



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE INFORMÁTICA Y ELECTRÓNICA
CARRERA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA EN CONTROL Y REDES
INDUSTRIALES

“DESARROLLO DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS
MIOELÉCTRICA DE MANO DE BAJO COSTO EMPLEANDO
ACTUADORES LINEALES Y SENSORES MUSCULARES”

Trabajo de Titulación

Tipo: Dispositivo Tecnológico

Presentado para optar al grado académico de:

INGENIERA EN ELECTRÓNICA, CONTROL Y REDES
INDUSTRIALES

AUTORA: BRENDA ISABEL GUEVARA PICO

DIRECTOR: Ing. JAVIER JOSÉ GAVILÁNES CARRIÓN

Riobamba-Ecuador

2020

©2020, Guevara Pico Brenda Isabel

Se autoriza la reproducción total o parcial, con fines académicos, por cualquier medio o procedimiento, incluyendo la cita bibliográfica del documento, siempre y cuando se reconozca el Derecho de Autor.

Yo, Brenda Isabel Guevara Pico declaro que el presente trabajo de titulación es de mi autoría y que los resultados del mismo son auténticos. Los textos en el documento que provienen de otras fuentes están debidamente citados y referenciados.

Como autora, asumo la responsabilidad legal y académica de los contenidos del presente trabajo de titulación. El patrimonio intelectual pertenece a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo.

Riobamba, 2 de marzo de 2020

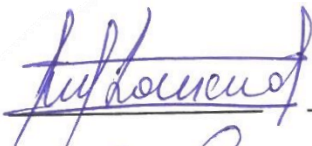


A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Brenda G', with a large, stylized flourish above it.

Brenda Isabel Guevara Pico

060393681-6

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE INFORMÁTICA Y ELECTRÓNICA
CARRERA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA EN CONTROL Y REDES
INDUSTRIALES

El Tribunal del trabajo de titulación certifica que: El trabajo titulación: Tipo: Dispositivo tecnológico, “**DESARROLLO DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE MANO DE BAJO COSTO EMPLEANDO ACTUADORES LINEALES Y SENSORES MUSCULARES**”, realizado por la señorita **BRENDA ISABEL GUEVARA PICO**, ha sido minuciosamente revisado por los Miembros del Tribunal del trabajo de titulación, el mismo que cumple con los requisitos científicos, técnicos, legales, en tal virtud el Tribunal autoriza su presentación.

	FIRMA	FECHA
Ing. Paúl Patricio Romero Riera PRESIDENTE DEL TRIBUNAL		<u>2020-03-02</u>
Ing. Javier José Gavilánes Carrión. DIRECTOR DEL TRABAJO DE TITULACIÓN		<u>2020-03-02</u>
Ing. Jorge Luis Paucar Samaniego MIEMBRO DEL TRIBUNAL		<u>2020-03-02</u>

DEDICATORIA

A mis padres quienes siempre me han apoyado y han sido un pilar fundamental para mi vida, a mi hermano mayor quien siempre ha creído en mí y me ha impulsado a conocer el mundo a través de los idiomas. A mi hermano menor, quien está a punto de comenzar sus estudios superiores. A mi familia, amigos y maestros.

Brenda

AGRADECIMIENTO

Principalmente a mi madre, quien se ha esforzado todos los días para que tenga la mejor educación y una alimentación saludable, a mis hermanos Josué y Moisés quienes se han convertido en parte fundamental de apoyo para la culminación del presente trabajo de titulación.

A David Salazar por su tiempo y colaboración como paciente en el desarrollo de este proyecto.

A la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, por darme la oportunidad de seguir con mis estudios con una formación académica con calidad, prestigio y sabiduría.

A cada uno de mis maestros especialmente al Ing. Javier Gavilanes por abrirme las puertas del Grupo de Investigación y Estudios en Bioingeniería (GIEBI-ESPOCH) y guiarme en la realización del presente trabajo de titulación.

