteamiento de la primera etapa para la construcción de un sistema de prótesis mioeléctrica, que sea capaz de reconocer las ordenes de movimiento generadas por los músculos, mediante un algoritmo de aprendizaje como una red neuronal, que al final catalogue las señales como alguno de los movimientos del brazo (González I. A., 2010).

## **2.2. Importancia y alcances**

El proyecto se desarrolla con la finalidad de ayudar a personas que poseen una amputación en su extremidad superior, y es muy necesario reconocer que esta tecnología no se encuentra existente en el mercado de Ecuador por lo que se ha visto la necesidad de realizar un convenio con la entidad CONDIS, donde se puede obtener información sobre este tipo de personas que necesitan una ayuda en su vida cotidiana, debido a su trabajo o el desarrollo de actividades de rutina.

Los alcances desarrollados son significativos en cuanto a la selección de usuarios proporcionados por esta entidad teniendo como resultado el incremento en el desarrollo de esta tecnología y poder incentivar al resto de personas que se integren en este campo con el desarrollo de prototipos en busca de una solución a una problemática nacional.

## **2.3. Delimitación**

### **2.4. Delimitación geográfica**

El dispositivo está enfocado a personas que poseen una amputación en su mano hasta la mitad del antebrazo; mediante la adquisición de señales mio-eléctricas producidas por los músculos del cuerpo

### **2.5. Delimitación temporal**

El dispositivo está planeado para ser diseñado en un lapso de un año, tiempo en el que realizará la obtención de las señales miográficas de las personas, el procesamiento de la información obtenida de los dispositivos mioeléctricos de medición, el envío de dicha información al sistema de control de los motores, y el diagnóstico antes de entregar a la entidad perteneciente.

## **2.6. Delimitación Institucional**

El proyecto forma parte del Grupo de Investigación de Mecatrónica. Por lo tanto, este proyecto va dirigido a la Universidad Politécnica Salesiana, quien desarrolla ayuda a los sectores sociales a través de varios grupos de la institución en relación a la entidad CONADIS.

## **3. Objetivos**

### **3.1. Objetivo general**

Diseñar un prototipo de prótesis biónica que permita recuperar la movilidad en personas con una amputación de mano.

### **3.2. Objetivos específicos**

- ✓ Establecer los parámetros iniciales para el diseño de un prototipo de prótesis biónica que permita la movilidad en personas con una amputación de mano.
- ✓ Proponer el diseño de un prototipo de prótesis biónica que permita la movilidad en personas con una amputación de mano.
- ✓ Construir un prototipo de prótesis biónica con el diseño propuesto que permita la movilidad en personas con una amputación de mano.
- ✓ Evaluar el diseño de un prototipo de prótesis biónica que permita la movilidad en personas con una amputación de mano.

## **4. Hipótesis**

### **4.1. Hipótesis general**

Es factible diseñar un prototipo de prótesis biónica que permita recuperar la movilidad en personas con una amputación de mano

### **4.2. Hipótesis específicas**

- ✓ Se pueden establecer los parámetros iniciales para el diseño de un prototipo de prótesis biónica que permita la movilidad en personas con una amputación de mano.
- ✓ Es posible proponer el diseño de un prototipo de prótesis biónica que permita la movilidad en personas con una amputación de mano.
- ✓ Es posible construir un prototipo de prótesis biónica con el diseño propuesto que permita la movilidad en personas con una amputación de mano.

- ✓ Se podrá evaluar el diseño de un prototipo de prótesis biónica que permita la movilidad en personas con una amputación de mano.

## **5. Fundamento teórico**

### **5.1. La biónica**

En 1960, Jack Steele de U.S. Air Force definió a la biónica como el análisis del funcionamiento real de los sistemas vivos y una vez descubiertos sus secretos, materializarlos en los aparatos. Basado en este concepto se puede decir que el primer ingeniero biónico fue Leonardo Da Vinci, quien estudio la movilidad del ser humano para aplicarlo en el diseño de máquinas. El principio de funcionamiento se basa en reemplazar la extremidad perdida de la persona por una prótesis que reproduzca con precisión los movimientos de dicha extremidad, por lo que el diseño de prótesis es inherentemente una actividad de la ingeniería biónica. (Ríos, Flores, & Juárez, 2004)

### **5.2. Anatomía**

La mano se sitúa distal del antebrazo y comprende paralelamente 3 zonas anatómicas: el carpo, metacarpo y las falanges. En la zona dorsal de la mano la piel es más flaca, flexible y poco adherida a planos profundos. La mano se caracteriza por la existencia de vello y la red venosa dorsal cuya impresión cutánea se prueba más en hombres e individuos de contextura flaca. Al cerrar la mano se aprecian los nudillos que corresponden a las articulaciones metacarpofalángicas y al prolongar se visualizan los tendones extensores recorriendo longitudinalmente el dorso (Medicinacuc, 2010).

### **5.3. Ligamentos de los dedos**

Los ligamentos son fibras densas de tejido conectivo especializado que unen dos huesos entre sí, varían en tamaño, forma, orientación y localización. Las fibras están compuestas de colágeno tipo I en 85%, dispuestas en forma paralela y el resto está compuesto por otros tipos. La orientación en cada ligamento representa una función precisa y específica. La siguiente imagen representa los ligamentos del antebrazo y mano derecha. Así también, se debe considerar que la estructura es la misma para el brazo izquierdo (2) (Mediprax, 2020).

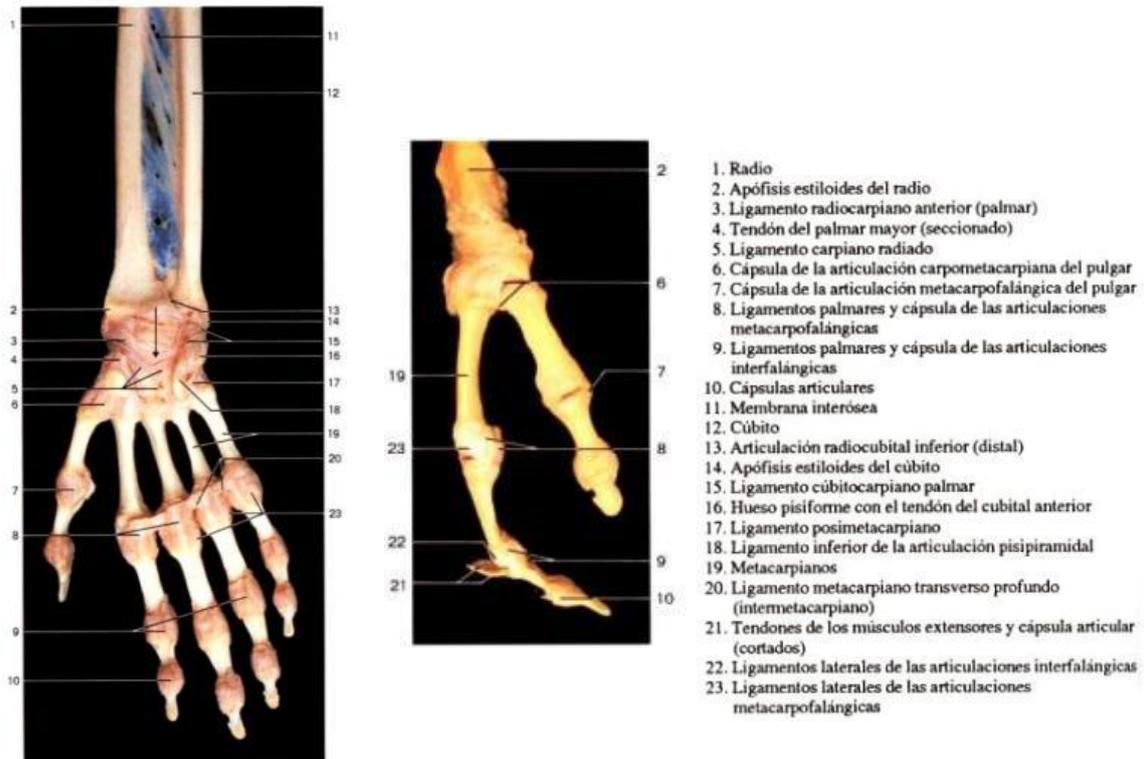


Figura 1. Ligamentos de la mano (Mediprax, 2020)

Con las imágenes presentadas se puede identificar las articulaciones carpometacarpianas segunda a quinta, las cuales permiten al tipo de las artrodias, tienen movilidad limitada. La articulación carpometacarpiana del pulgar (entre el trapecio y el primer metacarpiano), tiene la mayor movilidad; debido a que la dirección de esta articulación carpometacarpiana no es paralela al plano palmar se facilita el movimiento de pinza (Medicinacuc, 2010).

Además, el movimiento de las articulaciones intercarpianas es mínimo debido a varios ligamentos; sin embargo, el deslizamiento de los huesos carpianos permite la aducción y abducción de la mano (Apertura y cierre) (Medicinacuc, 2010).

#### 5.4. Músculos extensores del antebrazo

“La fuerza de contracción de un músculo es proporcional a su área de sección transversal fisiológica (PCSA). La gran PCSA del músculo extensor radial largo del carpo y la corta longitud de sus fibras favorecen la producción de fuerza, mientras que la PCSA más pequeña del músculo extensor radial largo del carpo y las fibras más largas, favorecen la excursión, lo que permite un

mayor rango de movimiento (Ravichandiran et al., 2009). Los brazos de momento del tendón del músculo extensor radial largo del carpo en la articulación radiocarpiana son alrededor de 1,3 cm de extensión y 1,5 cm de desviación radial, mientras que los brazos de momento en el codo van desde 1 a 5 cm para las diferentes fibras. Por lo tanto, las fibras que se insertan más altas en el húmero tienen mucho más potencial para la flexión de la articulación cubital que para la extensión de la articulación radiocarpiana, por lo que el músculo extensor radial largo del carpo depende de los extensores de la articulación cubital como sinergistas y es menos eficaz como extensor de la articulación radiocarpiana cuando se flexiona el codo (Brand et al., 1981)” (Cerde & Sol, 2015).



Figura 2. Músculos extensores (Cerde & Sol, 2015)

### 5.5. Músculos extensores de la mano

Los músculos de la mano son clasificados en 4 grupos principales: Eminencia Tenar, Eminencia hipotenar, interóseos, Lumbricales. Los cuales son descritos mediante el siguiente mapa conceptual (Dr. Juan José Sánchez).

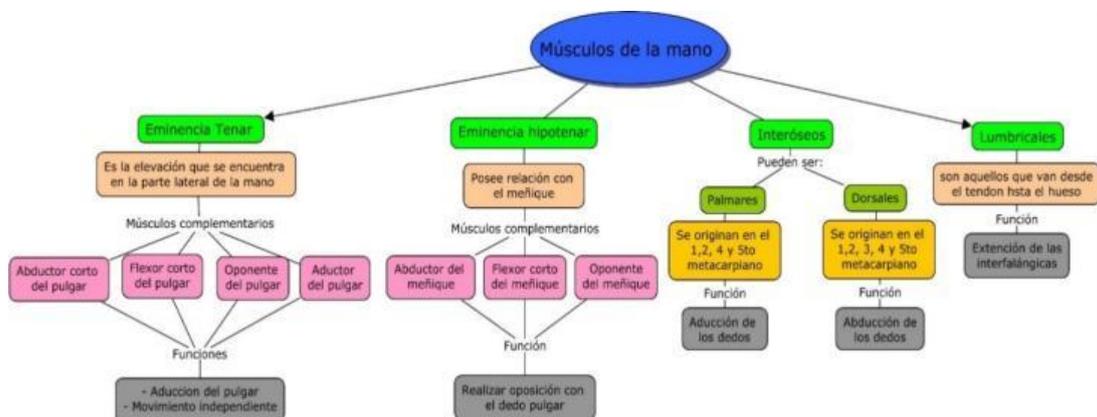


Figura 3. Músculos de la mano (Fuente: Autores)

Al complementarse cada uno de estos músculos se logra los movimientos básicos de la mano para trabajos manuales que son: flexión, extensión, abducción y aducción de la mano, abducción y aducción del pulgar, desviación radial, pronación, supinación, prehensión, pinza, hiperextensión de los dedos, oposición del pulgar, compresión digital, compresión palmar y rotación (Angulo Carrere & Álvarez Méndez, 2011).

## 5.6. Historia de las prótesis

Una prótesis es un dispositivo que se encarga de reemplazar un miembro del cuerpo humano. El desarrollo de las prótesis está vinculado con el desarrollo tecnológico, la biónica y el descubrimiento de nuevos materiales.

Según Ríos y otros "La primera prótesis de miembro superior registrada data del año 2000 a. C., fue encontrada en una momia egipcia; la prótesis estaba sujeta al antebrazo por medio de un cartucho adaptado al mismo (Ríos, Flores, & Juárez, 2004).

Con el manejo del hierro, el hombre pudo construir manos más resistentes y que pudieran ser empleadas para portar objetos pesados, tal es el caso del general romano Marcus Sergius que durante la Segunda Guerra Púnica (218-202 a. C.) fabricó una mano de hierro para él, con la cual portaba su espada, ésta es la primera prótesis de hierro registrada (Ríos, Flores, & Juárez, 2004).

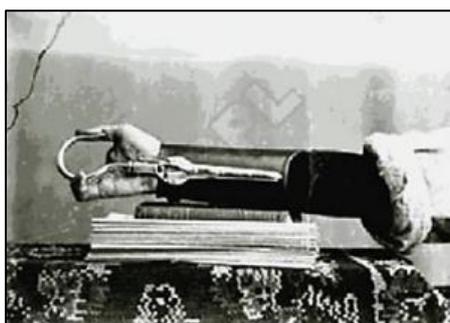
En la búsqueda de mejoras en el año de 1400 se fabricó la mano de alt-Ruppín construida también en hierro, constaba de un pulgar rígido en oposición y dedos flexibles, los cuales eran flexionados pasivamente, éstos se podían fijar mediante un mecanismo de trinquete y además tenía una muñeca móvil. El empleo del hierro para la fabricación de manos era tan recurrente, que hasta Goethe da nombre a una de sus obras inspirado en el caballero germano Gotz von Berlichingen, por su mano de hierro (Ríos, Flores, & Juárez, 2004).



*Figura 4. Mano de Hierro alt-Ruppin, año 1400 (Ríos, Flores, & Juárez, 2004).*

En el siglo XVI el médico militar francés Ambroise Paré mejoró el diseño de la prótesis de mano haciendo que los dedos puedan abrirse y cerrarse presionando o traccionando; el diseño constaba de una palanca por medio de la cual el brazo podía realizar la flexión o extensión a nivel de codo. Dicha prótesis fue fabricada para un desarticulado de codo. Simultáneamente se creó la primera mano estética de cuero dando un nuevo giro a la utilización de materiales en las prótesis de miembros superiores (Ríos, Flores, & Juárez, 2004).

En el siglo XIX se emplean el cuero, los polímeros naturales y la madera en la fabricación de prótesis; los resortes contribuyen también al desarrollo de nuevos mecanismos para la fabricación de elementos de transmisión de la fuerza para la sujeción. Entre las innovaciones más importantes al diseño de las prótesis de miembro superior se encuentra la del alemán Peter Beil. El diseño de la mano cumple con el cierre y la apertura de los dedos, pero, es controlada por los movimientos del tronco y hombro contra lateral, dando origen a las prótesis autopropulsadas (Ríos, Flores, & Juárez, 2004).



*Figura 5. Prótesis de mano con pulgar móvil y gancho dividido sagitalmente (Ríos, Flores, & Juárez, 2004)*

Actualmente, se dice que el dedo pulgar es el miembro más importante de la mano, sin éste la capacidad de la mano se reduce hasta un 40%. Los principales tipos de prensión de la mano son de suma importancia y la prótesis deberá ser diseñada para cumplirlos. Las formas básicas de prensión de la mano son: prensión en pinza fina con la punta de los dedos; prensión en puño, gruesa o en superficie; prensión en gancho y prensión en llave. Con la combinación de estos tipos de prensión se logra otros movimientos (Ríos, Flores, & Juárez, 2004).

La mano de Canterbury utiliza eslabones mecánicos movidos directamente para actuar los dedos en forma similar a la mano humana. El movimiento directo de los eslabones se utiliza para reducir los problemas que presentan otros diseños de manos. Cada dedo de esta mano tiene 2.25 grados de libertad, la parte fraccionaria se debe al mecanismo para extender los dedos que es compartido por cuatro dedos (Ríos, Flores, & Juárez, 2004).

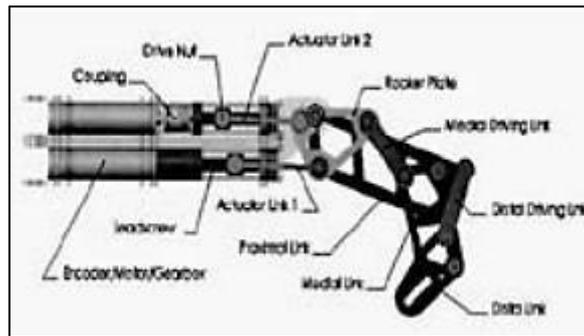


Figura 6. Mano de Canterbury (Ríos, Flores, & Juárez, 2004).

Con los avances tecnológicos se ha logrado clasificar las prótesis en: prótesis mecánicas, prótesis eléctricas, prótesis neumáticas, prótesis mioeléctricas y prótesis híbridas.

#### 5.6.1. Prótesis mecánicas

Las prótesis mecánicas son dispositivos que se utilizan para el cierre o la apertura a voluntad, controlados mediante mecanismos fijados alrededor de los hombros, parte del pecho y el brazo. Solo se pueden usar para agarrar unos objetos relativamente grandes y redondos debido a la debilidad del mecanismo (Flores & Juárez, 2004) (Montealegre, 2016).

#### 5.6.2. Prótesis eléctricas

Usan motores eléctricos en terminales, codo de muñeca, con una batería recargable. Pueden controlarse de varias formas: servocontrol, pulsador o interruptor con arnés. También existen otras desventajas inherentes al mantenimiento complejo, como la baja resistencia a ambientes húmedos y al peso (Díaz Montes & Dorador González, 2009).

#### 5.6.3. Prótesis neumáticas

Su accionamiento es mediante ácido carbónico comprimido que provee energía. Esta posee dificultades por sus accesorios y el riesgo en el uso del ácido carbónico (Díaz Montes & Dorador González, 2009).

#### 5.6.4. Prótesis Mioeléctricas

Las señales mioeléctricas (EMG) hacen referencia a la señal muscular del ser humano, dicha señal es extraída mediante electrodos para posteriormente ser tratadas. Este tipo de prótesis actualmente son las más aplicadas por la estética y el elevado porcentaje de precisión y fuerza, están basadas en señales musculares (Loaiza & Arzola, 2011).

#### 5.6.5. Prótesis híbridas

Este tipo de mecanismo es más empleado en prótesis transhumerales, donde el codo es operado por el cuerpo y la mano es accionada mioeléctricamente (Loaiza & Arzola, 2011).

## 5.7. Materiales inteligentes

Se define como material inteligente a aquellos materiales que responden de forma reversible, modificando alguna de sus propiedades físicas. (Loaiza & Arzola, 2011) (Iberdrola, 2021). Para controlar las respuestas de las modificaciones de los materiales en una forma predeterminada se diseñan mecanismos de control y selección. El tiempo de respuesta es corto y el sistema comienza a regresar a su estado inicial tan pronto como el estímulo cesa (Ortiz Dosal, 2018).

Los materiales inteligentes son muy variados y para muestra en la siguiente tabla presentamos un grupo de materiales empleados para prótesis de mano.

Tabla 1. Materiales para prótesis de mano.

Aleaciones con memoria de forma	Aleaciones con memoria de forma: NiTi, NiTi-Cu, CuAlTi
	Polímeros con memoria de forma: SMP, Veriflex
	Aleaciones con memoria de forma ferromagnética
Materiales electro y magneto activos	Materiales piezoeléctricos
	Materiales electro y magneto restrictivos
Materiales foto y cromo activos	Electroluminiscentes
	Fluorescentes
	Foto-cromáticos
	Termo-cromáticos
	Electro-cromáticos. Arias y Vanegas (2004)

## 5.8. Dinámica de la transmisión

En la figura 7 se muestra el servo motor MG90S el cual se caracteriza por poseer engranajes metálicos para mayor resistencia y durabilidad, puede girar 180° y posee tres terminales (MG90S datasheets, 2021).



Figura 7. Servomotor MG90S (MG90S datasheets, 2021)

## 5.9. Dispositivo de adquisición de señales

En la figura 8 se indica el sensor Gravity EMG que detecta señales musculares para medirlas. Este posee un circuito de filtrado y amplificación de la señal recibida de 1.5mV 1000 veces y

suprime los ruidos mediante un circuito de filtro analógico diferencial. La fuerza de la señal depende de la actividad muscular (OYMotion, 2021).



Figura 8. Sensor Gravity Force (OYMotion, 2021)

### 5.10. Driver PCA9685

En la figura 9 se indica el driver PCA9685 es un controlador led de 16 canales controlado por bus I2C, su resolución es de 12 bits individual, además, su frecuencia de funcionamiento de entre 24 Hz a 1526 Hz con un ciclo de trabajo que se ajusta desde 0% a 100%. El controlador de salida LED está programado para ser de drenaje abierto con una capacidad de disipación de corriente de 25mA a 5V. El PCA9685 funciona con un suministro de voltaje de 2.3V a 5.5V y las entradas y salidas son tolerantes a 5.5V (PCA9685 datasheets, 2021).



Figura 9. Driver PCA9685 (PCA9685 datasheets, 2021)

### 5.11. Lcd oled

En la figura 10 se indica la pantalla Oled, esta no posee necesidad de retroiluminación, posee un mejor rendimiento que una pantalla LCD normal y presenta menor consumo. Así también, el voltaje de entrada es de 3.3-5V con una dimensión de 0.91 pulgadas (SYSTECH, 2008).



Figura 10. Pantalla LCD OLED

### 5.12. Modulo LM2596

En la figura 11 se indica el módulo LM2596 el cual entrega un voltaje de salida constante inferior al voltaje de entrada frente a variaciones del voltaje de entrada o de carga. Soporta corrientes de salida de hasta 3A, voltaje de entrada entre 4.5V a 40V y voltaje de salida entre 1.23V a 37V. El voltaje de salida se selecciona mediante un potenciómetro multivuelta (LM2596 datasheet, 2021).



Figura 11. Modulo LM2596 (LM2596 datasheet, 2021)

### 5.13. Cable de acero

En la figura 12 se muestra un cable de acero inoxidable posee un diámetro de 0.3mm comúnmente de color plateado, se caracteriza por ser flexible pero fuerte con un recubrimiento de nylon (CFB, 2020).

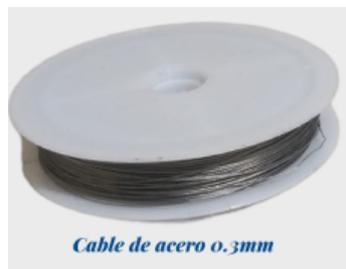


Figura 12. Cable de acero (Fuente: Autores)

### 5.14. Baterías de litio

Este posee una capacidad nominal de 3800mAh a 7.2V con 6 celdas, se caracteriza por poseer larga duración y ofrecer una tasa de descarga máxima de 38mAh. Todos estos parámetros se pueden visualizar en el anexo G (Ubuy, 2021)

## **6. Marco metodológico**

### **6.1. Establecimiento de los parámetros iniciales para el diseño del prototipo.**

El desarrollo de la prótesis está enfocado en un análisis antropomórfico para el modelado biomecánico de la mano al igual que el análisis dinámico y cinemático de la cadena cinemática de la mano humana. En las siguientes secciones se presenta los análisis mencionados.

#### **6.1.1. Antropomorfología**

El antropomorfismo es una representación de semejanzas con la mano humana tanto en destreza como en funcionalidad, es decir, se considera: peso, forma, apariencia, temperatura, etc.

El análisis antropomórfico nace de las necesidades expuestas por la robótica humanoide y la cooperación humano - robot, la mano humana es de suma importancia para obtener el antropomorfismo en el sentido cosmético y funcional. La cadena cinemática de la mano se compone de cuatro eslabones por dedo en cadena abierta, la longitud del eslabón, la orientación y posición determina las posturas que puede adoptar la mano, o en terminología robótica, el espacio de trabajo accesible (Llop Harillo, Pérez González, & -Esperanza, 2020).

Según varios estudios, el grado de antropomorfismo de la cadena cinemática depende de contar con métricas o índices adecuados, sin embargo, se dice que el grado de funcionalidad de una mano está lejos de consiguiese incluso con costosas prótesis comerciales como i-Limb o manos robóticas sofisticadas como Shadow Dexterous Hand.

#### **6.1.2. Cadena cinemática de la mano**

La cadena cinemática de cada dedo contiene cuatro segmentos que son: metacarpiano, Falange proximal, Falange medial y Falange distal, excepto el pulgar, que solo posee tres huesos. Los metacarpianos (MC) forman la palma de la mano y conservan escasa movilidad entre ellos, las articulaciones carpometacarpianas (CMC) tienen una movilidad creciente desde el índice hasta el meñique, proporcionando así el arco palmar (VARGAS, 2016) (Llop Harillo, Pérez González, & -Esperanza, 2020).

La articulación del pulgar tiene la mayor movilidad, con dos grados de libertad rotacionales alrededor de dos ejes casi perpendiculares, que permiten la oposición del pulgar a los dedos largos. Las articulaciones de los cuatro dedos largos también tienen dos grados de libertad

rotacionales con ejes casi perpendiculares: flexión / extensión en el plano sagital y abducción/aducción en el plano frontal (VARGAS, 2016) (Unizar, 2021).

Finalmente, las articulaciones terminales de los dedos largos y del pulgar tienen un grado de libertad en el plano sagital que habilita su flexión y extensión. En total, la cadena cinética de la mano posee veinte y cinco grados de libertad, cinco por dedo (Llop Harillo, Pérez González, & -Esperanza, 2020).

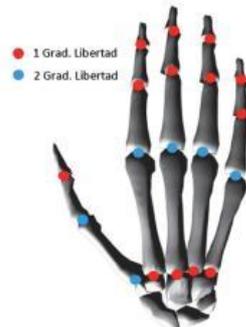


Figura 13. Grados de libertad de la mano (Llop Harillo, Pérez González, & -Esperanza, 2020)

En este trabajo se define una posición fija de los ejes de rotación con respecto a los huesos. Además, las juntas con dos grados de libertad se consideran juntas universales (ejes perpendiculares que se cruzan), aunque según algunos estudios, los ejes de las juntas con dos grados de libertad no son exactamente perpendiculares entre sí ni se cruzan en el mismo punto, con variaciones de una persona a otra. Estas simplificaciones son comunes para la mayoría de los modelos biomecánicos de la mano e implican un pequeño error en las posiciones alcanzables (VARGAS, 2016)

### 6.1.3. Análisis cinemático

La cinemática representa el movimiento de los objetos sólidos sin considerar las causas que lo originan, este se limita al estudio de la trayectoria en función del tiempo. [1]. En el caso de los robots manipuladores se emplea el término “Cinemática directa” y se refiere al estudio analítico del movimiento del robot, dicho estudio proporciona elementos para analizar y diseñar el desplazamiento de trayectorias del robot, así como la orientación del efector final (herramienta de trabajo) (Llop Harillo, Pérez González, & -Esperanza, 2020).

Método Denavit- Hartenberg: este trabaja con una cadena cinemática abierta, es decir, el final de un eslabón es la base del siguiente. Este procedimiento consiste en elaborar una tabla de parámetros que relaciona a los eslabones del robot, dichos parámetros plantean el cambio entre sistemas de referencia  $\{i-1\}$  e  $\{i\}$  y se detallan a continuación:

- $\theta_i$  es el ángulo entre los ejes  $X_{i-1}$  y  $X_i$  medido alrededor del eje  $Z_{i-1}$
- $\alpha_i$  es el ángulo entre los ejes  $Z_{i-1}$  y  $Z_i$  medido alrededor del eje  $X_{i-1}$
- $l_i$  es la distancia entre los ejes  $Z_{i-1}$  y  $Z_i$  medida sobre el eje  $X_{i-1}$
- $d_i$  es la distancia entre los ejes  $X_{i-1}$  y  $X_i$  medida sobre el eje  $Z_{i-1}$  (offset).

$l_i$  siempre es positivo por que corresponde a una longitud, mientras que  $\alpha_i$ ,  $d_i$ ,  $\theta_i$  son cantidades con signo y  $\beta_i$  representa el espesor del servomotor.

### 6.1.3.1. Análisis cinemático experimental

Este análisis se basa principalmente en el funcionamiento de un mecanismo el cual integra un cable de acero y un eje envolvente permitiendo el apriete en agarre de la prótesis lo cual brinda menor trabajo en el torque y mayor fuerza. Este mecanismo posee una articulación elástica con memoria la cual puede regresar a su posición inicial; por lo cual el torque realizado se basa únicamente en el cierre de los dedos.

En este caso el análisis se va a desarrollar con la medición de parámetros en el dedo índice; como se indica en la figura 14; ya que es el que más utilidad posee y el mecanismo es igual para los tres dedos conjuntos, los resultados obtenidos de dicho análisis se presentan en la tabla 2.

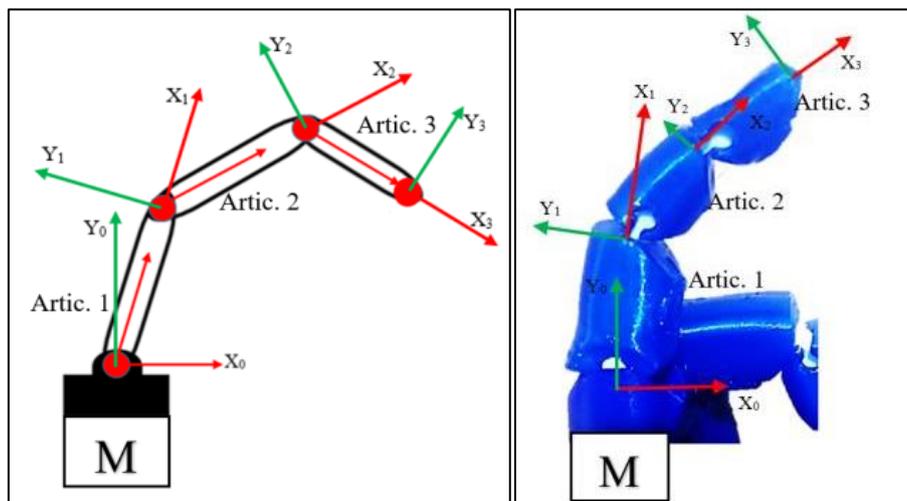


Figura 14. Esquema del mecanismo del dedo (Fuente: Autores)

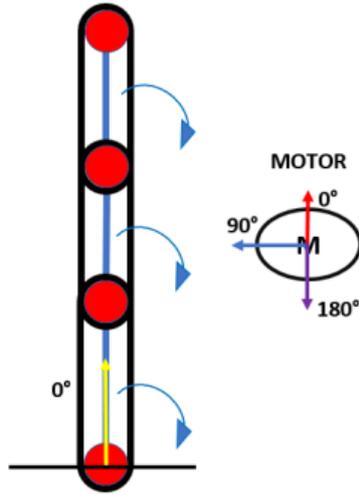


Figura 14(a), Esquema de referencia de ángulos y posición inicial de la articulación.

Para el inicio de este análisis se tomó como referencia el eje central que contiene cada una de las articulaciones para poder obtener el ángulo de desplazamiento en cada una de las posiciones establecidas; como se puede observar mediante un esquema en la figura 14a, la posición en 0 grados se encuentra de forma vertical tomando como base la articulación inicial del dedo; además, el para el movimiento en grados del actuador se lo configuró en sentido antihorario ya que dependía de la posición en el prototipo, con el conjunto de todas estas configuraciones se procede con la medición inicial en la cual se basa este análisis.

Tabla 2. Resultados de las longitudes de cuerda en función del ángulo de giro.

$\Theta$ Motor	$\Theta$ Articulación 1	$\Theta$ Articulación 2	$\Theta$ Articulación 3	Longitud cuerda (cm)
0°	0°	0°	0°	11.5
45°	0°	0°	0°	11.5
90°	70°	50°	80°	10.5
135°	60°	50°	70°	9.5
180°	50°	50°	60°	8.5
225°	30°	50°	60°	7.5
270°	10°	40°	60°	7

### 6.1.3.2. Modelo cinemático de un dedo

Para iniciar con el análisis es necesario conocer cuál es la longitud estándar de los dedos de la mano dentro en una ubicación geográfica determinada, es decir, analizar según el país, provincia

o sector, una medida que sea un valor promedio entre todas las existentes; en este caso se centra en Ecuador donde el promedio analizado se presenta en la tabla 3 denotando así los siguientes valores (VARGAS, 2016).

Se ha tomado como referencia un estudio realizado en la universidad técnica del norte en la cual presenta un análisis de las diferentes longitudes y fuerzas de la mano de las personas en promedio, obteniendo así una tabla en donde se indica la caracterización antropométrica de mano en hombres (VARGAS, 2016). Tomando como referencia la mano dominante se obtiene que:

Tabla 3. Caracterización antropométrica de mano en hombres.

Mano Dominante	Máxima (cm)	Mínima (cm)	Mediana (cm)	Media (cm)	Desviación estándar (cm)
Longitud	13,2	9,0	10,5	10,5	0,6
Longitud Máxima	19,8	15,7	18,0	17,9	0,8
Ancho Máximo	12,0	7,5	10,3	10,3	0,6
Ancho	9,3	6,9	8,1	8,1	0,4
Espesor	3,0	2,0	2,2	2,2	0,2
Diámetro de agarre	5,0	3,0	4,0	4,3	0,5
Circunferencia Máxima	29,5	21,5	25,0	25,0	1,4
Circunferencia	23,5	18,4	20,5	20,6	1,0
LFP	7,8	5,0	6,1	6,2	0,4
LFI	10,7	8,1	9,1	9,1	0,5
LFM	11,6	9,0	10,3	10,3	0,5
LFA	11,2	8,5	9,7	9,7	0,5
LFM	9,1	6,5	7,5	7,6	0,4

En la tabla se puede observar que la longitud máxima de la mano tomada hasta el dedo medio es de 13.2 cm; además la longitud del dedo medio con todas sus articulaciones es de 11.6 cm.

Finalmente, en la siguiente figura 15 se presenta una comparación entre la mano humana y un mecanismo mediante eslabones el cual reemplazará el movimiento de los dedos permitiendo así obtener la posición en el espacio y su ecuación cinemática.

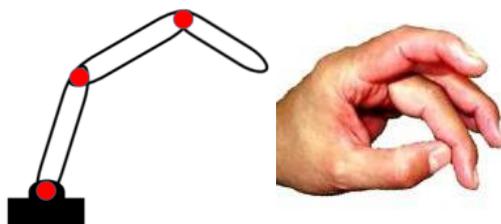


Figura 15. Representación mecánica de una mano (Fuente: Autores)

Para el desarrollo de este análisis se establece el cálculo para el dedo índice de la mano y, además, se estima que hay que reconocer cada una de las articulaciones en sus ejes respectivos; esto se logra en el mecanismo que se aproxima al movimiento del dedo en el plano (X, Y); en la figura 16 ejemplifica de color rojo la ubicación de las articulaciones en el mecanismo de uno de los dedos largos de la mano.

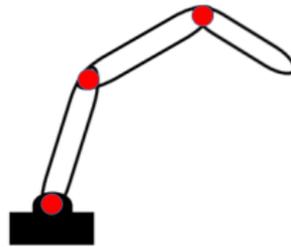


Figura 16. Articulaciones de la mano (Fuente: Autores)

Una vez establecidos los puntos de las articulaciones se procesa a fijar las direcciones, establecer los ángulos de desplazamiento y las longitudes respectivas de cada eslabón (Ver figura 17).

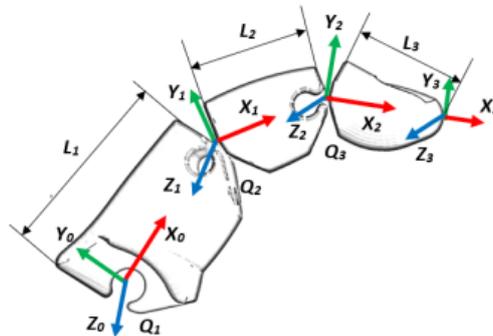


Figura 17. Asignación de variables a cada eslabón (Fuente: Autores)

Con la obtención de todos los ejes y ángulos se establece la matriz de transformación para posteriormente establecer las matrices de desplazamiento.

Tabla 4. Parámetros DH de un dedo planar de 3gdl

Eslabón	$l_i$	$\alpha_i$	$d_i; \beta_i$	$\Theta_i$
Artic. 1	L1	0	0	q1
Artic. 2	L2	0	0	q2
Artic. 3	L3	0	0	q3

Las siguientes matrices representan el desplazamiento de cada eslabón en cadena abierta.

$${}^0_1H(q_1) = \begin{pmatrix} \cos(q_1) & -\sin(q_1) & 0 & l_1 \cos(q_1) \\ \sin(q_1) & \cos(q_1) & 0 & l_1 \sin(q_1) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (1)$$

$${}^1_2H(q_2) = \begin{pmatrix} \cos(q_2) & -\sin(q_2) & 0 & l_2 \cos(q_2) \\ \sin(q_2) & \cos(q_2) & 0 & l_2 \sin(q_2) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (2)$$

$${}^2_3H(q_3) = \begin{pmatrix} \cos(q_3) & -\sin(q_3) & 0 & l_3 \cos(q_3) \\ \sin(q_3) & \cos(q_3) & 0 & l_3 \sin(q_3) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (3)$$

A partir de las ecuaciones 1, 2, 3 y Mediante el uso del software Matlab se consiguieron las matrices de transformación homogénea de cada eslabón, obteniendo así:

Articulación proximal:

$${}^0_1H(q_1) = \begin{pmatrix} \cos(q_1) & -\sin(q_1) & 0 & l_1 \cos(q_1) \\ \sin(q_1) & \cos(q_1) & 0 & l_1 \sin(q_1) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (4)$$

Articulación medial:

$${}^0_2H(q_1, q_2) = {}^0_1H * {}^1_2H \quad (5)$$

$${}^0_2H(q_1, q_2) = \begin{bmatrix} \cos(q_1 + q_2) & -\sin(q_1 + q_2) & 0 & l_1 \cos(q_1) + l_2 \cos(q_1 + q_2) \\ \sin(q_1 + q_2) & \cos(q_1 + q_2) & 0 & l_1 \sin(q_1) + l_2 \sin(q_1 + q_2) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Articulación distal:

Con la solución obtenida de las ecuaciones 4, 5 y 6 se procede a obtener la matriz completa del mecanismo planar de 3 grados de libertad.

$${}^0_3H(q_1, q_2, q_3) = {}^2_3H * {}^1_2H * {}^0_1H \quad (6)$$

$${}^0_3H(q_1, q_2, q_3) = \begin{bmatrix} \cos(q_1 + q_2 + q_3) & -\sin(q_1 + q_2 + q_3) & 0 & l_1 \cos(q_1) + l_2 \cos(q_1 + q_2) + l_3 \cos(q_1 + q_2 + q_3) \\ \sin(q_1 + q_2 + q_3) & \cos(q_1 + q_2 + q_3) & 0 & l_1 \sin(q_1) + l_2 \sin(q_1 + q_2) + l_3 \sin(q_1 + q_2 + q_3) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

La cinemática directa de un dedo respecto al centro de masa está dada por:

$$\text{Articulación proximal} \longrightarrow \begin{bmatrix} X_1 \\ Y_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} l_{c1} \cos(q_1) \\ l_{c1} \sin(q_1) \end{bmatrix} \quad (7)$$

$$\text{Articulación medial} \longrightarrow \begin{bmatrix} X_2 \\ Y_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} l_1 \cos(q_1) + l_{c2} \cos(q_1 + q_2) \\ l_1 \sin(q_1) + l_{c2} \sin(q_1 + q_2) \end{bmatrix} \quad (8)$$

$$\text{Articulación distal} \longrightarrow \begin{bmatrix} X_3 \\ Y_3 \\ Z_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} l_1 \cos(q_1) + l_{c2} \cos(q_1 + q_2) + l_{c3} \cos(q_1 + q_2 + q_3) \\ l_1 \sin(q_1) + l_{c2} \sin(q_1 + q_2) + l_{c3} \sin(q_1 + q_2 + q_3) \\ 0 \end{bmatrix} \quad (9)$$

Con la ecuación 7, 8 y 9, se obtiene la cinemática directa de las falanges respecto al centro de masa de cada eslabón, esto ayudara al cálculo del modelo dinámico.

#### 6.1.4. Análisis dinámico

Euler- Lagrange es una de las metodologías más aplicadas para el modelado dinámico de un robot, por ello en la siguiente sección se utilizará este para modelar el dedo índice de la mano.

Las ecuaciones de movimiento de Euler- Lagrange pueden ser sintetizadas en cuatro pasos con el fin de encontrar el torque necesario para el motor, estos son:

1. Obtener la cinemática directa del centro de masa de cada eslabón. Para el i-ésimo eslabón tomar en cuenta las longitudes anteriores  $l_{i-1}$  y ángulos  $q_1$  y  $q_{i-1}$

$$\begin{bmatrix} X_i \\ Y_i \\ Z_i \end{bmatrix} = f_R(l_i, l_{i-1}, l_{ci}, q_{i-1}, q_i) \quad (10)$$

2. Obtener la cinemática diferencial de i-ésimo eslabón y de ahí deducir la rapidez lineal:

$$v_i = \frac{d}{dt} \begin{bmatrix} X_i \\ Y_i \\ Z_i \end{bmatrix} \quad (11)$$

La rapidez lineal del centro de masa de cada eslabón se calcula de la siguiente forma:

$$v_i^T v_i = \dot{x}_i^2 + \dot{y}_i^2 + \dot{z}_i^2 \quad (12)$$

3. Obtener el modelo de energía que equivale a:

$$H(q, \dot{q}) = K(q, \dot{q}) + U(q) \quad (13)$$

La energía cinética  $K(q, \dot{q})$  incluye el movimiento de translación y rotación

$$K(q, \dot{q}) = \sum_1^n \left[ \frac{1}{2} m_i v_i^T v_i + \frac{1}{2} I_i \dot{q}_i^2 \right] \quad (14)$$

Donde  $I_i$  es el momento de inercia de cada eslabón

La energía potencial  $U(q)$  no tiene una forma específica como en el caso de la energía cinética, depende de la geometría del robot en general:

$$U_i(q) = \sum_1^n [m_i g l_{ci} h_i(q)] \quad (15)$$

Siendo  $h_i(q)$  una función que indica la altura del eslabón con respecto al origen del sistema de referencia del robot.

Obtener el lagrangiano:

$$\mathcal{L}(q, \dot{q}) = K(q, \dot{q}) - u(q) \quad (16)$$

4. Aplicar las ecuaciones de movimiento de Euler-Lagrange e incluir el modelo de fricción.

$$\tau_i = \frac{d}{dt} \left[ \frac{\partial \mathcal{L}(q, \dot{q})}{\partial \dot{q}_i} \right] - \frac{\partial \mathcal{L}(q, \dot{q})}{\partial q_i} + b_i \dot{q}_i + f_{ci} \text{signo}(\dot{q}_i) + f_{ci} [1 - |\text{signo}(\dot{q}_i)|] \quad (17)$$

#### 6.1.4.1. Modelo dinámico de un dedo

Con los pasos revisados anteriormente se procede a obtener el modelo del dedo índice que posee tres grados de libertad, tres eslabones conectados en cadena cinemática abierta.

1. La cinemática directa de un dedo respecto al centro de masa de cada eslabón según la ecuación 10 está dada por:

$$\begin{bmatrix} X_1 \\ Y_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} l_{c1} \cos(q_1) \\ l_{c1} \sin(q_1) \end{bmatrix} \quad (18)$$

$$\begin{bmatrix} X_2 \\ Y_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} l_1 \cos(q_1) + l_{c2} \cos(q_1 + q_2) \\ l_1 \sin(q_1) + l_{c2} \sin(q_1 + q_2) \end{bmatrix} \quad (19)$$

$$\begin{bmatrix} X_3 \\ Y_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} l_1 \cos(q_1) + l_{c2} \cos(q_1 + q_2) + l_{c3} \cos(q_1 + q_2 + q_3) \\ l_1 \sin(q_1) + l_{c2} \sin(q_1 + q_2) + l_{c3} \sin(q_1 + q_2 + q_3) \end{bmatrix} \quad (20)$$

2. Aplicando la ecuación 11 y 12 en el sistema presentado se obtiene:

$$v_1 = \frac{d}{dt} \begin{bmatrix} X_1 \\ Y_1 \end{bmatrix} = \frac{d}{dt} \begin{bmatrix} l_{c1} \cos(q_1) \\ l_{c1} \sin(q_1) \end{bmatrix} \approx \begin{bmatrix} -l_{c1} \sin(q_1) \dot{q}_1 \\ l_{c1} \cos(q_1) \dot{q}_1 \end{bmatrix} \quad (21)$$

$$v_2 = \frac{d}{dt} \begin{bmatrix} X_2 \\ Y_2 \end{bmatrix} = \frac{d}{dt} \begin{bmatrix} l_1 \cos(q_1) + l_{c2} \cos(q_1 + q_2) \\ l_1 \sin(q_1) + l_{c2} \sin(q_1 + q_2) \end{bmatrix} \approx \begin{bmatrix} -l_1 \sin(q_1) \dot{q}_1 - l_{c2} \sin(q_1 + q_2) (\dot{q}_1 + \dot{q}_2) \\ l_1 \cos(q_1) \dot{q}_1 + l_{c2} \cos(q_1 + q_2) (\dot{q}_1 + \dot{q}_2) \end{bmatrix} \quad (22)$$

$$v_3 = \frac{d}{dt} \begin{bmatrix} X_3 \\ Y_3 \end{bmatrix} = \frac{d}{dt} \begin{bmatrix} l_1 \cos(q_1) + l_{c2} \cos(q_1 + q_2) + l_{c3} \cos(q_1 + q_2 + q_3) \\ l_1 \sin(q_1) + l_{c2} \sin(q_1 + q_2) + l_{c3} \sin(q_1 + q_2 + q_3) \end{bmatrix} \quad (23)$$

$$v_3 \approx \begin{bmatrix} l_1 \sin(q_1) - l_2 \sin(q_1 + q_2) (\dot{q}_1 + \dot{q}_2) - l_{c3} \sin(q_1 + q_2 + q_3) (\dot{q}_1 + \dot{q}_2 + \dot{q}_3) \\ l_1 \cos(q_1) + l_2 \cos(q_1 + q_2) (\dot{q}_1 + \dot{q}_2) + l_{c3} \cos(q_1 + q_2 + q_3) (\dot{q}_1 + \dot{q}_2 + \dot{q}_3) \end{bmatrix}$$

Empleando identidades trigonométricas como:  $\sin^2(x) + \cos^2(x) = 1$  y  $\cos(x-y) = \cos(x)\cos(y) + \sin(x)\sin(y)$  se obtiene la rapidez respecto al centro de masa para cada eslabón ( $v_i^T v_i$ ) obtenido así:

$$v_1^T v_1 = l_{c1}^2 \sin^2(q_1) \dot{q}_1^2 + l_{c1}^2 \cos^2(q_1) \dot{q}_1^2 = l_{c1}^2 [\sin^2(q_1) + \cos^2(q_1)] \dot{q}_1^2$$

$$v_1^T v_1 \approx l_{c1}^2 \dot{q}_1^2 \quad (24)$$

$$\begin{aligned}
v_2^T v_2 &= l_1^2 \sin^2(q_1) \dot{q}_1^2 + 2l_1 l_{c2} \sin(q_1) \sin(q_1 + q_2) (\dot{q}_1^2 + \dot{q}_1 \dot{q}_2) \\
&\quad + l_{c2}^2 \sin^2(q_1 + q_2) (\dot{q}_1^2 + \dot{q}_2)^2 + l_1 \cos^2(q_1) \dot{q}_1^2 \\
&\quad + 2l_1 l_{c2} \cos(q_1) \cos(q_1 + q_2) (\dot{q}_1^2 + \dot{q}_1 \dot{q}_2) \\
&\quad + l_{c2}^2 \cos^2(q_1 + q_2) (\dot{q}_1 + \dot{q}_2)^2 \\
&= l_1^2 \dot{q}_1^2 + 2l_1 l_{c2} \cos(q_1 + q_2 - q_1) (\dot{q}_1^2 + \dot{q}_1 \dot{q}_2) + l_{c2}^2 (\dot{q}_1 \\
&\quad + \dot{q}_2)^2
\end{aligned}$$

$$v_2^T v_2 \approx l_1^2 \dot{q}_1^2 + 2l_1 l_{c2} \cos(q_2) (\dot{q}_1^2 + \dot{q}_1 \dot{q}_2) + l_{c2}^2 (\dot{q}_1 + \dot{q}_2)^2 \quad (25)$$

$$\begin{aligned}
v_3^T v_3 &= l_1^2 \sin^2(q_1) \dot{q}_1^2 + l_2^2 \sin^2(q_1 + q_2) (\dot{q}_1^2 + \dot{q}_2)^2 + l_{c3} \sin^2(q_1 + q_2 + q_3) (\dot{q}_1 + \dot{q}_2 + \dot{q}_3)^2 \\
&\quad + 2l_1 l_2 \sin(q_1) \sin(q_1 + q_2) (\dot{q}_1^2 + \dot{q}_1 \dot{q}_2) \\
&\quad + 2l_1 l_{c3} \sin(q_1) \sin(q_1 + q_2 + q_3) (\dot{q}_1^2 + \dot{q}_1 \dot{q}_2 + \dot{q}_1 \dot{q}_3) l_2 l_{c3} \sin(q_1 + q_2) \sin(q_1 + q_2 + q_3) (\dot{q}_1^2 \\
&\quad + \dot{q}_1 \dot{q}_3 + 2\dot{q}_1 \dot{q}_3 + \dot{q}_1 \dot{q}_3 + \dot{q}_2^2) + l_1^2 \cos^2(q_1) \dot{q}_1^2 + l_2^2 \cos^2(q_1 + q_2) (\dot{q}_1 + \dot{q}_2)^2 + l_{c3}^2 \cos^2(q_1 \\
&\quad + q_2 + q_3) (\dot{q}_1 + \dot{q}_2 + \dot{q}_3)^2 + 2l_1 l_2 \cos(q_1) \cos(q_1 + q_2) (\dot{q}_1^2 + \dot{q}_1 \dot{q}_2) \\
&\quad + 2l_1 l_{c3} \cos(q_1) \cos(q_1 + q_2 + q_3) (\dot{q}_1^2 + \dot{q}_1 \dot{q}_2 + \dot{q}_1 \dot{q}_3) \\
&\quad + l_2 l_{c3} \cos(q_1 + q_2) \cos(q_1 + q_2 + q_3) (\dot{q}_1^2 + \dot{q}_1 \dot{q}_3 + 2\dot{q}_1 \dot{q}_3 + \dot{q}_2 \dot{q}_3 + \dot{q}_2^2) \\
&= l_1^2 \dot{q}_1^2 + 2l_1 l_{c2} \cos(q_1 + q_2 - q_1) (\dot{q}_1^2 + \dot{q}_1 \dot{q}_2) + l_{c2}^2 (\dot{q}_1 + \dot{q}_2)^2 \\
v_3^T v_3 &\approx l_1^2 \dot{q}_1^2 + l_2^2 (\dot{q}_1 + \dot{q}_2)^2 + l_{c3}^2 (\dot{q}_1 + \dot{q}_2 + \dot{q}_3)^2 + 2l_1 l_2 \cos(q_2) (\dot{q}_1^2 + \dot{q}_1 \dot{q}_2) + \\
&\quad 2l_1 l_{c3} \cos(q_2 + q_3) (\dot{q}_1^2 + \dot{q}_1 \dot{q}_2 + \dot{q}_1 \dot{q}_3) + l_2 l_{c3} \cos(q_3) (\dot{q}_1^2 + \dot{q}_1 \dot{q}_3 + 2\dot{q}_1 \dot{q}_2 + \\
&\quad \dot{q}_2 \dot{q}_3 + \dot{q}_2^2) \quad (26)
\end{aligned}$$