A mis amigos, por su apoyo constante, ánimos y motivación para culminar uno más de tantos objetivos propuestos. Los llevo en mi corazón.

Brenda

TABLA DE CONTENIDO

ÍNDICE DE TABLAS.....	xi
ÍNDICE DE FIGURAS.....	xii
ÍNDICE DE GRÁFICOS.....	xiv
ÍNDICE DE ANEXOS	xv
RESUMEN	xvi
ABSTRACT.....	xvii
INTRODUCCIÓN	1

CAPÍTULO I

1. MARCO TEÓRICO	5
1.1 Tecnología protésica de hoy en día	5
1.2 Amputaciones de miembros superiores.....	5
1.2.1 Desarticulación de la muñeca	5
1.2.2 Amputación trans radial	6
1.3 Prótesis de mano	7
1.4 Opciones de prótesis de mano	7
1.4.1 Ausencia de prótesis de mano	7
1.4.2 Prótesis cosmética semi-prensil	8
1.4.3 Prótesis de cable accionada por el cuerpo	9
1.4.4 Prótesis externamente accionadas	10
1.4.5 Prótesis híbridas.....	11
1.4.6 Prótesis de manos recreativas	12
1.5 Tipos de agarre	12
1.5.1 Agarre cilíndrico.....	12
1.5.2 Agarre esférico.....	13
1.5.3 Agarre de pinza.....	13
1.5.4 Agarre lateral o plano	13
1.6 Señales EMG.....	13
1.6.1 Adquisición de señales EMGS.....	14
1.6.2 Preprocesamiento de señales EMGS.....	14
1.7 Mecanismos	14
1.7.1 Mecanismo de barras	14

1.7.2	Mecanismo con motor en cada junta:	15
1.7.3	Transmisión por poleas:	15
1.8	Tipos de actuadores para prótesis de mano	16
1.8.1	Motores DC	16
1.8.2	Servomotores	17
1.8.2.1	<i>Servo motores rotativos</i>	17
1.8.2.2	<i>Servo motores lineales</i>	17
1.9	Tipos de sensores para prótesis de mano	18
1.9.1	MyoWare	18
1.9.2	Brazaletes Myo	19
1.10	Impresión 3D	20
1.10.1	PLA	20
1.10.2	ABS	20
1.10.3	Fibra de carbono	20

CAPÍTULO II

2.	MARCO METODOLÓGICO	21
2.1	Requerimientos del prototipo de prótesis mioeléctrica de mano	21
2.2	Concepción universal del diseño de hardware del prototipo	22
2.3	Selección del paciente	22
2.4	Hardware	23
2.4.1	Componentes	24
2.4.1.1	<i>Actuadores lineales Actuonix PQ12</i>	24
2.4.1.2	<i>Driver de servos PCA9685</i>	25
2.4.1.3	<i>Batería LiPo</i>	26
2.4.1.4	<i>Regulador de voltaje 5v/3A de UBEC</i>	27
2.4.1.5	<i>Tarjeta de desarrollo Arduino Nano</i>	28
2.4.1.6	<i>Sensor EMG MyoWare</i>	28
2.4.2	Circuitos electrónicos	29
2.4.2.1	<i>Alimentación del dispositivo</i>	29
2.4.2.2	<i>Circuito de actuadores lineales</i>	30
2.4.2.3	<i>Esquema de conexiones del prototipo</i>	30
2.4.2.4	<i>Esquema electrónico del dispositivo 3D</i>	31
2.4.3	Diseño mecánico del prototipo	32
2.4.3.1	<i>Escaneo del miembro faltante y del miembro opuesto</i>	32