3. Mediante el uso de las ecuaciones 13 hasta la 16 obtenemos:

- *Eslabón proximal*

- Energía cinética:

$$k_1(q, \dot{q}) = \frac{1}{2} m_1 \left[ l_{c1}^2 \dot{q}_1^2 \right] + \frac{1}{2} I_1 \dot{q}_1^2 = \frac{1}{2} [m_1 l_{c1}^2 + I_1] \dot{q}_1^2 \quad (27)$$

- Energía potencial:

$$U_1(q, \dot{q}) = m_1 g l_{c1} \sin q_1 \quad (28)$$

- *Eslabón medial*

- Energía cinética:

$$\begin{aligned}
k_2(q, \dot{q}) &= \frac{1}{2}m_2[l_1^2 \dot{q}_1^2 + 2l_1l_{c2} \cos(q_2) (\dot{q}_1^2 + \dot{q}_1\dot{q}_2) + l_{c2}^2(q_1\dot{+} + \dot{q}_2)^2] + \frac{1}{2}I_2(q_1\dot{+} + \dot{q}_2)^2 = \\
&\frac{1}{2}m_2l_1^2 \dot{q}_1^2 + m_2l_1l_{c2} \cos(\dot{q}_1^2 + \dot{q}_1\dot{q}_2) + \frac{1}{2}m_2l_{c2}^2(q_1\dot{+} + \dot{q}_2)^2 + \frac{1}{2}I_2(q_1\dot{+} + \dot{q}_2)^2 = \frac{1}{2}m_2l_1^2 \dot{q}_1^2 + \\
&m_2l_1l_{c2} \cos(\dot{q}_1^2 + \dot{q}_1\dot{q}_2) + \frac{1}{2}(m_2l_{c2}^2 + I_2)(q_1\dot{+} + \dot{q}_2)^2
\end{aligned} \tag{29}$$

- Energía potencial:

$$U_2(q, \dot{q}) = m_2gl_1S_{q_1} + m_2gl_{c2}\sin(q_1 + q_2) \tag{30}$$

- Eslabón distal

- Energía cinética:

$$\begin{aligned}
k_3(q, \dot{q}) &= \frac{1}{2}m_3[l_1^2 \dot{q}_1^2 + l_2^2(q_1\dot{+} + \dot{q}_2)^2 + l_{c3}^2(q_1\dot{+} + \dot{q}_2 + \dot{q}_3)^2 + 2l_1l_2 \cos(q_2) (\dot{q}_1^2 + \dot{q}_1\dot{q}_2) + \\
&2l_1l_{c3} \cos(q_2 + q_3) (\dot{q}_1^2 + \dot{q}_1\dot{q}_2 + \dot{q}_1\dot{q}_3) + l_2l_{c3} \cos(q_3) (\dot{q}_1^2 + \dot{q}_1\dot{q}_3 + 2\dot{q}_1\dot{q}_2 + \dot{q}_2\dot{q}_3 + \dot{q}_2^2)] + \\
&\frac{1}{2}I_3(q_1\dot{+} + \dot{q}_2 + \dot{q}_3)^2 = \frac{1}{2}m_3l_1^2 \dot{q}_1^2 + \frac{1}{2}m_3l_2^2(q_1\dot{+} + \dot{q}_2)^2 + \frac{1}{2}m_3l_{c3}^2(q_1\dot{+} + \dot{q}_2 + \dot{q}_3)^2 + \\
&m_3l_1l_2 \cos(q_2)(\dot{q}_1^2 + \dot{q}_1\dot{q}_2) + m_3l_1l_{c3} \cos(q_2 + q_3)(\dot{q}_1^2 + \dot{q}_1\dot{q}_2 + \dot{q}_1\dot{q}_3) + \frac{1}{2}m_3l_2l_{c3} \cos(q_3)(\dot{q}_1^2 + \\
&\dot{q}_1\dot{q}_3 + 2\dot{q}_1\dot{q}_2 + \dot{q}_2\dot{q}_3 + \dot{q}_2^2) + \frac{1}{2}I_3(q_1\dot{+} + \dot{q}_2 + \dot{q}_3)^2
\end{aligned} \tag{31}$$

- Energía potencial:

$$\begin{aligned}
U_3(q, \dot{q}) &= m_3gl_1S_{q_1} + m_3gl_2 \sin(q_1 + q_2) + m_3gl_{c3} \sin(q_1 + q_2 + \\
&q_3)k(q, \dot{q}) \\
\end{aligned} \tag{32}$$

El Lagrangiano es:

$$\begin{aligned}
\mathcal{L}(q, \dot{q}) &= \frac{1}{2}m_1l_{c1}^2 \dot{q}_1^2 + \frac{1}{2}I_1\dot{q}_1^2 + \frac{1}{2}m_2l_1^2\dot{q}_1^2 + m_2l_1l_{c2} \cos(q_2) (\dot{q}_1^2 + \dot{q}_1\dot{q}_2) + \frac{1}{2}(m_2l_{c2}^2 + \\
&l_2)(\dot{q}_1 + \dot{q}_2)^2 + \frac{1}{2}m_3l_1^2\dot{q}_1^2 + \frac{1}{2}m_3l_2^2(\dot{q}_1 + \dot{q}_2)^2 + \frac{1}{2}m_3l_{c3}^2(\dot{q}_1 + \dot{q}_2 + \dot{q}_3)^2 + m_3l_1l_2 \cos(q_2) (\dot{q}_1^2 + \\
&\dot{q}_1\dot{q}_2) + m_3l_1l_{c3} \cos(q_2 + q_3) (\dot{q}_1^2 + \dot{q}_1\dot{q}_2 + \dot{q}_1\dot{q}_3) + \frac{1}{2}m_3l_2l_{c3} \cos(q_3)(\dot{q}_1^2 + \dot{q}_1\dot{q}_3 + 2\dot{q}_1\dot{q}_2 + \dot{q}_2\dot{q}_3 + \\
&\dot{q}_2^2) + \frac{1}{2}I_3(\dot{q}_1 + \dot{q}_2 + \dot{q}_3)^2 - m_1gl_{c1} \sin(q_1) - m_2gl_1 \sin(q_1) - m_2gl_{c2} \sin(q_1 + q_2) - \\
&m_3gl_1 \sin(q_1) - m_3gl_2 \sin(q_1 + q_2) - m_3gl_{c3} \sin(q_1 + q_2 + q_3)
\end{aligned} \tag{32}$$

4. Aplicando la ecuación 17 de Euler Lagrange se obtiene:

$$\begin{aligned}
\tau_1 &= m_1l_{c1}^2 \ddot{q}_1 + m_2 \left( l_1^2 \ddot{q}_1 + l_{c2}(\ddot{q}_1 + \ddot{q}_2) + l_1l_{c2} \left( \cos(q_2) (2\ddot{q}_1 + \ddot{q}_2) - \sin(q_2)(2\dot{q}_1\dot{q}_2 + \right. \right. \\
&\left. \left. \dot{q}_2^2) \right) \right) + m_3 \left( l_1l_2 \left( \cos(q_2) (2\ddot{q}_1 + \ddot{q}_2) - \sin(q_2)(2\dot{q}_1\dot{q}_2 + \dot{q}_2^2) \right) + l_2l_{c3} \left( \cos(q_3) (2\ddot{q}_1 + \ddot{q}_2 + \right. \right. \\
&\left. \left. \ddot{q}_3) - \sin(q_3)(2\dot{q}_1\dot{q}_3 + 2\dot{q}_2\dot{q}_3 + \dot{q}_3^2) \right) + l_1l_{c3}(\cos(q_2 + q_3) (2\ddot{q}_1 + \ddot{q}_2 + \ddot{q}_3) - \sin(q_2 + \right. \\
&\left. q_3)(2(\dot{q}_1\dot{q}_2 + \dot{q}_1\dot{q}_3 + \dot{q}_2\dot{q}_3) + \dot{q}_2^2 + \dot{q}_3^2) \right) + l_1^2 \ddot{q}_1 + l_2^2(\ddot{q}_1 + \ddot{q}_2) + l_{c3}^2(\ddot{q}_1 + \ddot{q}_2 + \ddot{q}_3) + I_1\ddot{q}_1 +
\end{aligned}$$

$$I_2(\ddot{q}_1 + \ddot{q}_2) + I_3(2\ddot{q}_1 + \ddot{q}_2 + \ddot{q}_3) - m_1 g l_{c1} \sin(q_1) - m_2 g (l_1 \sin(q_1) + l_{c2} \sin(q_1 + q_2)) - m_3 g (l_1 \sin(q_1) + l_2 \sin(q_1 + q_2) + l_{c3} \sin(q_1 + q_2 + q_3)) \quad (33)$$

En la siguiente sección se presenta una tabla resumen de los cálculos realizados, tomando en cuenta que se encuentra de manera simbólica para su debido reemplazo de los valores que se encuentran en la tabla 2:

Tabla 5. Resultados análisis dinámico y cinemático

		Dinámica	
Eslabón	Cinemática $\begin{bmatrix} X_i \\ Y_i \end{bmatrix}$	Energía potencial $U_i(q)$	Energía Cinética $K(q, \dot{q})$
Proximal	$\begin{bmatrix} l_{c1} \cos(q_1) \\ l_{c1} \sin(q_1) \end{bmatrix}$	$m_1 g l_{c1} \sin q_1$	$\frac{1}{2} [m_1 l_{c1}^2 + I_1] \dot{q}_1^2$
Medial	$\begin{bmatrix} l_1 \cos(q_1) + l_{c2} \cos(q_1 + q_2) \\ l_1 \sin(q_1) + l_{c2} \sin(q_1 + q_2) \end{bmatrix}$	$m_2 g l_1 S q_1 + m_2 g l_{c2} \sin(q_1 + q_2)$	$\frac{1}{2} m_2 l_1^2 \dot{q}_1^2 + m_2 l_1 l_{c2} \cos(q_1 + q_2) \dot{q}_1^2 + \dot{q}_1 \dot{q}_2 + \frac{1}{2} (m_2 l_{c2}^2 + I_2) (\dot{q}_1 + \dot{q}_2)^2$
Distal	$\begin{bmatrix} l_1 \cos(q_1) + l_{c2} \cos(q_1 + q_2) + l_{c3} \cos(q_1 + q_2 + q_3) \\ l_1 \sin(q_1) + l_{c2} \sin(q_1 + q_2) + l_{c3} \sin(q_1 + q_2 + q_3) \end{bmatrix}$	$m_3 g l_1 S q_1 + m_3 g l_2 \sin(q_1 + q_2) + m_3 g l_{c3} \sin(q_1 + q_2 + q_3) + q_2) k(q, \dot{q})$	$\frac{1}{2} m_3 l_1^2 \dot{q}_1^2 + \frac{1}{2} m_3 l_2^2 (\dot{q}_1 + \dot{q}_2)^2 + \frac{1}{2} m_3 l_{c3}^2 (\dot{q}_1 + \dot{q}_2 + \dot{q}_3)^2 + m_3 l_1 l_2 \cos(q_2) (\dot{q}_1 + \dot{q}_2) + m_3 l_1 l_{c3} \cos(q_2 + q_3) (\dot{q}_1 + \dot{q}_2 + \dot{q}_3) + \dot{q}_1 \dot{q}_3 + \frac{1}{2} m_3 l_2 l_{c3} \cos(q_3) (\dot{q}_1 + \dot{q}_2 + \dot{q}_3) + \dot{q}_1 \dot{q}_3 + 2 \dot{q}_1 \dot{q}_2 + \dot{q}_2 \dot{q}_3 + \dot{q}_2^2 + \frac{1}{2} I_3 (\dot{q}_1 + \dot{q}_2 + \dot{q}_3)^2$
Lagrangiano	$\mathcal{L}(q, \dot{q}) = \frac{1}{2} m_1 l_{c1}^2 \dot{q}_1^2 + \frac{1}{2} I_1 \dot{q}_1^2 + \frac{1}{2} m_2 l_1^2 \dot{q}_1^2 + m_2 l_1 l_{c2} \cos(q_2) (\dot{q}_1^2 + \dot{q}_1 \dot{q}_2) + \frac{1}{2} (m_2 l_{c2}^2 + I_2) (\dot{q}_1 + \dot{q}_2)^2 + \frac{1}{2} m_3 l_1^2 \dot{q}_1^2 + \frac{1}{2} m_3 l_2^2 (\dot{q}_1 + \dot{q}_2)^2 + \frac{1}{2} m_3 l_{c3}^2 (\dot{q}_1 + \dot{q}_2 + \dot{q}_3)^2 + m_3 l_1 l_2 \cos(q_2) (\dot{q}_1^2 + \dot{q}_1 \dot{q}_2) + m_3 l_1 l_{c3} \cos(q_2 + q_3) (\dot{q}_1^2 + \dot{q}_1 \dot{q}_2 + \dot{q}_1 \dot{q}_3) + \frac{1}{2} m_3 l_2 l_{c3} \cos(q_3) (\dot{q}_1^2 + \dot{q}_1 \dot{q}_3 + 2 \dot{q}_1 \dot{q}_2 + \dot{q}_2 \dot{q}_3 + \dot{q}_2^2) + \frac{1}{2} I_3 (\dot{q}_1 + \dot{q}_2 + \dot{q}_3)^2 - m_1 g l_{c1} \sin(q_1) - m_2 g l_1 \sin(q_1) - m_2 g l_{c2} \sin(q_1 + q_2) - m_3 g l_1 \sin(q_1) - m_3 g l_2 \sin(q_1 + q_2) - m_3 g l_{c3} \sin(q_1 + q_2 + q_3)$		

Torque necesario	$\begin{aligned} \tau_1 = & m_1 l_{c1}^2 \ddot{q}_1 + m_2 \left( l_1^2 \ddot{q}_1 + l_{c2}(\ddot{q}_1 + \ddot{q}_2) + l_1 l_{c2} \left( \cos(q_2) (2\ddot{q}_1 + \ddot{q}_2) - \sin(q_2) (2\dot{q}_1 \dot{q}_2 + \dot{q}_2^2) \right) \right) \\ & + m_3 \left( l_1 l_2 \left( \cos(q_2) (2\ddot{q}_1 + \ddot{q}_2) - \sin(q_2) (2\dot{q}_1 \dot{q}_2 + \dot{q}_2^2) \right) \right. \\ & + l_2 l_{c3} \left( \cos(q_3) (2\ddot{q}_1 + \ddot{q}_2 + \ddot{q}_3) - \sin(q_3) (2\dot{q}_1 \dot{q}_3 + 2\dot{q}_2 \dot{q}_3 + \dot{q}_3^2) \right) \\ & + l_1 l_{c3} \left( \cos(q_2 + q_3) (2\ddot{q}_1 + \ddot{q}_2 + \ddot{q}_3) - \sin(q_2 + q_3) (2(\dot{q}_1 \dot{q}_2 + \dot{q}_1 \dot{q}_3 + \dot{q}_2 \dot{q}_3) \right. \\ & \left. \left. + \dot{q}_2^2 + \dot{q}_3^2) \right) + l_{c3}^2 (\ddot{q}_1 + \ddot{q}_2 + \ddot{q}_3) + (I_1 + l_1^2) \ddot{q}_1 + (I_2 + l_2^2) (\ddot{q}_1 + \ddot{q}_2) \right. \\ & \left. + I_3 (2\ddot{q}_1 + \ddot{q}_2 + \ddot{q}_3) - U_1 - U_2 - U_3 \right) \end{aligned}$
------------------	--

## 6.2. Propuesta de diseño de un prototipo biónico.

El diseño generado se formó a partir de un prototipo anterior mediante escaneo 3D de una mano con dimensiones estándar creado por FunMove una entidad en la ciudad de Corea donde su visión es creer que la felicidad más simple de los humanos proviene de la actividad física la cual se encuentra disponible en (FunMove, 2016) . Tomando como referencia el modelo realizado se realizó un diseño de elementos complementarios y fundamentales en la estructura de la prótesis y sus componentes.

En el desarrollo de estas ediciones en el prototipo se realizó una adaptación para integrar diferentes conexiones como: el sistema de control, pantalla de visualización, y otros elementos.

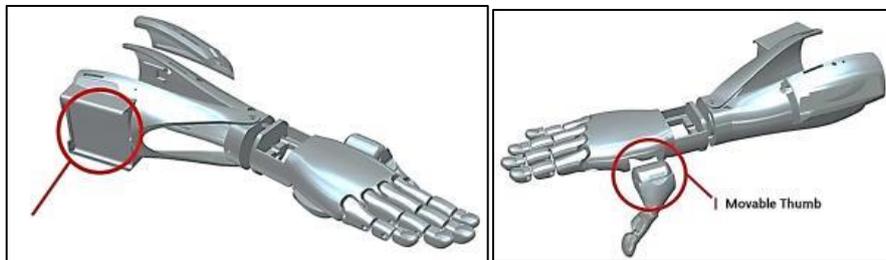


Figura 18. Prótesis diseñada por FunMove (FunMove, 2016).

Como se puede observar en la Figura 18, el diseño del prototipo se basa en la extremidad superior derecha lo cual para poder implementar todos los diseños posteriores fue necesario realizar un espejo a todos sus componentes; además se incluye que al ser un prototipo éste puede continuar su modificación según las investigaciones y desarrollos que se requiera.

### 6.2.1. Diseño de protección para el sistema de alimentación.

Este diseño se define como una parte fundamental para el funcionamiento de la prótesis ya que una de las características es que tenga una larga duración en su funcionamiento por lo que posee una fuente muy robusta de baterías Ion-litio. Se determinó que, si se realiza el montaje y ensamblaje del equipo, éstas queden descubiertas.

Con toda esta evaluación se procedió a realizar un diseño estético que permita a las baterías encajar en la prótesis de una mejor manera y tener un sistema de ventilación por rejillas, además de eso se realizó un acople para la sujeción de este elemento, con la integración de tornillos de 3mm los cuales se insertarán por la parte lateral de la prótesis.

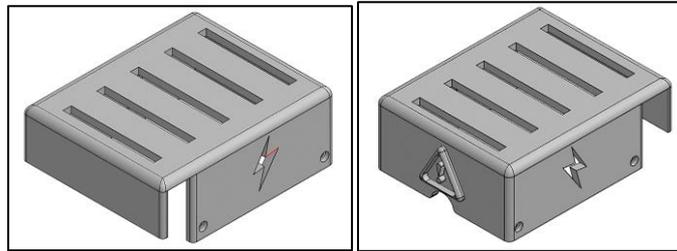


Figura 19. Soporte para la fuente de alimentación de la prótesis (Fuente: Autores).

Como se puede visualizar en la Figura 19, el diseño posee un sistema de rejilla para aislar el calor producido en las baterías ya que la prótesis va a estar en funcionamiento la mayor parte del día; hay que tomar en cuenta que, al ser una fuente un poco robusta, tener protección y sobre todo estar ubicada en la parte externa de la prótesis; protege al usuario de cualquier percance del sistema de alimentación o fuente, evitando lesiones o daños en la extremidad.

#### 6.2.2. Diseño para la protección de actuadores y pantalla de visualización.

La creación de este diseño se fundamenta en la exposición de los actuadores al medio, es decir que cualquier elemento puede estar en contacto con los actuadores e impedir su funcionamiento o provocar que éstos se rompan por algún golpe.

Además, en el diseño de la parte superior posee un espacio para la instalación de una pantalla oled de 0.9 pulgadas la cual indica el porcentaje de batería permitiendo tener una mayor comodidad en el control del dispositivo como usuario personalizado.

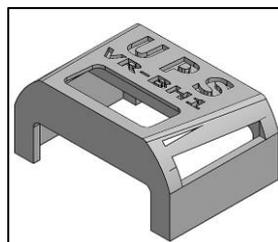


Figura 20. Soporte superior para los actuadores y pantalla oled (Fuente: Autores).

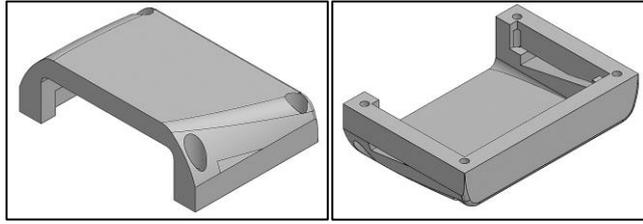


Figura 21. Soporte Inferior para los actuadores (Fuentes: Autores).

Como se puede observar en la Figura 19, este diseño posee un inscrito en la parte superior, además el espacio para el montaje de la pantalla oled; además de esto el diseño posee una rejilla de ventilación para que los actuadores no excedan la temperatura normal de trabajo; y en la Figura 20, se puede observar que el soporte de la parte inferior de los actuadores posee una sujeción de cuatro tornillos de 3mm; brindando protección durante el funcionamiento de la prótesis.

### 6.2.3. Diseño de poleas para el mecanismo de movimiento.

La validez de este diseño se basa en el mecanismo de poleas que necesitan los actuadores para realizar el movimiento de los dedos de la prótesis, para ello se ha diseñado unas poleas de 15mm de diámetro donde se encuentra un orificio lateral para la sujeción del cable de acero de 0.33mm. Además de ello, se puede observar que el diseño del acople inferior es necesario para poder ajustar a los actuadores mediante un tornillo propio con el que vienen integrados.

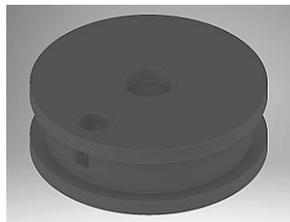


Figura 22. Polea para actuador (Fuente: Autores).

Como se puede observar en la Figura 22, se encuentra el orificio central por donde se inserta una sujeción al actuador con tornillo milimétrico.

Todos estos diseños incluyendo el conjunto principal que es la prótesis se encuentran en el anexo (H), donde se especifica mediante planos cada una de las medidas y elementos que incluye en este dispositivo.

## 6.3. Construcción del prototipo biónico.

Para el desarrollo de las prótesis a nivel mundial se ha implementado la tecnología de la impresión 3D, por lo que para este procedimiento se realizó un análisis de los materiales que

poseen compatibilidad con el cuerpo humano tomando como referencia un elemento aproximado el cual puede ser impreso en 3D y de la misma manera cumpla con algunas características de compatibilidad siendo el PETG (Tereftalato de polietileno) y la G del final significa Glycol-modificado; adicional a ello se implementó un material flexible el cual funciona como memoria aplicado en las juntas(uniones), para el retorno del movimiento de los dedos a su posición inicial (mano abierta).

A continuación, se presentan las actividades desarrolladas para la construcción de este prototipo.

### **6.3.1. Impresión 3D**

El desarrollo de la impresión 3D ha sido uno de los mayores alcances que ha tenido la tecnología en el campo del diseño de prototipos y sistemas que permitan o generen una ayuda a las personas que tengan alguna dificultad en su movimiento o en realizar alguna actividad, por ello se ha visto que la construcción de esta prótesis también se puede integrar este sistema más aún si se trata de una impresión con materiales biocompatibles o inteligentes.

Para ello se ha visto la necesidad de utilizar un tipo de impresoras con tecnología de impresión FDM que poseen un sistema de impresión con una precisión muy elevada, con un acabado superficial de alta calidad.

Para enfatizar, la tecnología FDM se utiliza con impresoras 3D especializadas y termoplásticos de producción para fabricar piezas resistentes, duraderas y dimensionalmente estables con mayor precisión y repetibilidad que cualquier otra tecnología de impresión 3D. El fundador de Stratasys, Scott Crump, inventó la tecnología FDM hace más de 20 años, y ha seguido liderando la revolución de la impresión 3D desde entonces. (Stratasys, 2021)

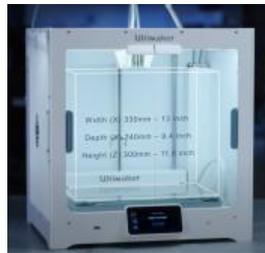
Ventajas de la tecnología FDM:

- ✓ La tecnología es limpia, fácil de usar y adecuada para las oficinas
- ✓ Los termoplásticos de producción compatibles son estables mecánicamente y medioambientalmente
- ✓ Las geometrías y las cavidades complejas que podrían ser problemáticas al usar otros sistemas se convierten en tarea fácil gracias a la tecnología FDM (Stratasys, 2021)

### **6.3.2. Equipos de impresión 3D**

El equipo que se usó para realizar la impresión de todas las partes de la prótesis fue la impresora industrial ULTImaker, sus dimensiones son 330 x 240 x 300 mm es el más grande en estas impresoras y que además posee perfiles de impresión, que han sido testados de forma

exhaustiva el software Ultimaker Cura, las características de impresora inteligente y una nueva opción de material – PLA de gran resistencia – garantizan excelentes resultados y una facilidad de uso sin comparación, incluso con impresiones grandes.



*Figura 23. Impresora 3D industrial Ultimaker Cura (Printfilam, 2020).*

Como se puede visualizar en la figura 22, ésta integra un control sencillo al alcance de su mano incluyendo, un control por pantalla táctil, núcleos de impresión intercambiables y las notificaciones a su escritorio o la nueva app contribuyen a que el funcionamiento de la Ultimaker S5 sea tan sencillo, sin necesidad de entrenamiento. Es una impresora 3D potente, pero sin complicaciones. (Printfilam, 2020) (3D Newworld, 2020).

Para la impresión de las juntas o uniones de los dedos se necesita usar otro tipo de impresora la cual cumpla con los requerimientos que necesita el material Ninja Flex, el cual es un material elástico y resistente. Permitiendo así escoger a la impresora Cura LulzBot; ésta impresora posee el calibre correcto del cable que se adquirió para este proceso de impresión, valorando así también la temperatura del extrusor y de la cama, además la velocidad de impresión (Bitfab, 2019).

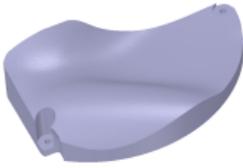
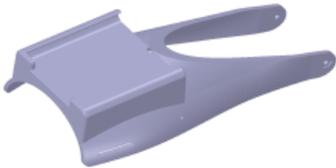


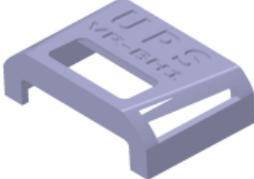
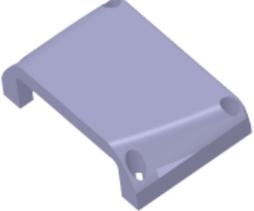
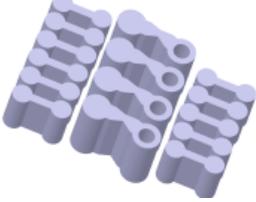
*Figura 24. Impresora 3D Cura LulzBot. (Grunewald, 2015)*

Como era de esperar de una empresa que se enorgullece de vender impresoras 3D basadas en tecnología de código abierto. Recomiendan que los propietarios de sus impresoras 3D LulzBot las utilicen y conviertan sus modelos 3D en GCODE utilizando su software personalizado de edición. Cura no solo es considerada una de las mejores cortadoras disponibles, sino que esta edición se desarrolló específicamente para toda su línea de impresoras 3D. Este equipo incluso ha creado perfiles de impresión Cura preestablecidos, por lo que no importa cuál de sus

impresoras 3D tengan sus usuarios, el software Cura se ha optimizado para esa impresora 3D específica (Grunewald, 2015) (Equipment, 2021).

### 6.3.3. Elementos de la prótesis impresos en 3D

NOMBRE	ELEMENTO	DESCRIPCIÓN
FunMove_v.3_RH_Palm.stl		Este elemento simula la palma de la mano y mediante este se realiza la transmisión de movimiento de los servomotores hacia los dedos.
FunMove_v.3_RH_Thumb		Este elemento conforma la base del dedo pulgar y a su vez contiene un sistema de retorno por muelle para su posición original.
RH Finger Plate		Estos elementos conforman los falanges, falanginas y falangetas de la prótesis. Además, la transmisión de estos se realiza mediante cable de acero de 0.3mm
FunMove_v.3_RH_Palm_cover		Componente encargado de cubrir la palma de la prótesis.
FunMove_v.3_Gauntlet_upper		Elemento encargado de cubrir la parte superior del antebrazo de la persona.
FunMove_v.3_Gauntlet_Base		Elemento encargado de cubrir la parte inferior del antebrazo.

FunMove_v.3_Gauntlet_cover		Cubierta del antebrazo, en este se ubica el sistema de control (Arduino).
Support Battery Box		Cubierta de baterías, se encuentra situado en el antebrazo de la prótesis.
Suport_Actuador_Box_upper		Cubierta de servomotores, en esta se encuentra insertada la pantalla Oled.
Suport_Actuador_Box_Base		Cubierta inferior para los servomotores.
Pulley		Polea para cable de acero insertada en servomotores.
Finger_Joint_90		Juntas impresas en ninja Flex, ubicadas como articulaciones de la prótesis.

### 6.3.4. Manejo de software de impresión.

#### 6.3.4.1. Impresora Ultimaker

Para poder realizar la impresión en esta máquina 3D es necesario tener el software Ultimaker dependiendo de la máquina, el cual necesita que la pieza que se desee imprimir tenga un formato (.stl) el cual se obtiene al exportar desde cualquier software de diseño.

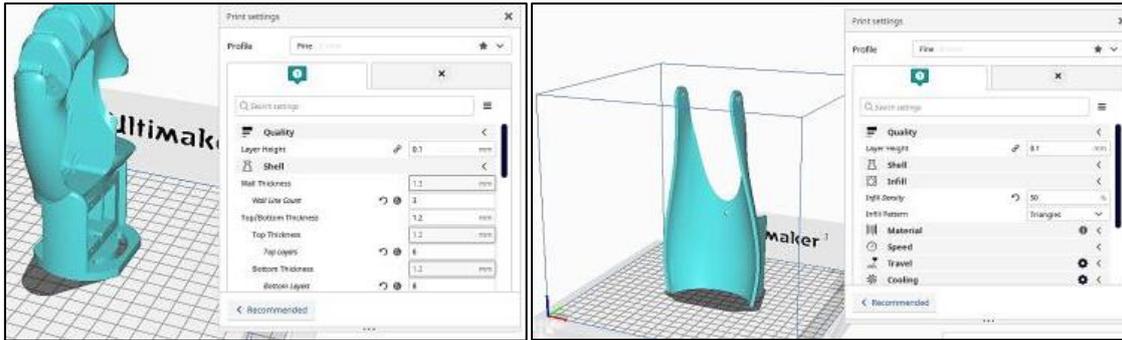


Figura 25. Software de impresión industrial 3D Ultimaker. (Fuente: Autores)

Una vez que se obtenga el archivo se procede a abrir en la aplicación de impresión, donde se puede configurar los distintos parámetros de impresión según el tipo de material y de acuerdo al tipo de impresión que se desee.

#### 6.3.4.2. Impresora Cura Iulzbot

Para poder realizar la impresión en un maquina 3D es necesario tener el software correcto dependiendo de la máquina, para este caso se obtiene que la aplicación que funciona para esta máquina se denomina Cura Iulzbot, el cual necesita que la pieza que se desee imprimir tenga un formato (.stl) el cual se obtiene al exportar desde cualquier software de diseño.

Una vez que se obtenga el archivo se procede a abrir en la aplicación de impresión, donde se puede configurar los distintos parámetros de impresión según el tipo de material y de acuerdo al tipo de impresión que se desee.

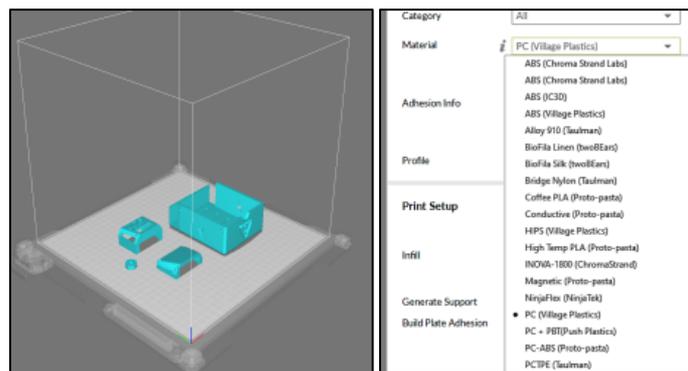


Figura 26. Software de Impresión 3D Cura Iulzbot. (Fuente: Autores)

#### 6.3.4.3. Duración de la impresión de la prótesis 3D.

Para estimar la duración de la impresión de la prótesis se debe tomar en cuenta que al momento de imprimir existieron piezas las cuales pasaron por una fase de prueba para la impresión con este material Inteligente, además de ello se puede observar en las siguientes tablas cada una de

las piezas con su especificación de la duración en horas de impresión costos, el peso y el costo total de impresión.

Tabla 6. Tabla de elementos impresos en 3D y su duración.

Prótesis 1								
Ultimaker S5	Cant.	Descripción de Archivos	Hrs.	Min.	Material	M1 (gr)	Costo Imp. /h	Subtotal
	1	RH Finger Plate	29	56	PETG	100	\$ 1,50	\$ 44,90
	1	Finger_Joint_90	3	49	PETG	11	\$ 1,50	\$ 5,73
	1	FunMove_v.3_Gauntlet_Base	30	50	PETG	120	\$ 1,50	\$ 46,25
	1	FunMove_v.3_Gauntlet_upper	31	46	PETG	107	\$ 1,50	\$ 47,65
	1	FunMove_v.3_Gauntlet_cover	17	59	PETG	38	\$ 1,50	\$ 26,98
	1	FunMove_v.3_RH_Palm.stl	34	9	PETG	154	\$ 1,50	\$ 51,23
	1	FunMove_v.3_RH_Palm_cover	4	42	PETG	20	\$ 1,50	\$ 7,05
	1	FunMove_v.3_RH_Thumb	13	15	PETG	55	\$ 1,50	\$ 19,88
	1	Distal	0	54	PETG	2	\$ 1,50	\$ 1,35
	1	Medial	0	59	PETG	3	\$ 1,50	\$ 1,48
	1	Proximal	1	41	PETG	4	\$ 1,50	\$ 2,53
								<b>\$ 255,00</b>

### 6.3.5. Preparación de las piezas para el ensamblaje de la prótesis.

Para realizar el ensamblaje es necesario tomar en cuenta que las impresiones 3D poseen soportes, los cuales brindan un mejor acabado en partes donde el diseño es flotante.

Dentro de todos estos parámetros se encuentran distintas herramientas con las cuales se logra extraer todo el material sobrante hasta obtener la pieza como tal.

En la imagen 27 se puede observar que la pieza que conforma la palma de la prótesis posee mucho material de soporte el cual se retira hasta obtener una comparación significativa donde pueden encajar los elementos como los dedos y los actuadores respectivamente.

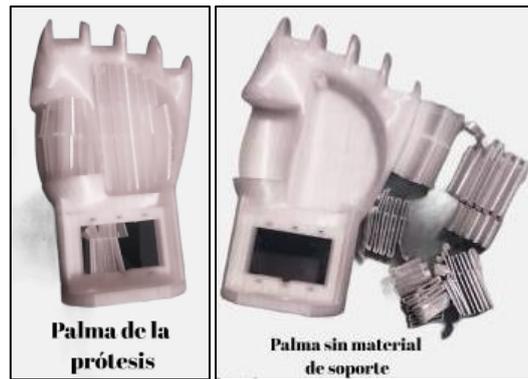


Figura 27. Extracción de soportes de elemento (Palma). (Fuente: Autores)

Como se puede observar en la figura 27 el material de soporte se encuentra en todas las superficies internas, las cuales son muy importantes para el montaje de los componentes. Existen algunos elementos que no poseen material de soporte como se indica en la figura 28, los cuales están totalmente listos para el montaje; tomando en cuenta que la mayoría de superficies son curvas y la forma de impresión es muy eficiente al momento de ensamblar las piezas.

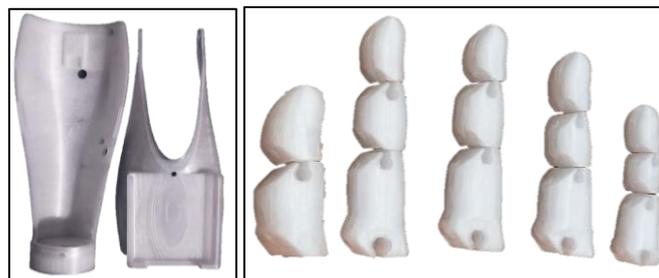


Figura 28. Guante de prótesis y dedos con sus articulaciones. (Fuente: Autores)

### 6.3.6. Implementación del sistema de control.

Para el diseño del sistema de control digital PID mediante el uso del microcontrolador se define por la siguiente ecuación:

$$u(t) = K_p e(t) + K_i \int_0^t e(t) dt + K_d \frac{de(t)}{dt} \quad (34)$$

Donde:

- **e(t)**: error de la señal
- **u(t)**: entrada del control al proceso
- **K<sub>p</sub>**: definido como ganancia proporcional
- **T<sub>i</sub>**: definido como la constante integral
- **K<sub>d</sub>**: definido como la constante derivativa

El diseño del sistema de control inicia al obtener la señal eléctrica que producen los músculos del cuerpo, donde al ingresar al sistema esta es receptada de manera analógica por un arduino el cual se encarga de procesar la señal y traducir a lenguaje PWM para posteriormente enviar al Driver y permitir que los motores se muevan en función de la señal que se obtiene a la entrada; además de ello se obtiene la función de transferencia del servomotor, el cual es colocado en el mecanismo de movimiento de la prótesis.

Para realizar la retroalimentación el actuador posee un encoder de posición el cual realimenta al sistema y me indica en qué posición se encuentran los servomotores.

### Obtención de la función de transferencia del servomotor

El modelado matemático de un servomotor consta de tres partes fundamentales donde integra el circuito eléctrico, el sistema mecánico del motor y el sistema de transmisión para la salida de la carga. Todos estos conjuntos se desarrollan de forma secuencial para poder encontrar la función de transferencia como se puede observar en la figura 29.

A continuación se presentan cada una de las partes que incluye el desarrollo de este modelo.

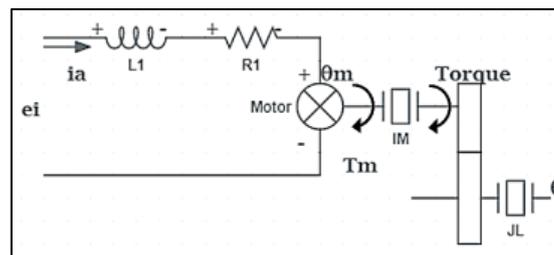


Figura 29. Diagrama previo al modelo del servomotor. (Fuente: Autores)

### Circuito eléctrico

Para iniciar con el desarrollo del circuito eléctrico primero se obtiene la corriente de armadura ( $i_a$ ) mediante la ley de Kirchhoff

Donde:

$$-e_i + l \frac{di_a}{dt} + i_a * R + Fem = 0 \quad (35)$$

$$Fem = Kb * \frac{d\theta_m}{dt} \quad (36)$$

Reemplazando la ecuación 36 en la 35 se obtiene:

$$e_i = l \frac{di_a}{dt} + i_a * R + Kb * \frac{d\theta_m}{dt} \quad (37)$$

Con esta ecuación final se procede a calcular la transformada de Laplace para concretar con el desarrollo.

$$E_{i(s)} = I_a [LS + R] + SKb * \theta_{m(s)} \quad (38)$$

Se establece que al integrar la fuerza electromotriz del motor se incluye ya la relación al sistema mecánico.

### Sistema mecánico

Para definir el sistema mecánico se realiza una relación entre el torque del motor, la inercia y la fuerza electromotriz generada, denotado mediante la ecuación 39

$$I_m \frac{d^2 \theta_m}{dt^2} + T = T_m = K i_a \quad (39)$$

Para la ecuación del torque se tiene la relación entre el torque del motor y la relación de transmisión generada por los engranajes obteniendo la ecuación 40:

$$T = \frac{\theta}{\theta_m} T_l = n T_l \quad (40)$$

$$J_l = \frac{d^2 \theta}{dt^2} = T_l \quad (41)$$

Una vez obtenidas las ecuaciones se procede a reemplazar entre ellas hasta tener como variable principal el desplazamiento angular del motor en la carga; con ello se obtiene:

Reemplazando las ecuaciones 39, 40 y 41 y extrayendo la transformada de Laplace se obtiene la siguiente ecuación:

$$I_m s^2 \theta_{m(s)} + n J_l s^2 \theta_{(s)} = K i_{a(s)} \quad (42)$$

Para encontrar la función de transferencia del sistema se conforman las ecuaciones 38 y 42 donde ya están concretamente desarrolladas; mediante un reemplazo y desarrollo se obtiene la ecuación que lidera el sistema.

$$\frac{\theta(s)}{E i(s)} = \frac{K_n}{S[k \cdot k_b + S(J_m + n^2 J_l)(L_s + R)]} \quad (43)$$

Con la obtención de la función se procede a determinar mediante un diagrama cual es la secuencia de control establecida para este sistema de control.

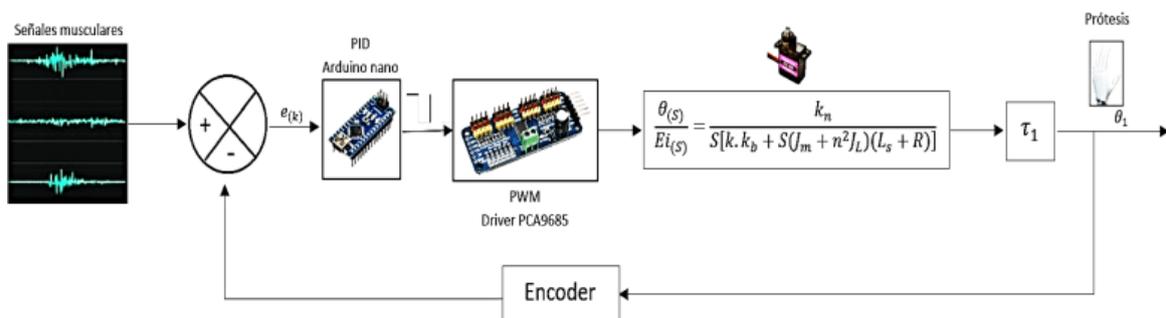


Figura 30. Diseño de controlador PID. (Fuente: Autores)

En la Figura 30 se muestra el controlador integrado que lidera al sistema, de esa manera permite que la prótesis funcione de manera correcta y los servomotores obtengan la mayor potencia posible.

A partir de todos estos datos y características se logró simular el sistema de control mediante el software simulink, donde se insertó mediante diagrama de bloques cada una de las ecuaciones que definen el sistema permitiendo obtener lo siguiente:

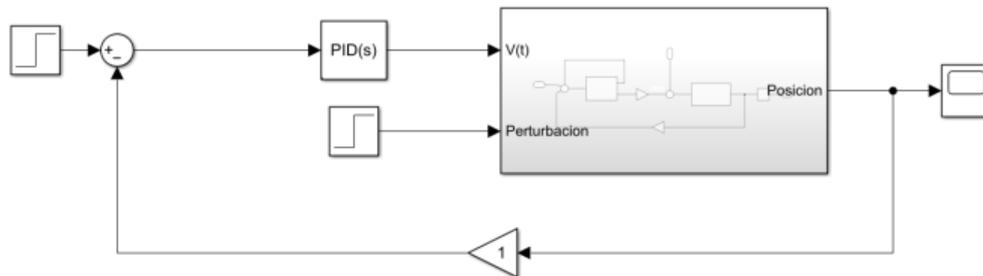


Figura 31. Diseño de planta en Simulink (Fuente: Autores)

Se elaboró un subsistema para poder contener cada uno de los parámetros del robot como el torque, corriente de armadura, carga-torque lo cual esta expresado mediante ecuación. Permitiendo modelar un controlador PID con características de sobrepaso y establecimiento en valores de 10.4% y 1.63 segundos respectivamente como se puede observar en la figura 31 y 32.

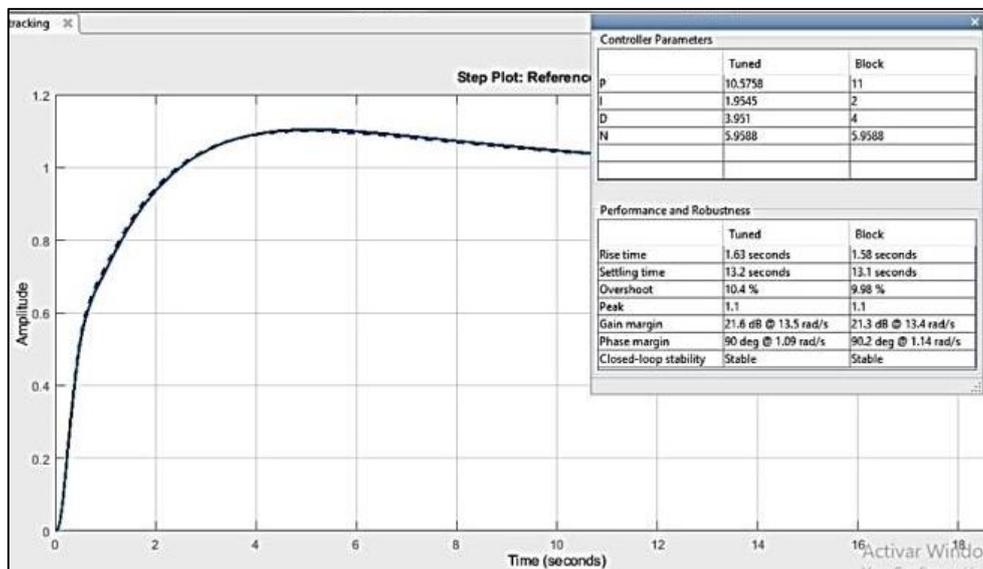


Figura 32. Modelo de la respuesta del sistema. (Fuente: Autores)

Los valores que definen la curva de control dependen de los parámetros del mecanismo de la prótesis y el tiempo de vida útil de los elementos principales que son los actuadores; debido a ello los parámetros como el sobrepaso máximo no debe dar un valor máximo de 12% debido a que el motor se puede sobrecargar y generar un daño en el sistema de transmisión, además se

excede en el consumo de corriente. Por otro lado, el tiempo de establecimiento en este sistema no debe ser mayor a 5 segundos ni tampoco menor a 1 segundo, debido a que el movimiento de la prótesis y en si el mecanismo debe ser suave. De esta manera el sistema de control protege tanto a los elementos que integran la prótesis como a los sistemas de alimentación y durabilidad en su funcionamiento.

generar un modo de simulación dentro del mismo software donde se puede seleccionar la respuesta del sistema de acuerdo a los requerimientos del usuario; con ello se procedió a seleccionar una respuesta rápida con el menor sobrepaso posible ya que de ello depende la rapidez de respuesta a cualquier perturbación, como se puede observar en la figura 32.

Se puede observar de color rojo la curva de respuesta al escalón del sistema y la curva de color azul hace referencia a la respuesta del sistema en general.

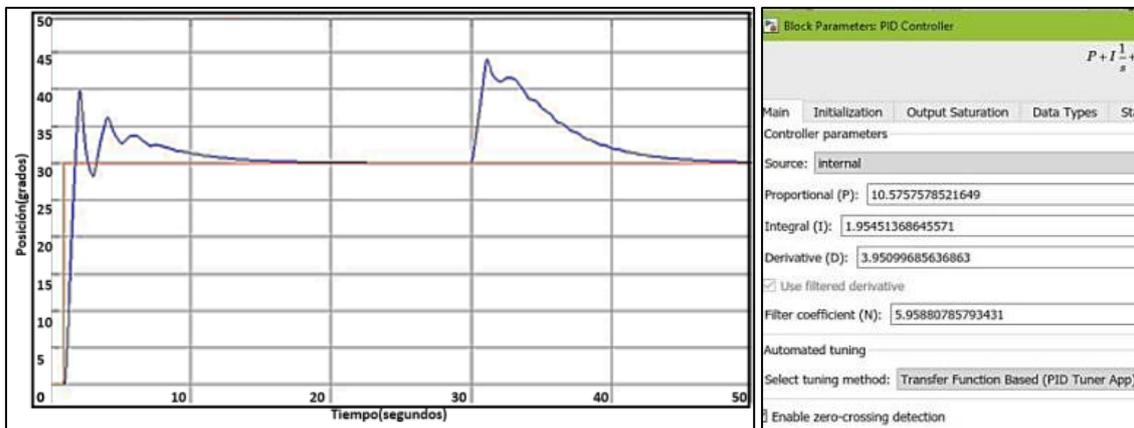


Figura 33. Respuesta del sistema de control mediante simulación. (Fuente: Autores)

### 6.3.7. Diseño del esquema electrónico de conexión.

Para poder esquematizar el diagrama electrónico, se realiza una selección de todos los elementos ya definidos en el fundamento teórico, tomando como referencia el estudio de cada uno de los componentes y módulos como sus entradas, salidas, modos de programación y forma de conexión.