2.4.3.2	<i>Modelado del mecanismo de los dedos de la prótesis mioeléctrica</i>	36
2.4.3.3	<i>Modelado de la estructura de la prótesis de mano</i>	38
2.4.3.4	<i>Diseño de la estructura de sujeción del muñón</i>	39
2.4.4	Diseño para la implementación del circuito electrónico del prototipo de mano	41
2.4.4.1	<i>Bloque de alimentación</i>	42
2.4.4.2	<i>Bloque Sensor</i>	44
2.4.4.3	<i>Bloque Driver de actuadores</i>	45
2.5	Software	48
2.5.1	Adquisición de señales	48
2.5.1.1	<i>Colocación del sensor MyoWare</i>	49
2.5.1.2	<i>Rectificación de la señal muscular electromiográfica EMG</i>	50
2.5.2	Programación en Arduino	51
2.5.2.1	<i>Instalación de librerías</i>	51
2.5.2.2	<i>Calibración de la señal mioeléctrica del paciente</i>	52
2.5.2.3	<i>Calibración de los Actuadores lineales Actuonix PQ12</i>	54
2.5.2.4	<i>Conversión de grados a ancho de pulso</i>	55
2.5.2.5	<i>Determinar la frecuencia del PWM</i>	56
2.5.3	Agarre esférico de objetos	56
2.5.3.1	<i>Encendido y apagado de un canal</i>	56
2.5.3.2	<i>Determinar el límite de desplazamiento de cada grado de libertad</i>	57
2.5.3.3	<i>Activación de la señal mioeléctrica del paciente</i>	58
2.5.3.4	<i>Determinación de los ángulos para cada uno de los 6 grados de libertad en un agarre esférico</i>	59
2.5.4	Diagrama de flujo del funcionamiento del dispositivo	60

CAPÍTULO III

3.	MARCO DE RESULTADOS	62
3.1	Desempeño del agarre esférico de objetos	62
3.1.1	Características de los objetos esféricos seleccionados para las pruebas	62
3.1.2	Contraste sobre la igualdad de varias proporciones	68
3.1.2.1	<i>Diámetros de no funcionamiento del dispositivo</i>	70
3.1.2.2	<i>Diámetros de funcionamiento del dispositivo</i>	71
3.2	Tiempo de respuesta	72
3.3	Consumo de energía del dispositivo	74
3.3.1	Consumo de energía del dispositivo en funcionamiento	75

3.3.2	Consumo de energía del dispositivo en reposo	76
3.3.3	Tiempo de uso de la batería	76
3.4	Análisis de costos.....	78
3.4.1	Costos de materiales y herramientas	78
3.4.2	Costos de implementación	78
3.4.3	Costo total de construcción del prototipo de prótesis mioeléctrica de mano	79
 CONCLUSIONES.....		80
RECOMENDACIONES.....		81
BIBLIOGRAFÍA		
ANEXOS		

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1-1:	Ventajas y desventajas de no usar una prótesis de mano.....	8
Tabla 2-1:	Ventajas y desventajas de usar una prótesis cosmética semi-prensil.....	9
Tabla 3-1:	Ventajas y desventajas de usar una prótesis accionada por el cuerpo.....	10
Tabla 4-1:	Ventajas y desventajas de usar una prótesis accionada externamente.	11
Tabla 5-3:	Tiempo invertido para el agarre efectivo de un objeto esférico.....	73
Tabla 1-2:	Detalles del paciente 1	22
Tabla 2-2:	Detalles del paciente 2	23
Tabla 3-2:	Especificaciones del motor 30:1 de Actuonix	25
Tabla 4-2:	Especificaciones de una batería de 2200mAh.....	27
Tabla 5-2:	Especificaciones de regulador de voltaje de 5v/3A de Ubec.....	28
Tabla 6-2:	Especificaciones de la tarjeta de desarrollo Arduino Nano	28
Tabla 7-2:	Especificaciones del Sensor EMG MyoWare	29
Tabla 8-2:	Mediciones del antebrazo del paciente.....	40
Tabla 9-2:	Límites de desplazamiento de los grados de libertad	58
Tabla 10-2:	Distancia de desplazamiento en un agarre esférico.	60
Tabla 1-3:	Dimensiones y colores de los objetos esféricos.	63
Tabla 2-3:	Pruebas de agarres a objetos esféricos de distintos diámetros	64
Tabla 3-3:	Tabla de proporciones dados los diámetros de objetos esféricos.....	69
Tabla 4-3:	Rango con los mejores diámetros	71
Tabla 5-3:	Consumo de corriente del dispositivo en funcionamiento.....	75
Tabla 6-3:	Consumo de corriente del dispositivo en reposo	76
Tabla 7-3:	Costos de materiales y herramientas	78
Tabla 8-3:	Costos de implementación	79
Tabla 9-3:	Costo total del prototipo de prótesis.....	79