Para realizar todo este esquema fue necesario el uso de una aplicación de software libre denominada Fritzing, la cual está compuesta de realizar las conexiones respectivas de cada uno de los elementos en función de su área de trabajo; iniciando por los electrodos los cuales son la parte inicial de este diagrama, por consiguiente, se tiene el módulo amplificador EMG el cual envía la señal hacia e Arduino Nano por el puerto analógico para que posteriormente pueda enviar una señal PWM al driver PCA9685 y de esa manera realizar el control de los servomotores según la forma de programación.

Cada módulo tiene su propia alimentación de acuerdo a su hoja de datos (ver anexo), teniendo en cuenta que se utilizó un driver para los actuadores con la finalidad de que éstos funcionen con su voltaje de funcionamiento máximo 6v, obteniendo así un torque máximo de 2.2 kgf-cm.

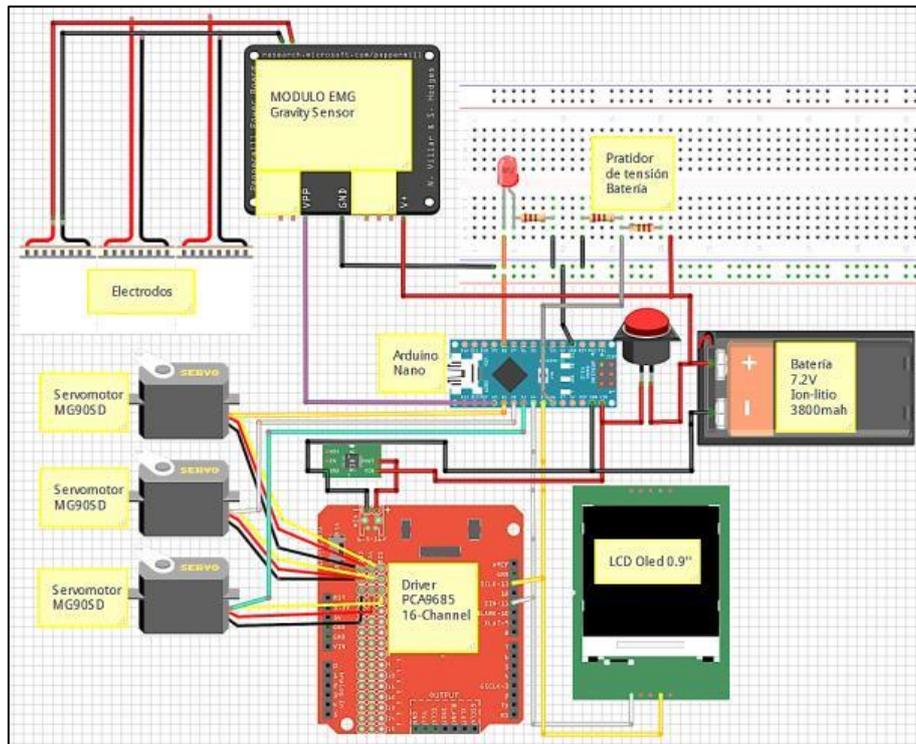


Figura 34. Diagrama electrónico. (Fuente: Autores)

En la figura 34 se puede observar el esquema eléctrico completo el cual controla la prótesis, desarrollado con la finalidad de obtener una mejor visualización de entradas y salidas de cada uno de los componentes y poder entender cómo es su funcionamiento.

Este diseño posee una sección de visualización de parámetros de funcionamiento los cuales se indican en una mini pantalla oled de 0,9 pulgadas; en ella se puede visualizar la inicialización de la prótesis, el estado activo(funcionando), el porcentaje de batería y una advertencia cuando la carga de batería esta baja.

De esta manera permite al usuario tener el control total de la prótesis como un dispositivo necesario para realizar actividades de rutina y por otro lado estar pendiente de los parámetros de batería y funcionamiento de la prótesis.

### 6.3.8. Programación de Hardware para el microcontrolador.

El microcontrolador que se ha integrado en este sistema es el Arduino nano el cual se encarga de recibir la señal analógica emitida por el sensor EMG Gravity, obteniendo una señal de voltaje en fusión del tiempo como se puede observar en la figura 35, para posteriormente realizar el

respectivo filtrado de la señal y generando así un vector de datos los cuales son muy importantes para reconocer el movimiento que se está realizando.

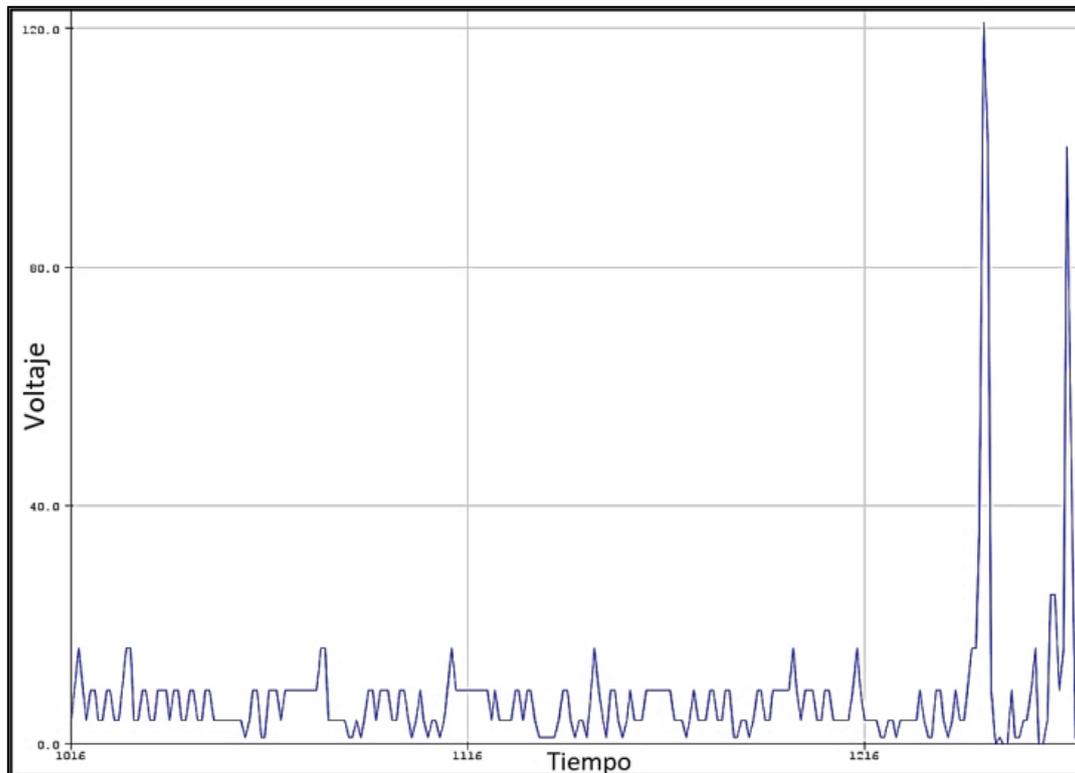


Figura 35. Lectura de señal analógica. (Fuente: Autores)

### 6.3.9. Obtención de los valores máximos de cada movimiento seleccionado

Para ello inicialmente se establecen los parámetros de frecuencia de muestreo y frecuencia con la que trabajan los equipos; además conjuntamente con estos parámetros se selecciona el puerto analógico del microcontrolador que se va a usar. En la figura 36 se muestran los valores establecidos para los parámetros de frecuencia de trabajo que por lo general se define como el rango de funcionamiento tomando los valores de 500 o 1000 Hz; por otro lado, se establece la frecuencia a la que trabajan los equipos que es de 60 Hz. Además de ello existe una sección en donde se establece el nivel de ruido eliminando sus valores y estableciendo el cero de la señal; esto se debe al sistema de calibración que posee el sistema a través de la variable Throhold1.

```
#include "EMGFilters.h"
#define TIMING_DEBUG 1
#define SIP6 A6 // Sensor input pin 6 EMG
EMGFilters myFilter; //Filtro SENSOR
int sampleRate = SAMPLE_FREQ_1000HZ; // Frecuencia de trabajo del sensor 1000Hz
int humFreq = NOTCH_FREQ_60HZ; // Para nuestra ciudad es 60 Hz.
static int Throhold1 = 40; // Calibration:EMG1
unsigned long timeStamp;
unsigned long timeBudget;
```

Figura 36. Parámetros para funcionamiento de sensor EMG Gravity. (Fuente: Autores)

En la figura 36 se encuentra el código con el cual se obtienen los valores de rango del sensor, donde, es necesario describir que la señal analógica tiene su propio sistema de filtrado el cual se le asigna una librería con un filtro digital denominado "EMGFilters.h"; éste proporciona tres tipos de filtros integrados para procesar señales EMG que son:

- ✓ Un filtro de muesca anti-zumbido para filtrar el ruido de la línea de alimentación de 50 HZ o 60 HZ según el país en donde se encuentre.
- ✓ Un filtro de paso bajo para filtrar los ruidos por encima de 150 HZ.
- ✓ Un filtro de paso alto para filtrar los ruidos por debajo de 20 HZ.

Una vez que la señal atraviesa este filtro integrado, se extrae la raíz cuadrada de cada valor que sale del filtro permitiendo disminuir la amplitud y por último se reestablecen a cero los valores de ruido permitiendo visualizar la señal procesada.

```
void loop() {
  timeStamp = micros();
  int Sensor1 = analogRead(SIP6);           //Adquisición de la señal Puerto analogico.
  int EMGFilter1 = myFilter.update(Sensor1); // filtro de procesamiento para señal EMG.
  int EMG1 = sq(EMGFilter1);                //calculo de raíz cuadrada tomando valores positivos reales.
  int EMG11 = (EMG1 > Throhold1) ? EMG1 : 0; //Calibración de ruido con referencia a 0.
  timeStamp = micros() - timeStamp;
  Serial.println(EMG11);                   //Vizualización de la señal EMG
}
```

Figura 37. Adquisición y filtrado de señal EMG. (Fuente: Autores)

```
int maximo(int value) {
  int maxVal = 0; //Función para obtener el valor máximo del vector
  //Inicio de variable para valor maximo
  for (int i=0; i<sizeof(value)/2; i++) { //crea un bucle para recorrer ese vector
    if (maxVal < value[i]) { //compara cada numero del array con el maxVal
      maxVal= value[i];
    }
  }
  return maxVal; //retorna el dato de valor maximo
}
```

Figura 38. Cálculo de número máximo del vector de datos. (Fuente: Autores)

En esta sección figura 38, en esta sección se obtiene los valores máximos de cada vector con 200 datos obtenidos de la señal EMG, de este modo se compara cada valor del vector hasta obtener el dato con valor más alto; toda esta programación se encuentra definida como función ya que posee una variable de retorno la cual se compara cada vez que obtiene un valor. Para poder entender y comparar los valores que se están obteniendo se procede a imprimir el valor máximo como se puede observar en la figura 39; para posteriormente poder realizar las distintas comparaciones.

```

for (n=0;n<200;n++){ // almacenamiento de datos en un vector de 200 numeros.
    value[n]=EMG11; |
}
Serial.print("MAX: ");
Serial.println(maximo()); // Se muestra el valor maximo en el puerto Serial

```

Figura 39. Visualización de valor máximo en puerto Serial. (Fuente: Autores)

A continuación, se muestra la tabla de valores obtenidos en función del movimiento realizado por la persona y los rangos generados para cada valor; tomando como datos el valor máximo de cada movimiento, éstos se utilizan como valor de referencia dentro de cada señal EMG emitida generando así un rango de datos no muy dispersos para poder ejecutar los movimientos de acuerdo al control programado; con este análisis se puede estimar cuales son los valores nominales para cada función que la prótesis realice.

Tabla 7. Valores máximos obtenidos de cada movimiento y selección de rangos de funcionamiento.

MOVIMIENTO	VALOR MAXIMO (milivoltios)	Rango de funcionamiento(milivoltios)
Descanso	5	0 - 17
Pinza	20	18 - 22
Puño	50	48 - 52
Abrir	100	98 - 102

Como se puede visualizar en la tabla 7, los valores máximos obtenidos se encuentran en un valor de milivolts pertenecientes a cada movimiento; en este caso se ha ordenado desde el movimiento con menos esfuerzo hasta el que posee mayor esfuerzo muscular.

Para todos estos movimientos se establecieron rangos de funcionamiento en referencia al valor máximo obtenido permitiendo así generar un error despreciable al momento de realizar un movimiento, ya que la variabilidad de estos rangos se puede ver afectado por cualquier agente externo como: ondas magnéticas, ruido, calor, etc. Las cuales afecten el funcionamiento de la prótesis.

### 6.3.10. Montaje de los equipos electrónicos y alimentación en la prótesis.

En esta sección se dará a conocer el montaje de los elementos que componen la prótesis, como son los actuadores, sensores, microcontrolador, baterías, y Jack de alimentación.

### 6.3.11. Acople de los actuadores en la prótesis (servomotores MG90s).

En la parte inferior del elemento palma existe una cavidad cuadrada como se puede ver en la figura 40, donde se insertan los tres actuadores de manera horizontal sujetos a presión; además de ello cada actuador posee dos agujeros en donde se insertan tornillos de 3mm.

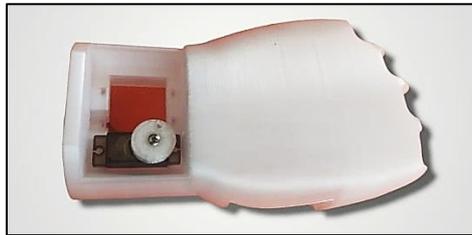


Figura 40. Montaje de actuadores. (Fuente: Autores)

En el montaje de los actuadores hay que tomar en cuenta que hay que insertar las poleas en los engranes superficiales que quedan expuestos para poder accionar el mecanismo que mueven los dedos.

### 6.3.12. Acoplamiento del microcontrolador (Arduino Nano).

Para poder realizar el montaje del microcontrolador es necesario conectar todos los elementos a los pines de entrada y salida ya que éste posee un lugar definido dentro de un estuche como se puede observar en la figura 41. Este estuche está ubicado en la parte del antebrazo de la prótesis, permitiendo tener mayor espacio y evitar la incomodidad al usuario.

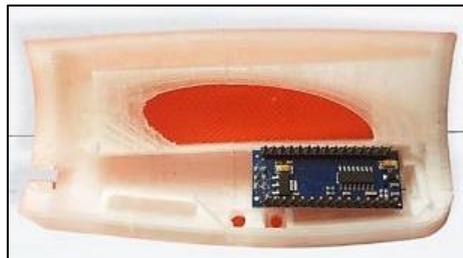


Figura 41. Acople de microcontrolador. (Fuente: Autores)

El acoplamiento de esta placa es muy elemental ya que no posee elementos de sujeción como tornillos; por el contrario, una vez que ya se inserten todos los elementos dentro del estuche de control, éste se sujeta a la parte lateral mediante tornillos de 3 mm y evita que se esté removiendo esa pieza con facilidad.

### 6.3.13. Montaje del Driver PWM 16

En la parte anterior de la prótesis se encuentra el driver PWM que controla a los servomotores e integra el suministro de voltaje para su funcionamiento; se lo instaló en esta posición debido

a que la longitud de cable de los actuadores es muy corta y recorren un sistema rotacional de la prótesis para poderse enlazar con el driver como se puede ver en la figura 42.

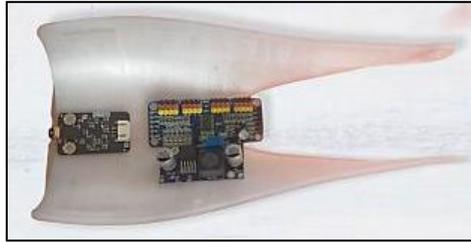


Figura 42. Montaje de Driver PWM 16. (Fuente: Autores)

El sistema rotacional que se integra, hace referencia a que la muñeca de la prótesis posee un giro de 225 grados desde su posición inicial, permitiendo mayor área de agarre de objetos y evitando esforzarse en la motricidad de poder controlar la prótesis.

#### **6.3.14. Acople del regulador de voltaje**

Este elemento al poseer cortas dimensiones se lo puede colocar en cualquier lugar dentro de la prótesis, con el cuidado de no dañar la estética y ocupar un espacio incorrecto para el ingreso del muñón.

En este caso se colocó cerca del driver PWM como se puede observar en la figura 42, ahorrando espacio y manteniendo la estética de la prótesis ya que es muy importante al momento de realizar el forrado de la parte interna de la prótesis.

#### **6.3.15. Acoplamiento de baterías**

Con todas las dimensiones proporcionadas, el montaje de las baterías se integra de un soporte el cual las protege evitando que estas queden expuestas al medio y principalmente al beneficiario; ya que hay que tomar en cuenta que este sistema es robusto por la durabilidad en su funcionamiento, lo cual es muy necesario realizar bien el sistema de conexión y montaje.

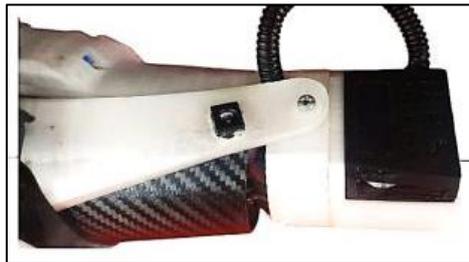


Figura 43. Acople de Baterías. (Fuente: Autores)

Como se puede observar en la figura 43, esta sección posee un estuche donde se acoplan perfectamente las baterías con un sistema de rejillas para aislar el calor y evitar que se eleve la temperatura del equipo.

#### **6.3.16. Acople para Jack de alimentación**

El sistema de alimentación es robusto por lo que fue necesario usar un socket hembra de carga para los 7.2 voltios que requieren las baterías, el cual se insertó en la parte lateral de la prótesis; se consideró que es un lugar idóneo de acuerdo a la ubicación del resto de elementos a los cuales va conectado.

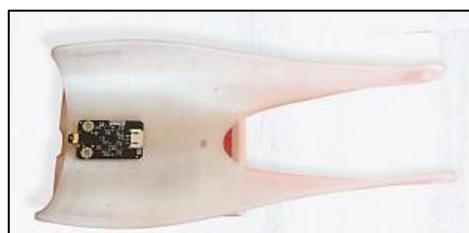


*Figura 44. Acople de Jack para alimentación de fuente. (Fuente: Autores)*

Si se observa la imagen 44, la conexión es muy fácil y se encuentra en un lugar accesible con la finalidad de que no se doble el cable de alimentación o se deteriore con el tiempo.

#### **6.3.17. Montaje de sensor EMG.**

El circuito amplificador que posee el sensor EMG, se instaló en la parte posterior de la prótesis debajo de las baterías, con la finalidad de que el usuario no encuentre incomodidad al momento del funcionamiento. De la misma manera esta placa posee orificios de sujeción donde se insertó tornillos metálicos de 3mm como se puede observar en la figura 45, el lugar en el que se encuentra ubicado es el idóneo, es decir, que está en contacto directo con los músculos del antebrazo.



*Figura 45. Montaje de sensor EMG Gravity. (Fuente: Autores)*

#### **6.3.18. Implementación de led (inicio del sistema)**

Esta instalación fue un plus de activación de la prótesis para que el usuario pueda identificar el funcionamiento de la prótesis, o si existe algún inconveniente en el funcionamiento.

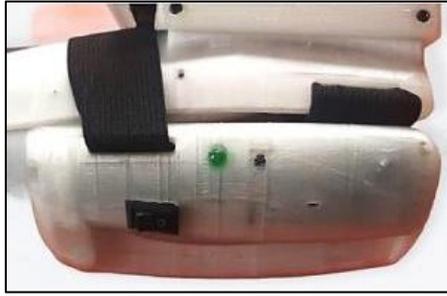


Figura 46. Acople de led inicio. (Fuente: Autores)

En la figura 46 se indica el lugar exacto en donde fue diseñado para el montaje del led el cual es un indicador muy importante para el beneficiario.

Como finalización del montaje de dispositivos y elementos de la prótesis se puede indicar mediante un gráfico de comparación los elementos que constituyen la prótesis y por otro lado el ensamblaje total del dispositivo como se observa en la figura 47.



Figura 47. Comparación del dispositivo en el ensamblaje. (Fuente: Autores)

#### **6.4. Evaluación de prototipo biónico de mano.**

El software que permite el funcionamiento de la prótesis, está integrado dentro del microcontrolador; donde al iniciar el sistema el usuario puede visualizar en la pantalla integrada figura 48 que proceso está realizando el dispositivo como es el arranque del sistema, el porcentaje de batería y estado activo, además, emite una alerta a un nivel bajo de batería.



Figura 48. Prótesis con pantalla de visualización. (Fuente: Autores)

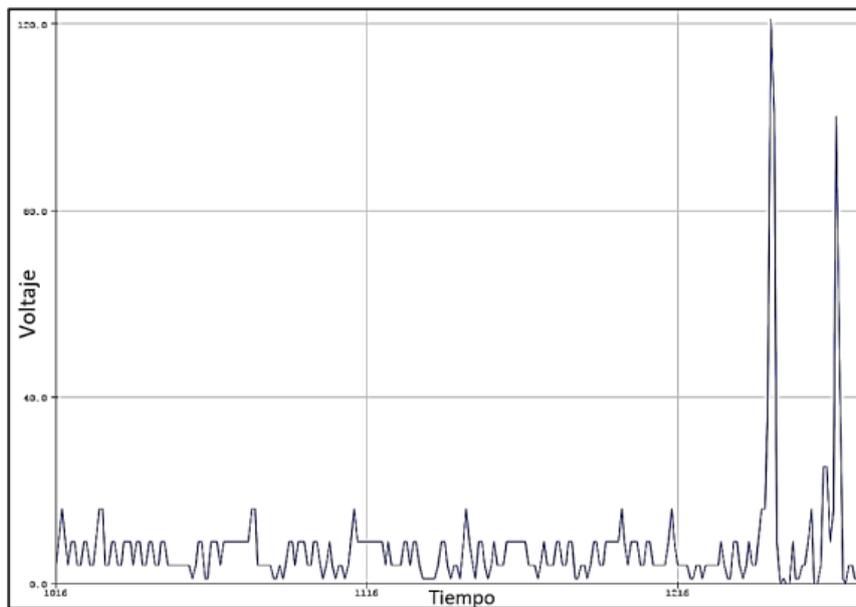


Figura 49. Señal EMG en tiempo real (mano abierta). (Fuente: Autores)

#### 6.4.1. Evaluación de señales electromiográficas.

La programación realizada mediante el software Arduino me permite obtener la señal electromiográfica en los distintos rangos de acuerdo a los movimientos producidos por la parte amputada del usuario.

A continuación, en la figura 50, se indica la señal filtrada del movimiento de puño obtenido en función del tiempo y voltaje. El pico más alto visualizado en la imagen indica el rango de trabajo para el sistema de control, en este caso se tiene 2844ms y 142mV.

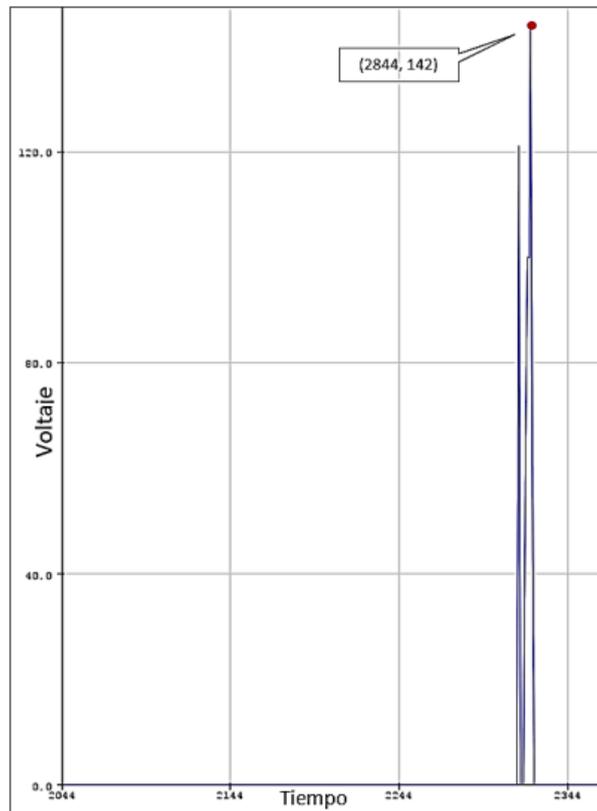


Figura 50. Señal de accionamiento Puño. (Fuente: Autores)

En la figura 51, se muestra la señal filtrada del movimiento de pinza obtenida en función del tiempo y voltaje. El pico más alto visualizado en la imagen indica el rango de trabajo para el sistema de control, en este caso se tiene 6223ms y 34mV.