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1-1:	Movimientos de la mano humana.....	6
Figura 2-1:	Longitudes de una amputación trans radial.	7
Figura 3-1:	Prótesis cosmética semi-prensil MCV.....	8
Figura 4-1:	Prótesis de cable accionada por el cuerpo	9
Figura 5-1:	Prótesis mioeléctrica bebionic.....	11
Figura 6-1:	Prótesis recreativa para jugar básquet.....	12
Figura 7-1:	Tipos de agarres	13
Figura 8-1:	Registro de EMG en bruto de 3 contracciones del músculo bíceps	14
Figura 9-1:	Mecanismo de barras.....	15
Figura 10-1:	Mecanismo con motor en cada junta de la mano i-LIMB.....	15
Figura 11-1:	Prótesis de mano con transmisión de poleas.....	16
Figura 12-1:	Motor Pololu.....	16
Figura 13-1:	Servomotor SG90.....	17
Figura 14-1:	Actuador lineal Actuonix	18
Figura 15-1:	Sensor muscular MyoWare	19
Figura 16-1:	Brazalete Myo.....	19
Figura 1-2:	Driver de servos PCA9685.....	26
Figura 2-2:	Regulador de voltaje 5v/3A de UBEC.....	27
Figura 3-2:	Diagrama esquemático de la alimentación del prototipo	29
Figura 4-2:	Conexión entre el driver y los actuadores lineales,.....	30
Figura 5-2:	Esquemas de conexiones del prototipo.....	31
Figura 6-2:	Esquema electrónico del prototipo en 3D.....	32
Figura 7-2:	Escaneo del miembro izquierdo faltante.....	33
Figura 8-2:	Escaneo del miembro superior derecho	33
Figura 9-2:	Mano derecha escaneada del paciente	34
Figura 10-2:	Proceso de corte en Recap Photo.....	34
Figura 11-2:	Proceso de pulido con Meshmixer.....	35
Figura 12-2:	Cambio de malla triangular a cuadrada en Recap Photo.....	35
Figura 13-2:	Cambio del tipo de archivo con Fusion 360	36
Figura 14-2:	Antes y después del proceso de escaneo en Solidworks.....	36
Figura 15-2:	Comprobación del mecanismo del dedo en movimiento	37
Figura 16-2:	Dedo ensamblado en Solidworks	37
Figura 17-2:	Modelado del prototipo de 3 dedos	38
Figura 18-2:	Apertura y cierre del prototipo impreso de 3 dedos.....	38