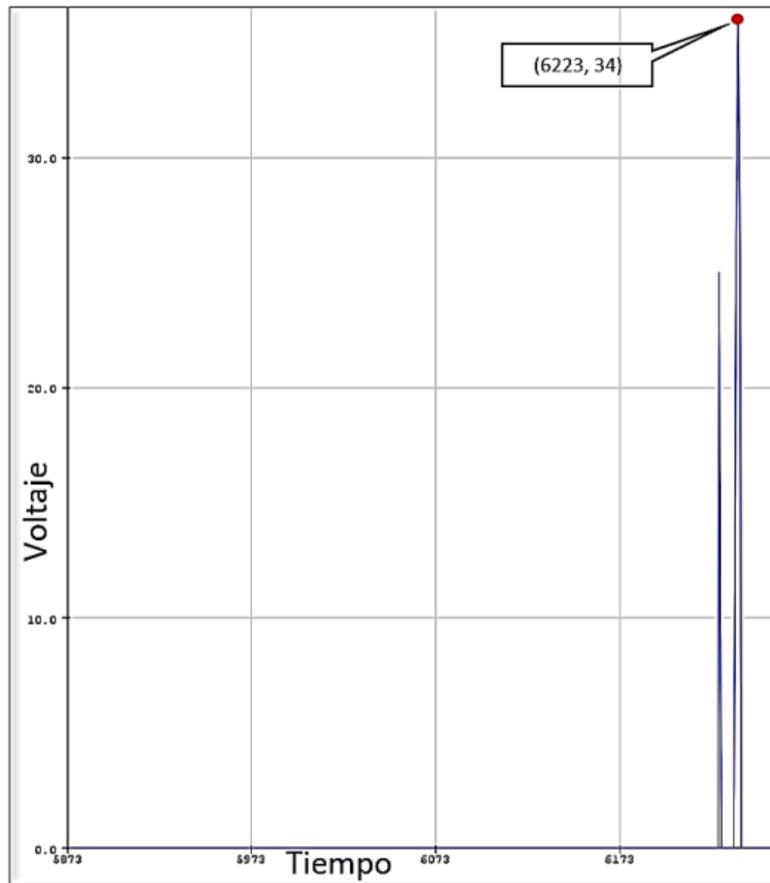


Figura 51. Señal de accionamiento Pinza. (Fuente: Autores)

En la figura 52, se muestra la señal filtrada del movimiento de mano abierta obtenida en función del tiempo y voltaje. El pico más alto visualizado en la imagen indica el rango de trabajo para el sistema de control, en este caso se tiene 7120ms y 398mV

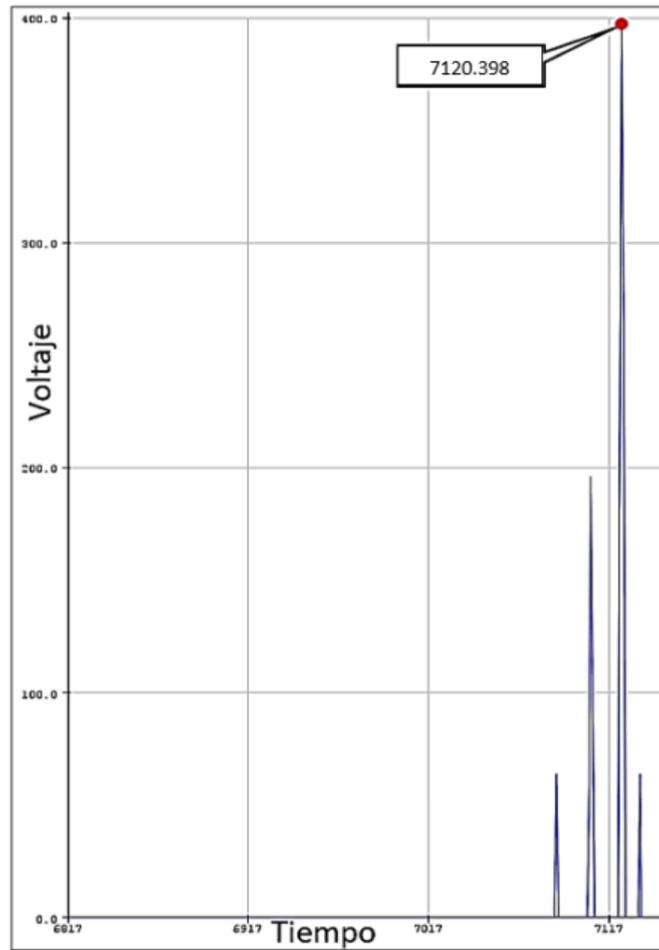


Figura 52. Señal de accionamiento Mano abierta. (Fuente: Autores)

#### 6.4.2. Funcionamiento de la prótesis con distintos elementos.

Una vez obtenidos los rangos de cada uno de los movimientos presentados en la sección anterior se procede a realizar una prueba de funcionamiento con un límite de 5 objetos diferentes.

Para el inicio de este proceso es necesario que el usuario posea una guía de funcionalidad de la prótesis de esa manera aprenderá a realizar el control y se brindan las indicaciones necesarias para la sujeción del equipo.

A continuación, se presentan una tabla con los elementos usados para las pruebas y las diferentes medidas del diámetro de los mismos, teniendo en cuenta que estas medidas son variables dependiendo en algunos casos del diseño de los envases y el tamaño de las frutas.

Tabla 8. Eficacia de las pruebas realizadas con los elementos

ELEMENTOS	DIÁMETRO (cm)	SUJECCIÓN	Nº REPETICIONES
alcohol	4,5	correcta	2
envase de crema	4	incorrecta	2
carrete de hilo	8,5	correcta	1

vaso pequeño	5	incorrecta	2
granadilla	6	correcta	2
tomate	5	correcta	4
botella de agua mediana	6	correcta	1
jarabe de botella	4	correcta	2
envase de refresco	6,5	correcta	2
pistola cautín	3,5	correcta	2

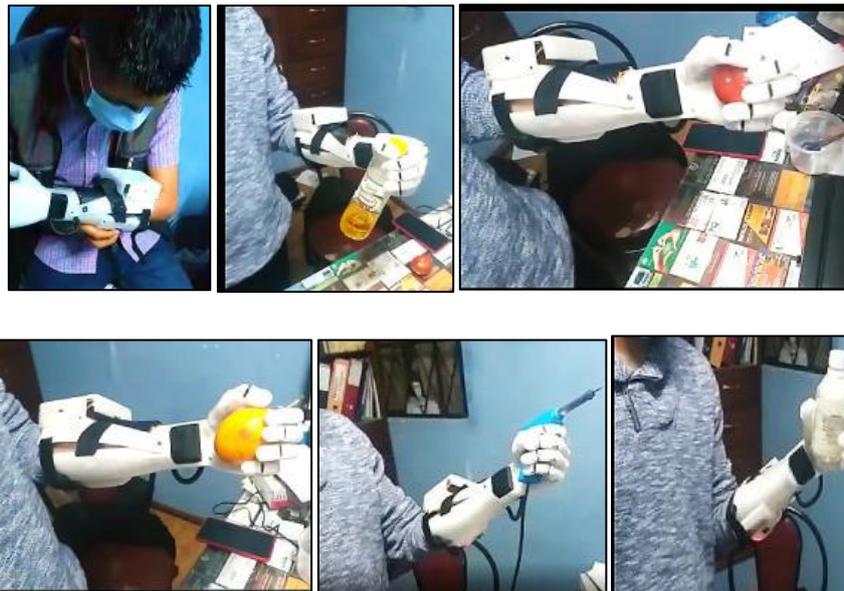


Figura 53. Puesta en marcha y pruebas del prototipo en el usuario. (Fuente: Autores)

Con estas pruebas de funcionamiento realizadas (Figura 53) se procede a obtener los datos necesarios para determinar la validez de la prótesis lo cual se presentará a continuación.

#### 6.4.3. Precisión

Para poder determinar la precisión del prototipo de mano se determinan los valores para cada uno de los ángulos programados, permitiendo identificar el rango del movimiento, considerando que para cada muestra se toma un error  $\pm 5$  grados. Todas estas muestras se fundamentaron en las mediciones realizadas durante tres sesiones de prueba con el usuario, donde se estableció 5 repeticiones con distintos elementos.

En función de todas las muestras tomadas de posición en la base del mecanismo del dedo de la prótesis, se establece que para un ángulo de  $0^\circ$  en el 40% de las pruebas realizadas se ubica en  $8^\circ$ , el 30% en  $0^\circ$ , el 20% en  $5^\circ$  y el 10% en  $2^\circ$  como se puede observar en la figura 54.

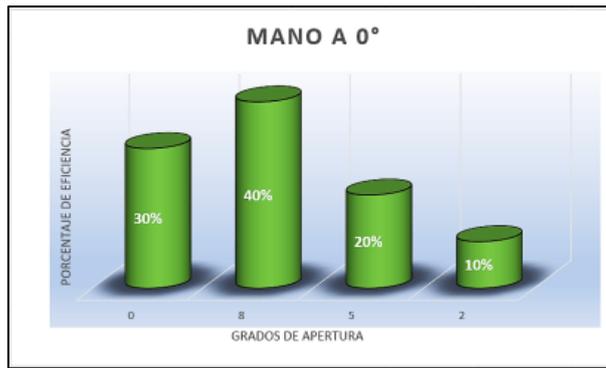


Figura 54. Respuesta de prótesis a cero grados. (Fuente: Autores)

Los datos obtenidos para un ángulo de 20°, se obtiene los datos presentados en la figura 55, lo cual varía en un rango de 16° a 22°. Así en el 50 % de las pruebas la órtesis se situó en 20°, el 30 % en 18°, el 10 % en 16° y en 22°.

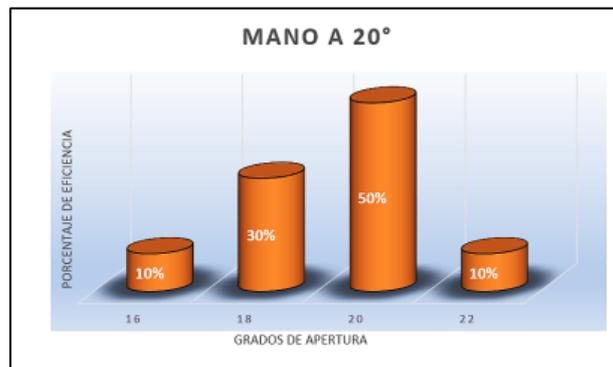


Figura 55. Respuesta de prótesis a veinte grados. (Fuente: Autores)

Las muestras que corresponden al ángulo de 45° poseen una variación entre 40° y 47°, alcanzando un ángulo de 45 en el 60% de las pruebas, 47 y 40 en el 10%, y 42° en el 20% de las pruebas. Esta distribución de todas las muestras de este ángulo se observa en la figura 56.

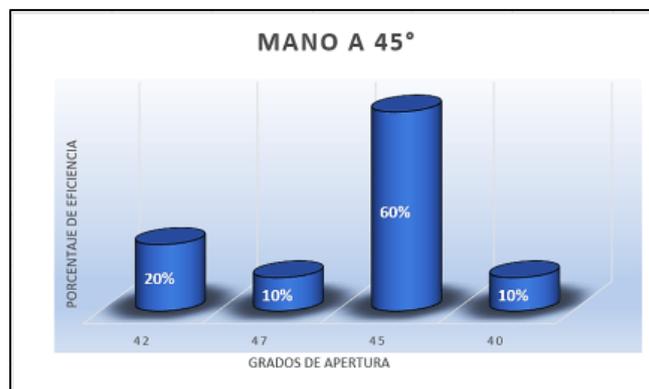


Figura 56. Respuesta de prótesis a 45 grados. (Fuente: Autores)

Los valores de amplitud de las articulaciones que adopta la prótesis se encuentran dentro del rango de tolerancia de error planteado ( $\pm 5^\circ$ ), de esta manera se puede considerar que el equipo en general trabaja en condiciones favorables que el usuario requiere, puesto que alcanza los grados de amplitud articular requeridos para la sujeción de objetos.

#### 6.4.4. Validez

Con la determinación de las muestras y los parámetros de error que se establecieron en ( $\pm 5^\circ$ ), indican un rango determinado de funcionamiento ya que existen objetos amorfos que deben acoplarse a estos parámetros. Además, es considerable que todos los modos de funcionamiento poseen una ejecución óptima en su accionamiento mecánico con el resultado de que un 80% de las muestras se encuentran dentro de este rango y se considera que el prototipo es totalmente valido para ser empleado la sujeción de elementos los cuales según las pruebas realizadas se logró el agarre correcto de 8 elementos diferentes como se muestra en la tabla 8 con una repetición promedio de dos veces por objeto y además desarrollar actividades cotidianas.

Para avalar de una manera más adecuada el funcionamiento del equipo se cuenta con el criterio de la persona que va a usar la prótesis ya que según sus comentarios cada uno de los parámetros como acople, ejecución y funcionamiento de la prótesis funcionan correctamente, con el uso del dispositivo durante cinco días de uso con un aproximado de 2 horas al día, concluyó que el dispositivo en su totalidad es cómodo e ideal en su peso ya que no presenta fatiga e incomodidad, por otro lado se establece que la longitud de la prótesis es equivalente al otro brazo completo que posee; en la figura 57 se puede observar el montaje final de la prótesis al usuario.



*Figura 57. Implementación final de la prótesis. (Fuente: Autores)*

## **7. Resultados**

### **7.1. Parámetros iniciales de diseño**

Se establece que al realizar el análisis de parámetros iniciales como son: el estudio antropomórfico, la cadena cinemática, cálculo cinemático y dinámico; se obtuvo que al realizar el análisis estructural y anatómico se encuentran útiles todos los distintos componentes de la mano y los dedos, además de ello el estudio de la cadena cinemática presenta los distintos grados de libertad que poseen las articulaciones de la mano permitiendo generar el diseño mecánico en función de los requerimientos y objetivos planteados.

Se obtuvo el cálculo cinemático y dinámico iniciando el análisis mediante la comparación del mecanismo de eslabones de los dedos con un robot planar de tres grados de libertad; donde el accionamiento se encuentra ubicado en la junta inicial del robot.

El análisis experimental del mecanismo se realizó la medición de la longitud de cuerda, se obtiene que mientras el ángulo de giro de motor aumenta, la longitud de cuerda disminuye en la articulación y paralelamente el mecanismo del dedo disminuye sus ángulos observando un ligero cambio a partir de los 90 grados en movimiento del actuador.

Con el desarrollo de las ecuaciones cinemáticas y dinámicas del mecanismo de uno de los dedos de la mano se logra definir el troque necesario que debe poseer el actuador en función de las respectivas longitudes definidas para la mano de un hombre promedio; este análisis permite concluir que el elemento que realizará el proceso de accionamiento será un servomotor de 2.2 Kg-cm.

### **7.2. Diseño de prototipo**

Para el diseño del prototipo es necesario tomar en cuenta las características iniciales establecidas, donde se procedió a trazar los planos de diseño como: los soportes respectivos para las baterías, se acopló dos protecciones con ventilación para los actuadores y la integración del prototipo de FunMove; los cuales brindan una estructura estéticamente ergonómica y se acopla correctamente a la parte amputada a través de un guante ajustable, además, en la palma posee un mecanismo para el dedo pulgar el cual posee un eje de giro a 45 grados, lo que le permite ajustarse a las superficies en contacto.

Se implementó un sistema de ventilación de rejillas para la emisión de calor en la fuente durante el funcionamiento y se acopló dos protecciones con ventilación para los actuadores, ya que al

quedar descubiertos y expuestos al medio, pueden romperse por alguna colisión o evitar que funcionen correctamente.

Se realizó el diseño de poleas de 1.5 mm con la finalidad de accionar el sistema de transmisión, donde, cada actuador está integrado por polea a la cual se sujeta un cable de acero de 0.3mm permitiendo tener mayor fuerza en su movimiento y evitar el desgaste del material con el tiempo; además, este sistema posee un material biocompatible en toda su estructura permitiendo tener compatibilidad con la piel y los alimentos.

### **7.3. Construcción de prototipo biónico**

Para la construcción del prototipo se verificó cada uno de los componentes que integran este elemento como: piezas impresas en 3D, elementos electrónicos y mecánicos; que permitirán realizar el ensamblaje en las partes dedicadas para cada circuito y elemento. Dentro de las características principales de este prototipo es su peso estándar lo cual posee un sistema de baterías robusto, el cual se sitúa en la parte superior del antebrazo con el objetivo de equilibrar el centro de gravedad y evitar algún esfuerzo muscular sobrevalorado.

Con la finalidad de que el usuario interactúe con la prótesis se instaló una pantalla oled, la cual indica el inicio del sistema del equipo y el funcionamiento, además, presenta el porcentaje de batería el cual se consideró muy importante ya que el usuario puede estar pendiente del estado del dispositivo.

### **7.4. Evaluación de prototipo biónico**

Con el desarrollo de la evaluación de este equipo para cada uno de los movimientos designados en principio que son: puño, pinza, mano abierta y un estado de reposo. Se consideran los siguientes valores.

Para el movimiento de puño se obtiene que el ángulo de giro de los cuatro actuadores inicia en 0 grados hasta llegar a los 175 grados, donde, al momento de realizar las pruebas respectivas se obtuvo un 80 % de un total de 10 pruebas realizadas para cada movimiento con distintos objetos. Hay que tomar en cuenta que la prótesis tiene su propio rango de alcance al momento de sujetar las cosas, con una estimación de que en objetos cilíndricos la dimensión debe estar en un rango de 3 a 8 cm.

En el caso de la pinza, el sistema obtiene una señal muy baja en milivoltios en un rango de 10 a 25 mV lo cual produce el accionamiento de solo dos actuadores en un rango de 0 a 20 grados, donde, en el desarrollo de las pruebas se procedió a realizar 10 pruebas simultáneas donde en

promedio el movimiento posee un 75% de eficacia en la sujeción; esto se debe a que la prótesis no posee un material de adherencia, en vez de ello está integrada por surcos como una imitación de las huellas digitales. Hay que recordar que existen un montón de elementos que se pueden sujetar en pinza, pero se realizó la prueba con elementos específicos mostrados en la sección 6.4 de este documento.

Por último, tenemos el movimiento de mano abierta, en este caso se hicieron las pruebas conjuntamente con el resto de movimientos al igual que el estado en reposo, donde, a partir de un movimiento cerrado es necesario abrir de nuevo la mano hasta que el microcontrolador reciba alguna otra instrucción de movimiento.

Con la finalidad de que, al momento de realizar actividades cotidianas, es necesario que el usuario conozca el funcionamiento de la prótesis y también su forma de poder controlar, ya que es un aprendizaje continuo hasta obtener mayores resultados con el tiempo de uso.

## **8. Conclusiones**

El prototipo de prótesis desarrollada posee un diseño antropométrico, es decir, su estética proviene de un escaneo 3D a una mano humana real promedio, donde su semejanza es sumamente visible ya que está compuesta de 5 dedos con sus articulaciones completas desde la falange hasta la falangeta incluyendo algunos rasgos como las uñas. Con la finalidad de que el usuario establezca una relación más cercana a la tecnología y sus beneficios en común.

Su accionamiento principal parte de un sistema de poleas, en donde los actuadores poseen una relación directa a través de un cable de acero de 0.3mm hacia la parte final de los dedos permitiendo contraer las articulaciones (cerrar la mano) y a su vez para regresar a su posición inicial este sistema integra unas juntas elásticas las cuales poseen memoria permitiendo al sistema regresar a su posición original (mano abierta). Este mecanismo logra que la prótesis cumpla con movimientos establecidos como: puño, pinza, mano abierta y un estado de reposo.

En cuanto a su integración en el uso de los materiales de impresión, se determina que poseen los requerimientos necesarios y principales preestablecidos en los objetivos de diseño y establecimiento de parámetros iniciales para el área de trabajo; con el uso del material PETG (Tereftalato de polietileno) y la G del final significa Glycol-modificado, el cual presenta características de resistencia al calor en un 70% (70°), resistencia química un 80%, desgaste en un 80%, y resistencia mecánica en un 80%, este material no es muy flexible y su costo es bajo en

función del resto de materiales de impresión, además posee parámetros definidos para impresión 3D obteniendo una precisión muy alta en el ensamblaje de todos los elementos.

La prótesis en su sistema de sujeción posee unas almohadillas donde descansa el muñón y lo protege de cualquier elemento que pueda producir laceraciones en la piel, garantizando al usuario una gran comodidad durante el uso del dispositivo, mismo que al momento de colocarse posee un sistema de broches elásticos en dos puntos fundamentales ubicados de la siguiente manera: el primero sujeta la parte final del muñón como un sistema de brazalete, el segundo se ubica a 12 cm desde la sujeción anterior hacia el inicio del antebrazo; este sistema permite sostener el muñón a la prótesis y el segundo se adhiere al antebrazo para evitar que se salga al realizar alguna acción o fuerza desde el piso en forma vertical. Además de ello permite adaptarse a distintos volúmenes de antebrazo los cuales no son un problema ya que la prótesis posee un sistema de acoplamiento como un guante; con el uso del dispositivo durante cinco días de uso con un aproximado de 2 horas al día durante cinco días alternos, concluyó que el dispositivo en su totalidad es cómodo e ideal en su peso ya que no presenta fatiga e incomodidad y en su análisis de peso se obtiene un valor de 0.909kg equivalente a 2.1 libras, por otro lado se establece que la longitud de la prótesis es equivalente al otro brazo completo que posee.

De acuerdo a los análisis realizados al usuario se determinó que en la raíz de la amputación se encontraban los músculos flexores de los dedos completos, los cuales estaban activos y con todo el sistema de movimiento intacto, es decir, que cada movimiento que se realizaba se sincronizaba perfectamente con el movimiento de los dedos y de la mano. Lo cual fue de gran utilidad este análisis permitiendo buscar la ubicación idónea para el sensor EMG, donde cada uno de los movimientos generados por los servomotores tienen un control independiente dependiendo del valor máximo de la señal que posee un valor de la intensidad de la señal que 100 milivolts para el movimiento más fuerte y 5 milivolts para el rango de señal EMG más bajo, todos estos valores son receptados por el microcontrolador, seleccionando los movimientos definidos por el usuario; y al poseer una retroalimentación de posición permite al controlador saber la ubicación en tiempo real del actuador.

Con el resultado obtenidos de las pruebas se estima un error del 5% en el valor de los ángulos definidos para cada actuador, en función de este error se puede concluir que para rangos de posición diferentes de cero la precisión que posee es del 80% según el análisis y para un valor de cero grados o posición inicial de la prótesis se estima una eficiencia del 40%, con estos valores se puede caracterizar que la prótesis es funcional.

Con este pequeño aporte a la sociedad, este sistema cumple con los objetivos propuestos y sobre todo las exigencias del usuario ya que posee un sistema ergonómico muy integrado desde el tamaño, la forma, la estética hasta la funcionalidad, los elementos utilizados y el soporte brindado a esa persona que en realidad lo necesita.

## **9. Recomendaciones**

Con la finalidad de que el desarrollo de un prototipo como el desarrollado en este documento es secuencial, se recomienda que se puede realizar una mejora en el diseño del prototipo hasta obtener un sistema mecánico que proporcione mayor fuerza y pueda poseer características de movimiento mucho más desarrolladas, se considera que este cambio no se ve influenciado en la tecnología usada para obtener el prototipo; ya que se puede usar cualquier tipo de tecnología en manufactura ya sean, técnicas de mecanizado CNC, impresión 3D o en resina polimérica, o sistemas de moldeo lo que permite que se fabrique elementos en serie según la disponibilidad de los usuarios.

Se ha determinado que la prótesis puede mejorar su sistema de movimiento en los dedos, es decir, estos pueden poseer un sistema de movimiento individual y controlado dependiendo de la evolución en la obtención de señales EMG, y hacer uso de la inteligencia artificial permitiendo que el dispositivo contenga todos los movimientos y reaccione al medio dependiendo de cada situación en el que se encuentre para desarrollar las actividades; posibilitando las mejoras del prototipo tanto en diseño como en ensamblaje.

Una de las mejoras que se puede integrar en el prototipo es generar un sistema que me permita integrar cada uno de los circuitos de funcionamiento en un circuito o placa mucho más comprimida y que la estética de la prótesis no se vea afectada, reduciendo su peso y mejorando su acople con la extremidad amputada.

Se recomienda tener un protocolo de análisis el cual diagnostique la interacción de la prótesis con el medio, y las reacciones psicológicas causadas en el usuario por el uso diario del dispositivo; tomando en cuenta que hay que diagnosticar cualquier anomalía en el sistema muscular donde se encuentra acoplada la prótesis.