Figura 19-2: Diseño preliminar de la prótesis de mano en Solidworks	39
Figura 20-2: Ensamblaje de la prótesis de mano con cobertura.	39
Figura 21-2: Mediciones del antebrazo del paciente.	40
Figura 22-2: Modelado del sistema de sujeción del antebrazo	41
Figura 23-2: Ubicación de los bloques de circuitos en el cuerpo	42
Figura 24-2: Conexiones del bloque de alimentación.	43
Figura 25-2: Diagrama de la placa del bloque de Alimentación.	43
Figura 26-2: Diseño de la caja del bloque de Alimentación.....	44
Figura 27-2: Conexión bloque Sensor.....	44
Figura 28-2: Diagrama de la placa del bloque Sensor	45
Figura 29-2: Diseño de la caja del bloque Sensor	45
Figura 30-2: Conexiones del bloque Driver de Actuadores.....	46
Figura 31-2: Diagrama de la placa del bloque Driver de Actuadores.....	46
Figura 32-2: Diseño de la caja del bloque Driver de Actuadores	47
Figura 33-2: Diagrama electrónico completo de la prótesis mioeléctrica.....	47
Figura 34-2: Posicionamiento del sensor MyoWare en el músculo bíceps.....	49
Figura 35-2: Señales en base al posicionamiento en el músculo.	50
Figura 36-2: Señal EMG sin rectificación vs Señal EMG rectificada	51
Figura 37-2: Instalación de la librería Adafruit PWM Servo Driver	52
Figura 38-2: Declaración de librerías Wire y PWM.....	52
Figura 39-2: Programa Servo de la librería Adafruit PWM Servo Driver	55
Figura 1-3: Objetos esféricos de distintos tamaños y colores.....	63

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1-2:	Diagrama de la concepción universal del prototipo	22
Gráfico 2-2:	Diagrama de bloques del hardware del prototipo	23
Gráfico 3-2:	Curvas de carga de los motores PQ12 de Actuonix	25
Gráfico 4-2:	Diagrama de bloques del diseño electrónico	41
Gráfico 5-2:	Desarrollo del procesamiento de señales mioeléctricas.....	48
Gráfico 6-2:	Diagrama de flujo de la calibración	54
Gráfico 7-2:	Activación de la señal mioeléctrica del paciente.....	59
Gráfico 8-2:	Diagrama de flujo del funcionamiento de la prótesis mioeléctrica de mano	61
Gráfico 1-3:	Agarres efectivos y fallidos del objeto esférico de 1 cm.	64
Gráfico 2-3:	Agarres efectivos y fallidos del objeto esférico de 2 cm.	64
Gráfico 3-3:	Agarres efectivos y fallidos del objeto esférico de 3 cm.	65
Gráfico 4-3:	Agarres efectivos y fallidos del objeto esférico de 4 cm.	65
Gráfico 5-3:	Agarres efectivos y fallidos del objeto esférico de 5 cm.	66
Gráfico 6-3:	Agarres efectivos y fallidos del objeto esférico de 6 cm.	66
Gráfico 7-3:	Agarres efectivos y fallidos del objeto esférico de 7 cm.	67
Gráfico 8-3:	Agarres efectivos y fallidos del objeto esférico de 8 cm.	67
Gráfico 9-3:	Agarres efectivos y fallidos del objeto esférico de 10 cm	68
Gráfico 10-3:	Agarres efectivos y fallidos del objeto esférico de 12 cm.	68
Gráfico 11-3:	Proporciones obtenidas de los 10 objetos esféricos	70
Gráfico 12-3:	Porcentaje de agarres efectivos y fallidos de objetos esféricos de 2-12cm.....	72
Gráfico 13-3:	Pruebas de tiempo de agarres efectivos en segundos.	74

ÍNDICE DE ANEXOS

- ANEXO A:** HOJA DE CARACTERÍSTICAS DE LA TARJETA DE DESARROLLO ARDUINO NANO
- ANEXO B:** HOJA DE CARACTERÍSTICAS DEL DRIVER DE ACTUADORES PCA9685
- ANEXO C:** HOJA DE CARACTERÍSTICAS DEL ACTUADOR PQ12 DE ACTUONIX
- ANEXO D:** HOJA DE CARACTERÍSTICAS DEL SENSOR MYOWARE
- ANEXO E:** DISEÑO ESTRUCTURAL REALIZADO EN SOLIDWORKS
- ANEXO F:** MONTAJE DE LA CIRCUITERÍA DE LA PRÓTESIS DE MANO
- ANEXO G:** PRIMERAS PRUEBAS DE LA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE MANO
- ANEXO H:** CÓDIGO PROGRAMADO PARA EL AGARRE ESFÉRICO DE OBJETOS.
- ANEXO I:** PROYECCIONES DE LA ESTRUCTURA DE LA PRÓTESIS DE MANO
- ANEXO J:** RESULTADO FINAL DE LA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE MANO

RESUMEN

En el presente trabajo de Titulación se desarrolló un prototipo de prótesis mioeléctrica de mano de bajo costo que posee 6 grados de libertad, el cual cumple con el agarre esférico de objetos de distintos diámetros. El prototipo fue diseñado y probado en un paciente real. El diseño del hardware del prototipo se realizó a partir del escaneo de las extremidades del paciente y gracias al uso de software de diseño CAD, posteriormente se desarrolló el mecanismo de movimiento de la prótesis en el software de diseño SolidWorks. Cada una de las partes del prototipo fue impresa en 3D con fibra de carbono y PLA. El circuito que interviene en el prototipo de prótesis compuesto principalmente por los 6 actuadores, el sensor MyoWare, el microcontrolador Arduino Nano, la batería de 2200mAh, el regulador y el driver de actuadores, fue dividido en 3 bloques que fueron ubicados en el cuerpo del paciente. La programación que fue desarrollada en Arduino realiza una etapa de calibración de las señales musculares del paciente y posteriormente detecta la señal muscular del músculo bíceps derecho permitiendo el movimiento de los actuadores lineales en base al tamaño del objeto esférico que se desea agarrar. Mediante análisis estadísticos se determinó que el rango del diámetro de objetos esféricos que el prototipo de prótesis puede agarrar es de 2 a 12 cm con un tiempo promedio de agarre efectivo de 3.3 segundos. Se determinó que la proporción de agarres efectivos del prototipo corresponde al 78.89 % lo cual indica que es funcional. Se calcularon los gastos del prototipo y se determinó que su precio final es de \$1000,07 considerándose de bajo costo. Se recomienda agregar al diseño sensores de presión o de corriente que permitan cerrar el lazo de control y en un futuro colocar una batería de menor tamaño.

Palabras clave: <PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE BAJO COSTO>, <ACTUADORES LINEALES>, <AGARRE ESFÉRICO>, <SEÑAL MUSCULAR>, <PRÓTESIS DE MANO>.

REVISADO

19 FEB 2020

Ing. Jhonatan Parreño Uquillas, MBA
ANALISTA DE BIBLIOTECA



ABSTRACT

In the present Titling work, it was developed a prototype of a low-cost hand-held myoelectric prosthesis that has 6 degrees of freedom, which complies with the spherical grip of objects of different diameters. The prototype was designed and tested in a real patient. The design of the prototype hardware was made from the scanning of the patient's limbs and thanks to the use of CAD designs software, the prosthesis movement mechanism was later developed in the Solid Works design software. Each part of the prototype was printed in 3D with carbon fiber and PLA. The circuit involved in the prototype prosthesis composed mainly of the 6 actuators, the MyoWare sensor, the Arduino Nano microcontroller, the 2200mAh battery, the regulator and the actuator driver, was divided into 3 blocks that were located on the body of the patient. The programming that was developed in Arduino performs a stage of calibration of the patient's muscle signals and subsequently detects the muscle signal of the right biceps muscle allowing the movement of the linear actuators based on the size of the spherical object to be grasped. By statistical analysis, it was determined that the range of spherical object diameter that the prototype prosthesis can grasp is 2 to 12 cm with an average effective grip time of 3.3 seconds. It was determined that the proportion of effective grips of the prototype corresponds to 78.89%, which indicates that it is functional. The prototype expenses were calculated, and its final price was determined to be \$1000.07 considered at a low cost. It is recommended to add pressure or current sensors to the design to close the control loop and in the future place a smaller battery.

Keywords: <LOW COST MIOELECTRIC PROTESIS>, <LINEAR ACTUATORS>, <SPHERICAL GRIP>, <MUSCLE SIGNAL>, <HAND PROSTHESIS>.