## **10. Referencias bibliográficas**

*3D Neworld*. (2020). Obtenido de 3D Neworld: <https://3dneworld.com/ultimaker-s5/>

- Angulo Carrere, T., & Álvarez Méndez, A. (2011). Biomecánica clínica. *Reduca(Enfermería, Fisioterapia y Podología)*, 21.
- Bitfab. (2019). Obtenido de Bitfab: <https://bitfab.io/es/blog/petg-impresion-3d/>
- Calderon, J. E. (2018). *Library*. Obtenido de Library: <https://1library.co/document/7q0kd7xy-desarrollo-sistema-control-medio-sensores-mioelectricos-protesis-transradial.html>
- Cerda, A., & Sol, M. (septiembre de 2015). Los Músculos Extensores Radiales del Carpo y su Importancia Clínica. Una Revisión de la Literatura. *SciELO*. Obtenido de SciELO: [https://scielo.conicyt.cl/scielo.php?pid=S0717-95022015000300021&script=sci\\_arttext&lng=p](https://scielo.conicyt.cl/scielo.php?pid=S0717-95022015000300021&script=sci_arttext&lng=p)
- CFB. (2020). *CARGOFLETBLASANT*. Obtenido de CARGOFLETBLASANT: [https://www.interempresas.net/FeriaVirtual/Catalogos\\_y\\_documentos/339727/CABLE-DE-ACERO.pdf](https://www.interempresas.net/FeriaVirtual/Catalogos_y_documentos/339727/CABLE-DE-ACERO.pdf)
- Díaz Montes , J. C., & Dorador González, J. M. (2009). MECANISMOS DE TRANSMISIÓN Y ACTUADORES UTILIZADOS EN PRÓTESIS DE MANO . *SOMIM*, 11.
- Equipment, F. A. (2021). *LULZBOT*. Obtenido de LULZBOT: <https://www.lulzbot.com/cura>
- Flores, I., & Juarez, A. (2004). Actualidad y tendencias en el diseño de prótesis de miembro superior. *Memorias del X congreso Anual de la sociedad Mexicana de ingeniería mecánica*, (págs. 5-8). Mexico.
- FunMove. (18 de Enero de 2016). *Thingiverse*. Obtenido de Thingiverse: <https://www.thingiverse.com/thing:1275967>
- González, I. A. (septiembre de 2010). *UADY*. Obtenido de UADY: [https://www.academia.edu/33038784/DISEÑO\\_Y\\_CONSTRUCCIÓN\\_DE\\_UN\\_SISTEMA\\_PARA\\_LA\\_DETECCIÓN\\_DE\\_SEÑALES\\_ELECTROMIOGRÁFICAS\\_TESIS\\_Presentada\\_por](https://www.academia.edu/33038784/DISEÑO_Y_CONSTRUCCIÓN_DE_UN_SISTEMA_PARA_LA_DETECCIÓN_DE_SEÑALES_ELECTROMIOGRÁFICAS_TESIS_Presentada_por)
- González, J. M. (2010). ROBÓTICA Y PRÓTESIS INTELIGENTES. *DGSCA-UNAM* , 15.
- Grunewald, S. J. (25 de septiembre de 2015). *3D Print.com*. Obtenido de 3D Print.com: <https://3dprint.com/97478/updated-cura-lulzbot-edition/>
- Iberdrola. (2021). *Iberdrola*. Obtenido de Iberdrola: <https://www.iberdrola.com/innovacion/materiales-inteligentes-aplicaciones-ejemplos>

- INEGI. (2018). *Informe 2018*. Mexico: Instituto Nacional de Estadística y Geografía. Obtenido de [https://infosen.senado.gob.mx/sgsp/gaceta/64/1/2019-03-28-1/assets/documentos/Informe\\_INEGI\\_2018.pdf](https://infosen.senado.gob.mx/sgsp/gaceta/64/1/2019-03-28-1/assets/documentos/Informe_INEGI_2018.pdf)
- Llop Harillo, I., Pérez González, A., & -Esperanza, J. A. (2020). Índices de antropomorfismo de la cadena cinemática para manos artificiales. *Springer*, 501-511.
- LM2596 datasheet. (2021). Obtenido de <https://naylampmechatronics.com/conversores-dc-dc/196-convertidor-voltaje-dc-dc-step-down-3a-lm2596.html>
- Loaiza, J., & Arzola, N. (2011). EVOLUCIÓN Y TENDENCIAS EN EL DESARROLLO DE PRÓTESIS de mano. *Dyna*, 11.
- López, J. M. (septiembre de 2018). *Repositorio Institucional de la Universidad de Alicante*. Obtenido de Repositorio Institucional de la Universidad de Alicante: <http://hdl.handle.net/10045/80509>
- Medicinacuc. (2010). *Atlas fotografico de anatomia*. Obtenido de Atlas fotografico de anatomia: <http://www.untumbes.edu.pe/vcs/biblioteca/document/varioslibros/0584.%20Atlas%20fotogr%C3%A1fico%20de%20anatom%C3%ADa.pdf>
- Mediprax. (16 de January de 2020). *Mediprax*. Obtenido de Mediprax: <https://aparatosortopedicos.com/como-funciona-una-protesis-mioelectrica/>
- MG90S datasheets. (2021). Obtenido de MG90S datasheets: [https://www.electronicoscaldas.com/datasheet/MG90S\\_Tower-Pro.pdf](https://www.electronicoscaldas.com/datasheet/MG90S_Tower-Pro.pdf)
- Montealegre, L. C. (2016). Prótesis electrónicas: Una nueva esperanza para mejorar la calidad de vida de las personas. *Dialnet*, 169-177.
- Ortiz Dosal, L. C. (octubre de 2018). *Universitarios potosinos*. Obtenido de Universitarios potosinos: <http://www.uaslp.mx/Comunicacion-Social/Documents/Divulgacion/Revista/Quince/228/228-01.pdf>
- OYMotion. (2021). *EMG analógico*. Obtenido de EMG analógico: <https://www.application-datasheet.com/pdf/dfrobot/509133/sen0240.html>
- PCA9685 datasheets. (2021). Obtenido de PCA9685: <https://cdn-shop.adafruit.com/datasheets/PCA9685.pdf>

- Pedro Hurtado, D. C. (2018). Diseño y construcción de un prototipo de prótesis mioeléctrica. *Mundo Fesc*, 12.
- Pinzón, J. V. (2012). Brazo robótico controlado por electromiografía. *Scientia et Technica*, 9.
- Printfilam. (2020). *Printfilam*. Obtenido de Printfilam:  
<https://3dprintfilam.com/producto/impresora-ultimaker-s5/>
- Quintero, S. G. (2019). *Universidad de San Buenaventura*. Obtenido de Universidad de San Buenaventura:  
[http://45.5.172.45/bitstream/10819/7029/1/Control\\_Mioelectrico\\_Prototipo\\_Gallego\\_2019.pdf](http://45.5.172.45/bitstream/10819/7029/1/Control_Mioelectrico_Prototipo_Gallego_2019.pdf)
- Ramírez, D., Ruiz Moreno, C. E., Nieto Bayona, M. Á., & Leuro Torres, S. A. (2020). La mano. Aspectos anatómicos I. Generalidades, osteología y. *Morfología*, 20.
- Ríos, P., Flores, I., & Juárez, A. (2004). Robotica y prótesis inteligentes. *Revista Digital universitaria*, 3-15.
- SALAZAR, M. A., AGUILAR ZAPATA, O. M., & ACOSTA CALLE, S. (2016). *Universidad de San Buena Ventura*. Obtenido de Universidad de San Buena Ventura:  
[http://bibliotecadigital.usbcali.edu.co/bitstream/10819/4129/1/Caracterizacion\\_%20S enales\\_Electromiograficas\\_Cruz\\_2016.pdf](http://bibliotecadigital.usbcali.edu.co/bitstream/10819/4129/1/Caracterizacion_%20S enales_Electromiograficas_Cruz_2016.pdf)
- Stratasys. (5 de 07 de 2021). Obtenido de stratasys.com: <https://www.stratasys.com/es/fdm-technology>
- SYSTECH, S. (2008). *SOLOMON SYSTECH*. Obtenido de SOLOMON SYSTECH: <https://cdn-shop.adafruit.com/datasheets/SSD1306.pdf>
- Torres, M., Sanchez, V., González, L., & Herrera, E. (2011). Diseño personalizado de una interfaz mioeléctrica para una prótesis de miembro superior. *Biotecnología*, 70-83.
- Unizar. (2021). *Wzar*. Obtenido de  
[http://wzar.unizar.es/acad/cinesio/Documentos/Pulgar\\_Apuntes\\_2010.pdf](http://wzar.unizar.es/acad/cinesio/Documentos/Pulgar_Apuntes_2010.pdf)
- VARGAS, E. A. (2016). *Repositorio UTN*. Obtenido de Repositorio UTN:  
<http://repositorio.utn.edu.ec/bitstream/123456789/5845/1/06%20TEF%20180%20TR ABAJO%20DE%20GRADO.pdf>
- YACELGA, H. P. (2016). *CONSTRUCCIÓN DE UNA MANO ROBÓTICA ENFOCADO AL CONTROL DEL MOVIMIENTO DE LOS DEDOS*. Obtenido de CONSTRUCCIÓN DE UNA MANO

ROBÓTICA ENFOCADO AL CONTROL DEL MOVIMIENTO DE LOS DEDOS:

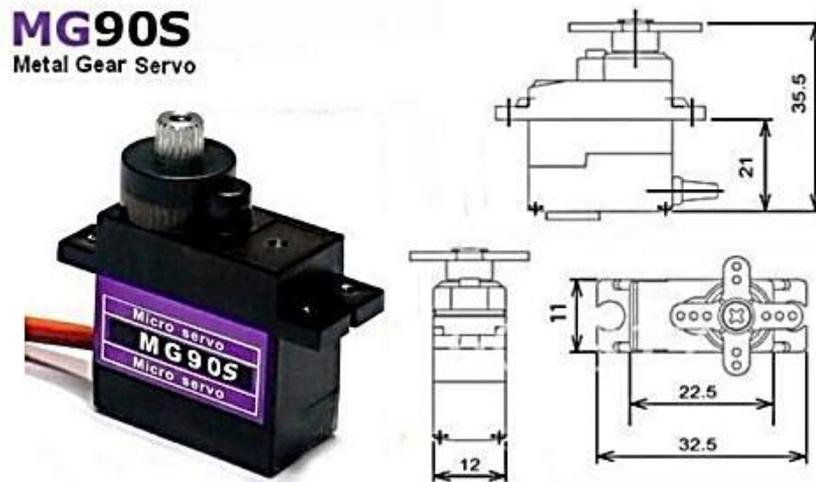
<http://repositorio.utn.edu.ec/bitstream/123456789/5697/1/04%20MEC%20139%20T>

RABAJO%20DE%20GRADO.pdf

## 11. Anexos

### Anexo A

- Servo motor MG90S



#### MG90S servo, Metal gear with one bearing

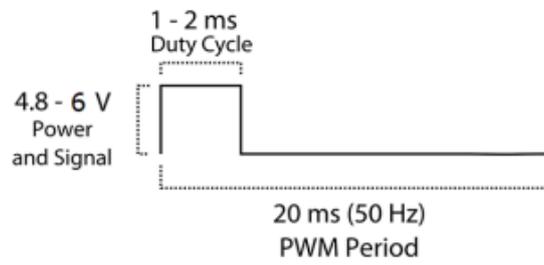
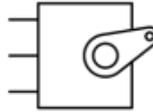
Tiny and lightweight with high output power, this tiny servo is perfect for RC Airplane, Helicopter, Quadcopter or Robot. This servo has *metal gears* for added strength and durability.

Servo can rotate approximately 180 degrees (90 in each direction), and works just like the standard kinds but *smaller*. You can use any servo code, hardware or library to control these servos. Good for beginners who want to make stuff move without building a motor controller with feedback & gear box, especially since it will fit in small places. It comes with a 3 horns (arms) and hardware.

#### Specifications

- Weight: 13.4 g
- Dimension: 22.5 x 12 x 35.5 mm approx.
- Stall torque: 1.8 kgf-cm (4.8V ), 2.2 kgf-cm (6 V)
- Operating speed: 0.1 s/60 degree (4.8 V), 0.08 s/60 degree (6 V)
- Operating voltage: 4.8 V - 6.0 V
- Dead band width: 5  $\mu$ s

PWM=Orange (⏏)  
Vcc = Red (+)  
Ground=Brown (-)



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

## Anexo B

- PETG (Tereftalato de polietileno)

### Características estándar de la resina

Propiedades	Método de Prueba	PET	PETG	Unidades
<b>Físicas</b>				
Densidad	ISO 1183	1,33	1,27	g/cm <sup>3</sup> *
Absorción de humedad (24 horas a 23°C)	ISO 62-4	<0,2 % por peso	<0,2 % por peso	%
Solubilidad en agua	DIN 53122	Indisoluble	Indisoluble	-
<b>Mecánicas</b>				
Resistencia a la tracción hasta la deformación	ISO 527	59 Mpa	53 Mpa	Mpa
Resistencia a la tracción hasta la rotura	ISO 527	No rompe	No rompe	Mpa
Alargamiento hasta la rotura	ISO 527	No rompe	No rompe	%
Módulo de elasticidad en tracción	ISO 527	2.420	2200	Mpa
Resistencia a la flexión	ISO 178	86	79	Mpa
Resistencia al impacto Charpy con entalla	ISO 179	No aplicable	10	kJ/m <sup>2</sup>
Resistencia al impacto Charpy	ISO 179	No rompe	No rompe	kJ/m <sup>2</sup>
Dureza Rockwell , escala R		111	115	
Dureza a la presión de la bola	ISO 2039	117	117	Mpa
<b>Ópticas</b>				
Transmisión de luz	ASTM D 1003	89	88	%
Índice de refracción	ASTM D 542	1,576	1,57	%
<b>Térmicas</b>				
Temp. máxima de utilización en continuo		60	60	°C
Temp. de reblandecimiento Vicat (10N)	ISO 306(B)	79	83	°C
Temp. de reblandecimiento Vicat (50N)	ISO 306(B)	75	78	°C
Temp. de reblandecimiento HDT A (1,8 MPa)	ISO 75-2	69	68	°C
Temp. de reblandecimiento HDT B (0,45 MPa)	ISO 75-2	73	72	°C
Coefficiente de expansión térmica	ISO 75-2	<6 x 10 <sup>4</sup> /°C	6,8	x 10 <sup>4</sup> /°C

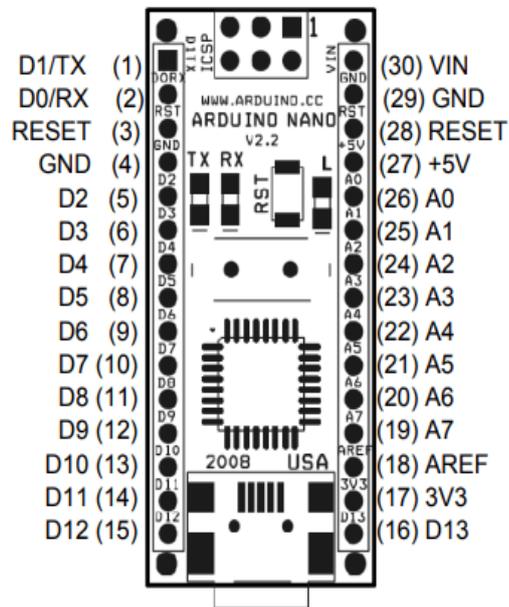
### Resistencia química materiales

Producto químico	Comportamiento PET			Comportamiento PETG		
	SATISFACTORIO	REGULAR	INSATISFACTORIO	SATISFACTORIO	REGULAR	INSATISFACTORIO
Aceite Mineral	X			X		
Aceite Vegetal	X			X		
Acetona			X			X
Ácido Acético	X				X	
Agua	X			X		
Aguarás	X			X		
Amoniaco			X			X
Detergentes	X			X		
Etanol	X			X		
Gasolina	X			X		
Glicerina	X			X		
Metanol		X			X	
Tolueno	X					X

## Anexo C

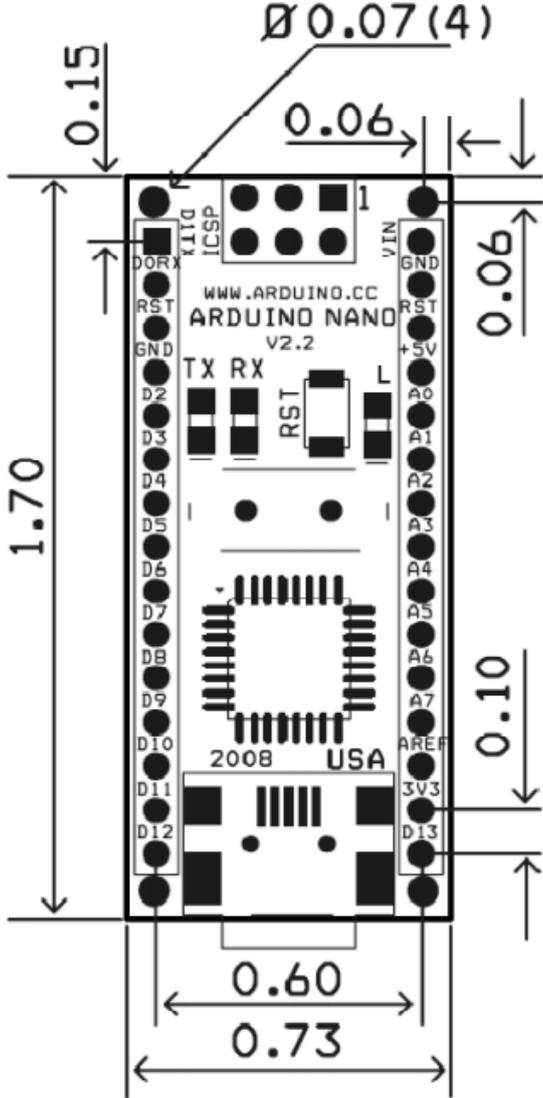
- Arduino Nano

### Arduino Nano Pin Layout



Pin No.	Name	Type	Description
1-2, 5-16	D0-D13	I/O	Digital input/output port 0 to 13
3, 28	RESET	Input	Reset (active low)
4, 29	GND	PWR	Supply ground
17	3V3	Output	+3.3V output (from FTDI)
18	AREF	Input	ADC reference
19-26	A7-A0	Input	Analog input channel 0 to 7
27	+5V	Output or Input	+5V output (from on-board regulator) or +5V (input from external power supply)
30	VIN	PWR	Supply voltage

**Arduino Nano Mechanical Drawing**



ALL DIMENTIONS ARE IN INCHES

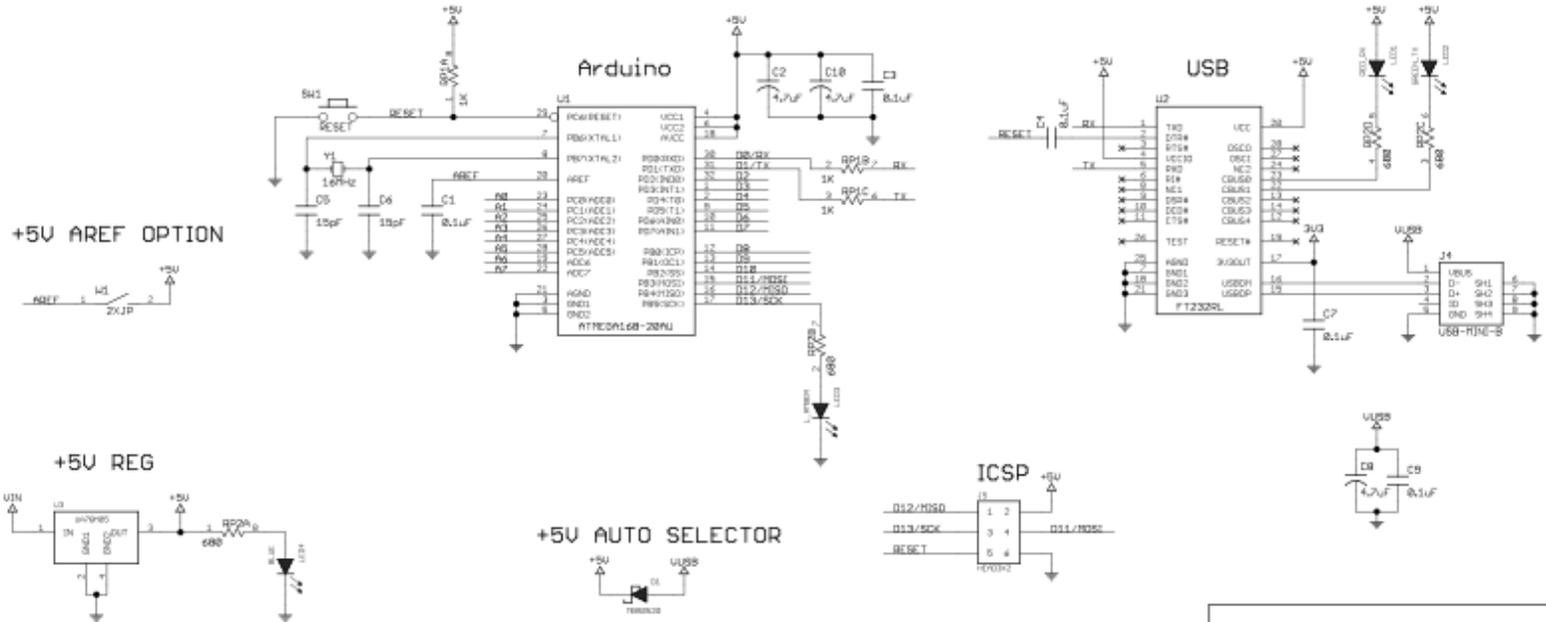
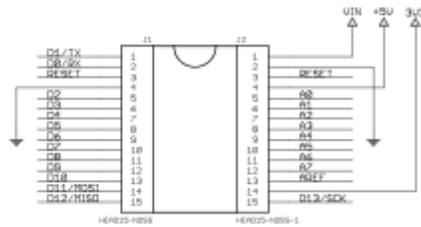
**Arduino Nano Bill of Material**

Item Number	Qty.	Ref. Dest.	Description	Mfg. P/N	MFG	Vendor P/N	Vendor
1	5	C1,C3,C4,C7,C9	Capacitor, 0.1uF 50V 10% Ceramic X7R 0805	C0805C104K5RACTU	Kemet	80-C0805C104K5R	Mouser
2	3	C2,C8,C10	Capacitor, 4.7uF 10V 10% Tantalum Case A	T491A475K010AT	Kemet	80-T491A475K010	Mouser
3	2	C5,C6	Capacitor, 18pF 50V 5% Ceramic NOP/COG 0805	C0805C180J5GACTU	Kemet	80-C0805C180J5G	Mouser
4	1	D1	Diode, Schottky 0.5A 20V	MBR0520LT1G	ONsemi	863-MBR0520LT1G	Mouser
5	1	J1,J2	Headers, 36PS 1 Row	68000-136HLF	FCI	649-68000-136HLF	Mouser
6	1	J4	Connector, Mini-B Recept Rt. Angle	67503-1020	Molex	538-67503-1020	Mouser
7	1	J5	Headers, 72PS 2 Rows	67996-272HLF	FCI	649-67996-272HLF	Mouser
8	1	LD1	LED, Super Bright RED 100mcd 640nm 120degree 0805	APT2012SRCPRV	Kingbright	604-APT2012SRCPRV	Mouser
9	1	LD2	LED, Super Bright GREEN 50mcd 570nm 110degree 0805	APHCM2012CGCK-F01	Kingbright	604-APHCM2012CGCK	Mouser
10	1	LD3	LED, Super Bright ORANGE 160mcd 601nm 110degree 0805	APHCM2012SECK-F01	Kingbright	04-APHCM2012SECK	Mouser
11	1	LD4	LED, Super Bright BLUE 80mcd 470nm 110degree 0805	LTST-C170TBKT	Lite-On Inc	160-1579-1-ND	Digikey
12	1	R1	Resistor Pack, 1K +/-5% 62.5mW 4RES SMD	YC164-JR-071KL	Yageo	YC164J-1.0KCT-ND	Digikey
13	1	R2	Resistor Pack, 680 +/-5% 62.5mW 4RES SMD	YC164-JR-07680RL	Yageo	YC164J-680CT-ND	Digikey
14	1	SW1	Switch, Momentary Tact SPST 150gf 3.0x2.5mm	B3U-1000P	Omron	SW1020CT-ND	Digikey
15	1	U1	IC, Microcontroller RISC 16kB Flash, 0.5kB EEPROM, 23 I/O Pins	ATmega168-20AU	Atmel	556-ATMEGA168-20AU	Mouser
16	1	U2	IC, USB to SERIAL UART 28 Pins SSOP	FT232RL	FTDI	895-FT232RL	Mouser
17	1	U3	IC, Voltage regulator 5V, 500mA SOT-223	UA78M05CDCYRG3	TI	595-UA78M05CDCYRG3	Mouser
18	1	Y1	Crystal, 16MHz +/-20ppm HC-49/US Low Profile	ABL-16.000MHZ-B2	Abracon	815-ABL-16-B2	Mouser

# Arduino Nano Schematic

Copyright 2008 under the Creative Commons Attribution Share-Alike 2.5 License

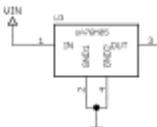
<http://creativecommons.org/licenses/by-sa/2.5/>



**+5V AREF OPTION**



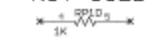
**+5V REG**



**+5V AUTO SELECTOR**



**NOT USED**



v2.3 - Modify FT232RL to use +5V	
TITLE: Arduino Nano	
Document Numbers	REV: 2.3
Date: 6/26/2008 8:35:54 PM	Sheet: 1/1

- **Anexo D**  
**Baterías Tenergy**

**Detalles de producto**

- Alta capacidad: una alta capacidad nominal de 3800 mAh, el paquete de baterías Tenergy 7.2V NiMH puede hacer funcionar su automóvil RC y aplicaciones relacionadas mucho más tiempo que las celdas de NiCd. NOTA: Recargue únicamente con un cargador de batería de NiMH compatible, el uso de un cargador incorrecto es peligroso y puede provocar la destrucción de la batería o un incendio.
- Alto rendimiento: la batería Tenergy 7.2V RC ofrece una tasa de descarga máxima de 38 amperios para llevar su unidad RC a un rendimiento máximo en las carreras.
- Ideal para RC de 7,2 V populares: se adapta a muchos coches RC10, tanques RC, camiones RC, barcos RC y tocadiscos; simplemente haga coincidir el conector y mida el compartimento de la batería de la unidad RC para confirmar la compatibilidad. Nuestra batería RC de repuesto está diseñada para adaptarse a sus dispositivos de pasatiempos controlados por radio de marcas como Traxxas, LOSI, Team Associated, HPI, Kyosho y Tamiya.
- Configuración de la batería: este paquete de baterías RC NiMH de 7.2 voltios tiene un conector Tamiya estándar y admite una carga rápida para tiempos de carga más rápidos. Dimensión: 137 mm (largo), 47,5 mm (ancho), 24 mm (alto).
- Batería de larga duración: la batería de NiMH recargable Tenergy no tiene efecto memoria, por lo que puede recargar sus baterías en cualquier momento. Incluso cuando estén casi agotados por completo o parcialmente, no tendrá que preocuparse por los efectos de la memoria a largo plazo, obtenga la capacidad máxima en todo momento. No es necesario descargar completamente antes de cada uso.

Dimensiones del producto	6,54 x 4,02 x 3,31 pulgadas
Peso del artículo	1,76 libras
COMO EN	B07Q79GF65
Edad recomendada por el fabricante	14 años en adelante
Pilas	2 Se requieren baterías específicas del producto. (incluido)
Pilas	2 Se requieren baterías específicas del producto. (incluido)
Marca	Tenergy
Composición de la celda de la batería	NiMH
Unidad de cuenta	2 paquetes de baterías
Voltaje	7,2 voltios

## Anexo E

- Análisis cinemático y dinámico en el software Matlab

```
1           %% CINEMÁTICA Y DINÁMICA DE LOS DEDOS%%
2 - clear
3 - clc
4 - %declaracion de variables
5 - syms q1p pq2 pp l1 l2 l3 l1c l2c l3c;
6 - syms q1 q2 q3;
7 - syms q1p q2p q3p;
8 - syms M1 M2 M3 I1 I2 I3 G;
9 - syms f(thetai,di,ai,alfai);
10 - %Matriz Simbólica
11 - f(thetai,di,ai,alfai)=[cos(thetai) -sin(thetai)*cos(alfai) sin(thetai)*sin(alfai) ai*cos(thetai);
12 -                        sin(thetai) cos(thetai)*cos(alfai) -cos(thetai)*sin(alfai) ai*sin(thetai);
13 -                        0 sin(alfai) cos(alfai) di;
14 -                        0 0 0 l];
15 - %Evaluacion de valores A=DH(teta,d,a,alfa)
16 - A01=f(q1, 0, l1, 0);
17 - A12=f(q2, 0, l2, 0);
18 - A23=f(q3, 0, l3, 0);
19 - %% Matrices de transformacion para cada eslabon
20 - T1=simplify(A01);
21 - T2=simplify(A01*A12);
22 - T3=simplify(A01*A12*A23);
23 - %Cinematica directa de cada eslabon respecto al centro de masa
24 - pos1=[l1c*cos(q1);
25 -        l1c*sin(q1);
26 -        T1(3,4)];
27 -
28 - pos2=[l1*cos(q1)+l2*cos(q1+q2);
29 -        l1*sin(q1)+l2*sin(q1+q2);
30 -        T2(3,4)];
31 -
32 - pos3=[l1*cos(q1)+l2*cos(q1+q2)+l3*cos(q1+q2+q3);
33 -        l1*sin(q1)+l2*sin(q1+q2)+l3*sin(q1+q2+q3);
34 -        T3(3,4)];
35 -
```

```

36 %Calculo de las velocidades para cada eslabon
37 - vell=diff(pos1,q1)*qlp;
38 - vell_t=[vell(1),vell(2),vell(3)];
39 - vel2=diff(pos2,q2)*q2p+ diff(pos2,q1)*qlp;
40 - vel2_t=[vel2(1),vel2(2),vel2(3)];
41 - vel3=diff(pos3,q3)*q3p+ diff(pos3,q2)*q2p + diff(pos3,q1)*qlp;
42 - vel3_t=[vel3(1),vel3(2),vel3(3)];
43
44 %Calculo de rapidez de cada eslabon
45 - rap1=simplify(vell_t*vell);
46 - rap2=simplify(vel2_t*vel2);
47 - rap3=simplify(vel3_t*vel3);
48
49 %% ENERGÍA CINÉTICA %%
50 - k1=((M1/2).*rap1)+((1/2).*I1.*(qlp)^2);
51 - k2=((M2/2).*rap2)+((1/2).*I2.*(qlp+q2p)^2);
52 - k3=((M3/2).*rap3)+((1/2).*I3.*(qlp+q2p+q3p)^2);
53
54 %energia cinetica total%
55 - K=k1+k2+k3;
56
57 %% ENERGÍA POTENCIAL %%
58 - U1=M1*G*(lc1*sin(q1));
59 - U2=M2*G*(l1*sin(q1)+lc2*sin(q1+q2));
60 - U3=M3*G*(l1*sin(q1)+l2*sin(q1+q2)+lc3*sin(q1+q2+q3));
61
62 %energia potencial total%
63 - U=U1+U2+U3;
64
65 %Lagrangiano%
66 - L=simplify(K-U);
67
68 %derivada parcial de posicion
69 - L_q1=diff(L,q1);
70 - L_q2=diff(L,q2);
71 - L_q3=diff(L,q3);
72
73 %Derivada parcial de velocidad
74 - L_qlp=simplify(diff(L,qlp));
75 - L_q2p=simplify(diff(L,q2p));
76 - L_q3p=simplify(diff(L,q3p));
77
78 %Derivada temporal de la derivada parcial de la velocidad
79 - L_dt_qlp=simplify(diff(L_qlp,q1)*qlp+ diff(L_qlp,q2)*q2p + diff(L_qlp,q3)*q3p);
80 - L_dt_q2p=simplify(diff(L_q2p,q1)*qlp+ diff(L_q2p,q2)*q2p + diff(L_q2p,q3)*q3p);
81 - L_dt_q3p=simplify(diff(L_q3p,q1)*qlp+ diff(L_q3p,q2)*q2p + diff(L_q3p,q3)*q3p);
82
83 %Torques
84 - Tor1=simplify(L_dt_qlp - L_q1);
85 - Tor2=simplify(L_dt_q2p - L_q2);
86 - Tor3=simplify(L_dt_q3p - L_q3);

```

## 4. Ordering information

Table 1. Ordering information

Type number	Topside mark	Package		
		Name	Description	Version
PCA9685PW	PCA9685PW	TSSOP28	plastic thin shrink small outline package; 28 leads; body width 4.4 mm	SOT361-1
PCA9685PW/Q900 <sup>[1]</sup>	PCA9685PW	TSSOP28	plastic thin shrink small outline package; 28 leads; body width 4.4 mm	SOT361-1
PCA9685BS	P9685	HVQFN28	plastic thermal enhanced very thin quad flat package; no leads; 28 terminals; body 6 × 6 × 0.85 mm	SOT788-1

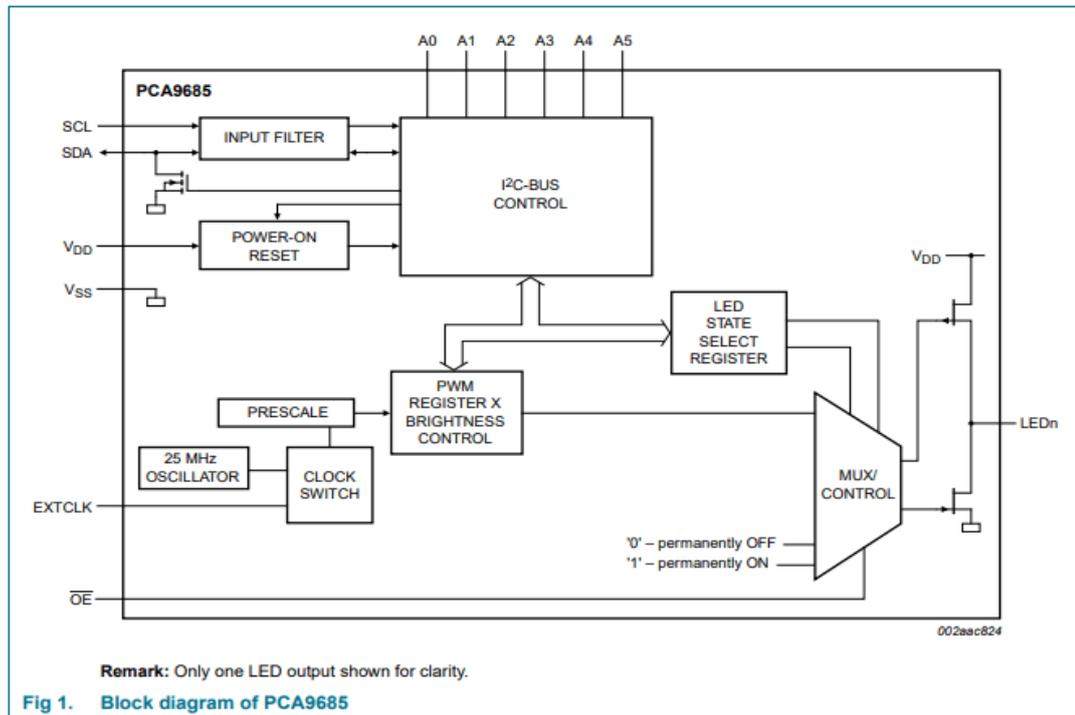
[1] PCA9685PW/Q900 is AEC-Q100 compliant. Contact [12c.support@nxp.com](mailto:12c.support@nxp.com) for PPAP.

### 4.1 Ordering options

Table 2. Ordering options

Type number	Orderable part number	Package	Packing method	Minimum order quantity	Temperature
PCA9685PW	PCA9685PW,118	TSSOP28	REEL 13" Q1/T1 *STANDARD MARK SMD	2500	T <sub>amb</sub> = -40 °C to +85 °C
PCA9685PW/Q900	PCA9685PW/Q900,118	TSSOP28	REEL 13" Q1/T1 *STANDARD MARK SMD	2500	T <sub>amb</sub> = -40 °C to +85 °C
PCA9685BS	PCA9685BS,118	HVQFN28	REEL 13" Q1/T1 *STANDARD MARK SMD	4000	T <sub>amb</sub> = -40 °C to +85 °C

## 5. Block diagram



## 6. Pinning information

### 6.1 Pinning

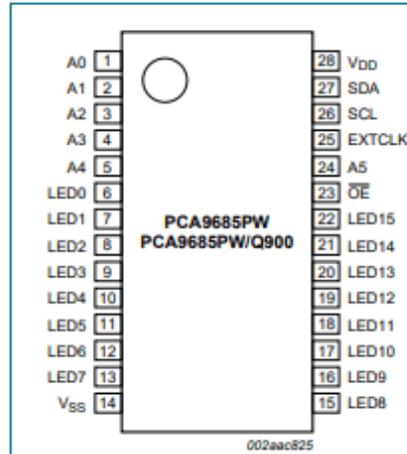


Fig 2. Pin configuration for TSSOP28

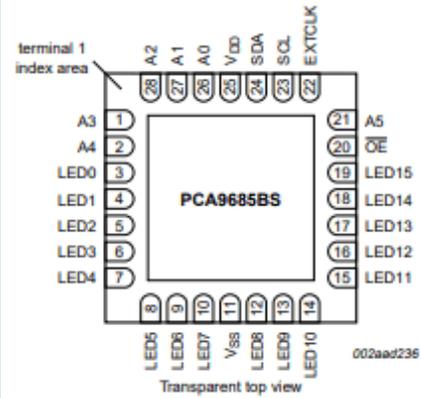


Fig 3. Pin configuration for HVQFN28

### 6.2 Pin description

Table 3. Pin description

Symbol	Pin		Type	Description
	TSSOP28	HVQFN28		
A0	1	26	I	address input 0
A1	2	27	I	address input 1
A2	3	28	I	address input 2
A3	4	1	I	address input 3
A4	5	2	I	address input 4
LED0	6	3	O	LED driver 0
LED1	7	4	O	LED driver 1
LED2	8	5	O	LED driver 2
LED3	9	6	O	LED driver 3
LED4	10	7	O	LED driver 4
LED5	11	8	O	LED driver 5
LED6	12	9	O	LED driver 6
LED7	13	10	O	LED driver 7
V <sub>SS</sub>	14	11	power supply	supply ground
LED8	15	12	O	LED driver 8
LED9	16	13	O	LED driver 9
LED10	17	14	O	LED driver 10
LED11	18	15	O	LED driver 11



- Smart Universal Battery Pack Charger: 7.2V - 12V, Current Selection
- With Temperature Sensor

■ Detailed Description

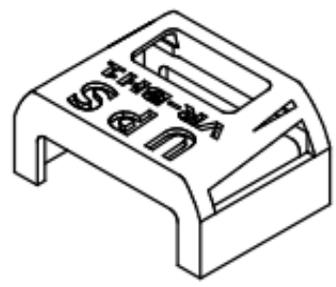
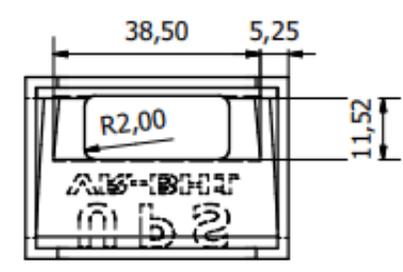
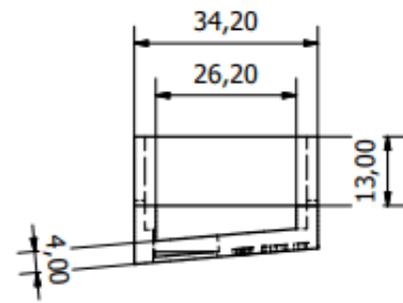
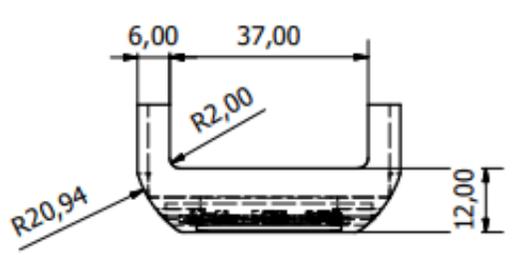
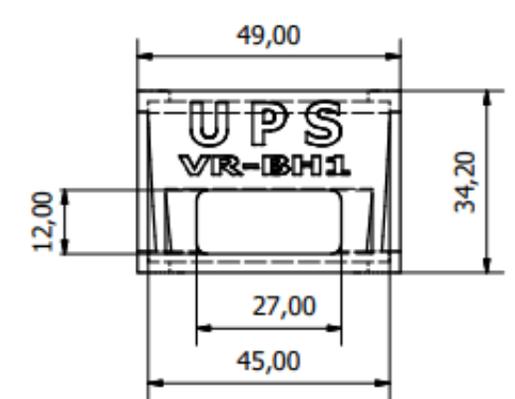
- It is a multi-current Universal Fast and Smart Charger for any NiMH /NiCd battery packs from 7.2V-12V ( 6-10 cell pack).
- 100-240V AC input for worldwide use.
- Designed for use with 7.2V-12V Battery Packs. Please don't charge battery pack under 7.2V or over 12V. Please don't charge battery pack with capacity<900mAh or >5000mAh.
- Automatically detect battery pack's voltage;
- Green LED will flash slowly when no battery is plugged in. Red LED will be on during charging. Green LED will be on when battery is fully charged. Red LED will flash when the charger recognizes the battery as damaged or voltage is below 6V. LED will be off if short circuit or polarity is reversed.
- Automatically cut-off by negative delta V detecting or when battery's temperature is over 60°C ; when battery pack gets fully charged, Green LED will be on.
- 5-hour safety timer, charger will stop charging after operates 5 hours.
- Two current levels, e.g. 0.9A and 1.8A are selectable by a switch.
- For battery pack between 900mAh and 1800mAh, please use the low current level switch -- charging rate: 0.9A
- For battery pack between 1800mAh and 5000mAh, please use the high current level switch -- charging rate: 1.8A
- Fast charging time from approx. 70 mins to 210 mins depending on the capacity of battery. For 5000-mAh battery pack, charging time is about 210 mins (1.8A charging current) and for 1800mAh battery pack, charging time is 150 mins (0.9A charging current).
- One standard Tamiya male connector installed with the charger. Ideal for charging all 7.2V to 12V RC car, airsoft gun battery packs.
- One set of Clip adapter with female Tamiya connector included for charging any type of battery packs.
- One connector adapter from standard male Tamiya to mini female Tamiya for charging airsoft gun battery packs.
- It is a smart charger. Just plug in battery and wait for it being charged.
- Dimension: 1.5"H X 2.36"W X 4.67"L.
- Weight: 0.6LB.

■ Operation Instruction :

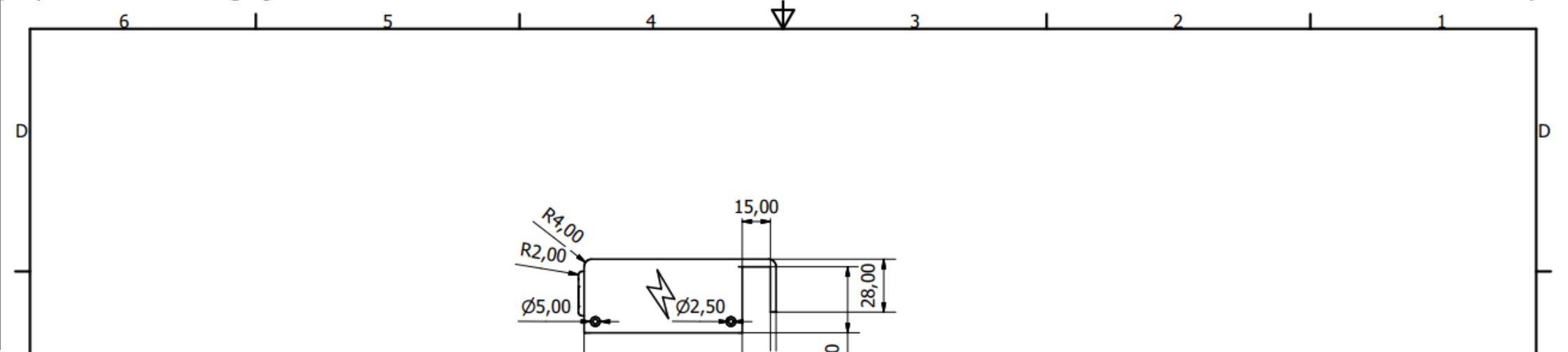
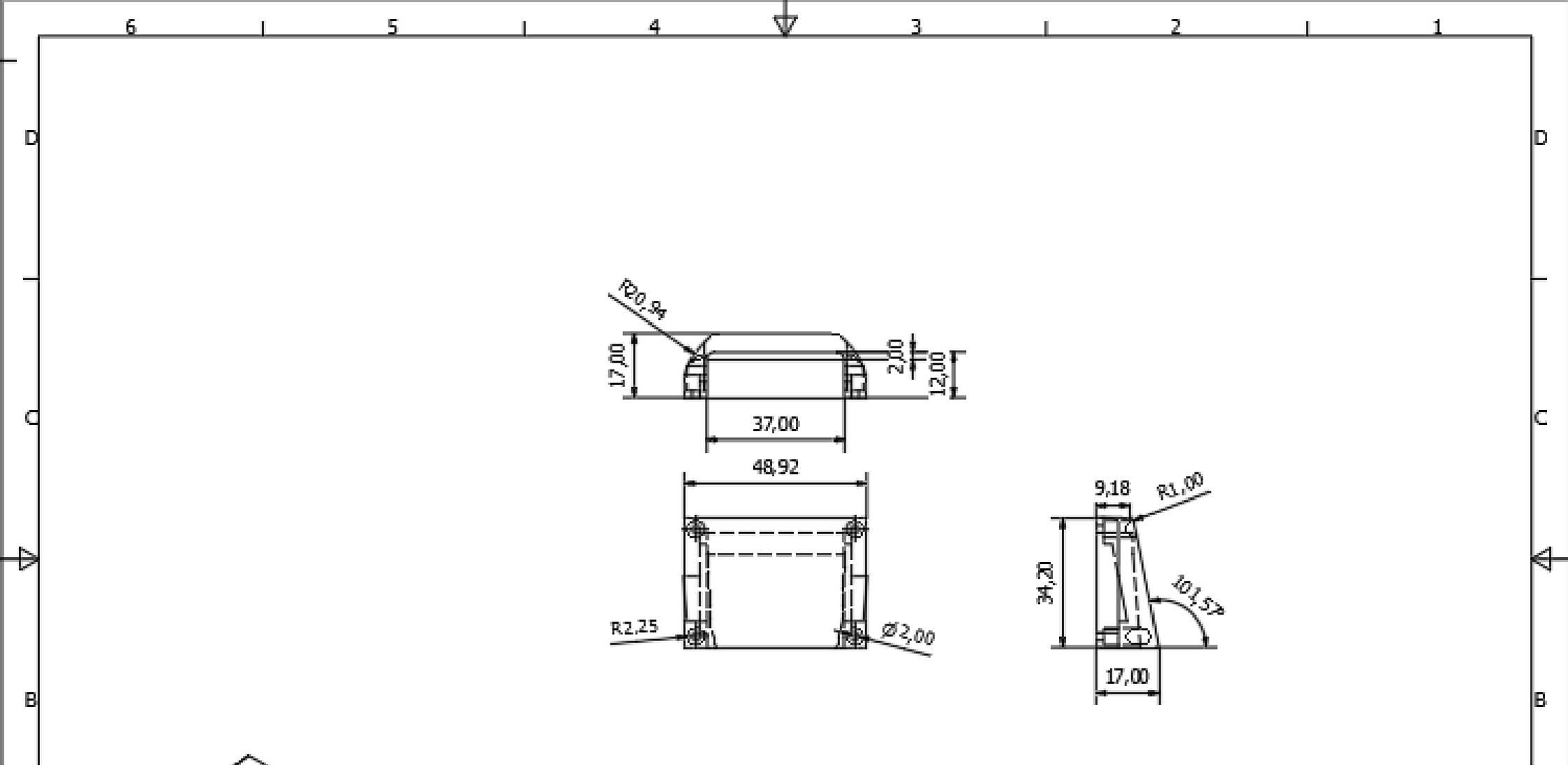
- Connect battery pack to output connector and plug AC power source
- Make sure battery polarity is connected correctly (Red wire is positive)
- Put the temperature Sensor onto the middle surface of battery pack with rubberized fabric. (refer to the following temperature sensor usage demonstration)
- When charger connects to the AC source, the red LED flash for one time and green LED flash.
- After it connect the correct battery pack, the red LED will be on, shows that it is charging.

■ Cautions:

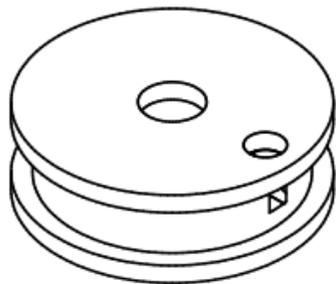
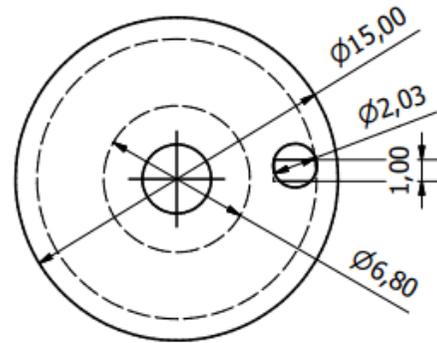
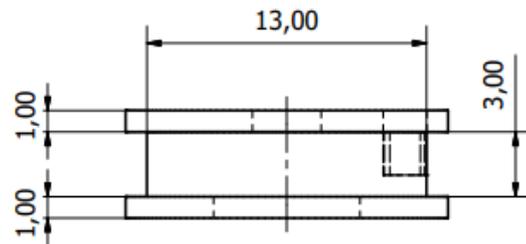
1. Please don't use the charger for low capacity battery pack (<900mAh).
2. Please don't use the charger for high capacity battery pack (>5000mAh).
3. Highly recommend using Tenergy brand high drain rate battery pack. We are not responsible for any damage caused by charging other brand battery using this charger.
4. If using the charger for airsoft gun mini battery packs, then the enclosed reverse airsoft gun adapter needs to be used for the correct charging polarity.
5. Pay attention to battery surface temperature. Stop charging when it is over 60°C or it feels very hot.
6. Please always use temperature sensor during charging.
7. Keep an eye on the battery pack when charge current switch to 1.8Amps. Do not charge for a long time with such large charge current.



POSICIÓN	DENOMINACIÓN	MATERIAL	CANTIDAD	NORMA	OBSERVACIONES
	Cubierta Superior	PETG	1		
Décimo ciclo	Fecha	Nombre	 <b>UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA</b> SEDE MATRIZ CUENCA INGENIERÍAS Carrera de Ingeniería Mecatrónica		
Dibujado:	22/06/21	Inga-Plasencia			
Comprobado:	22/06/21	Ing. Cárdenas			
Trabajo de titulación					
Esca:	Tol.:	Cubierta Superior			
1:1	B				
Lámina:	J	<b>PRÓTESIS BIÓNIA</b>			







	Polea	PETG	3		
POSICIÓN	DENOMINACIÓN	MATERIAL	CANTIDAD	NORMA	OBSERVACIONES
Décimo ciclo	Fecha	Nombre	<b>UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA</b> SEDE MATRIZ CUENCA INGENIERÍAS Carrera de Ingeniería Mecatrónica		
Dibujado:	22/06/21	Inga-Plasencia			
Comprobado:	22/06/21	Ing. Cárdenas			
Trabajo de titulación					
Esca:	Tol.:	Don.:	Polea		
4:1	B		<b>PRÓTESIS BIÓNIA</b>		
Lámina:	4				