INTRODUCCIÓN

En el transcurso de la historia los humanos han diseñado dispositivos capaces de reemplazar miembros superiores e inferiores usando la tecnología y facilitando así que las personas amputadas tengan un lugar en la sociedad. En el caso de una mano amputada las investigaciones van desde las primeras manos de hierro orientadas al uso durante guerras, hasta las prótesis mioeléctricas. Se están realizando investigaciones y avances revolucionarios en la restauración del control sensomotor con reinervación selectiva y trasplante de mano. (Zuo, et al., 2014)

La mayoría de las amputaciones de miembros superiores ocurridas son de origen traumático (accidentes de tráfico o laborales, víctimas durante algún combate), por algún proceso tumoral o en el caso de enfermedades como la Diabetes. (Zuo, et al., 2014)

Según estadísticas de noviembre del año 2019 presentadas por el Consejo Nacional de Discapacidades en Ecuador, CONADIS, se estima que aproximadamente 225.255 personas tienen algún tipo de discapacidad física; de las cuales el 5.802 pertenecen a la provincia de Chimborazo. (CONADIS, 2020)z

A nivel nacional a partir de la gestión presidencial de Lenin Moreno se pretende continuar con el proyecto Misión Solidaria Manuela Espejo, el mismo que ha servido para mejorar las condiciones de vida de las personas con discapacidad a nivel nacional. Para resolver los problemas de amputación de extremidades, el gobierno implementó tres centros de fabricación de órtesis y prótesis y se entregaron 1.960 prótesis. Cabe recalcar que las prótesis entregadas son de tipo estético. (Vicepresidencia, 2011)

Una prótesis de mano estética puede llegar a costar entre \$ 3,000- \$ 5,000, sin embargo, una prótesis mioeléctrica para pérdida de mano cuesta alrededor de \$ 20,000.

Con base en estos antecedentes, se plantea el trabajo de titulación “Desarrollo de un prototipo de prótesis mioeléctrica de mano de bajo costo empleando actuadores lineales y sensores musculares”, el mismo que mejorará la calidad de vida del paciente permitiendo la movilidad de la mano a través del agarre esférico de objetos, además del aspecto estético. La prótesis usará las señales mioeléctricas musculares para su funcionamiento, además de servomotores lineales que se emplearán para la movilidad de dicha prótesis.

JUSTIFICACIÓN TEÓRICA

Una prótesis es un dispositivo artificial el cual reemplaza una parte faltante del cuerpo, la cual se puede perder a través de un trauma, enfermedad o afecciones congénitas. Las prótesis están destinadas a restaurar las funciones normales de la parte del cuerpo faltante y mejorar significativamente su desenvolvimiento diario.

La pérdida parcial o total de miembros superiores causa problemas físicos además de psicológicos. Una prótesis estética puede mejorar el estado psicológico del paciente sin embargo no permite la movilidad por lo cual es necesario una prótesis que permita un funcionamiento similar al de la mano humana.

De acuerdo con un estudio del Departamento de Asuntos de Veteranos de los Estados Unidos, el costo promedio de un brazo protésico mioeléctrico depende en parte del nivel de pérdida de la extremidad. Un brazo y una mano cosméticos pueden costar \$ 3,000- \$ 5,000. Una prótesis mioeléctrica para pérdida parcial de una mano cuesta \$ 18,703; hasta la mitad de la parte inferior del brazo, \$ 20,329; hasta la mitad de la parte superior del brazo, \$ 59,664 y hasta el hombro, \$ 61,655. En el Centro Médico de la Universidad de California-San Francisco, un brazo protésico mioeléctrico muy avanzado cuesta alrededor de \$ 100,000. (McGimpsey, et al., 2019 p. 11)

En el momento en el cantón Riobamba no existe algún tipo de ninguna institución la cual realice donaciones, oferte o financie prótesis de tipo mioeléctrico, por motivo de la complejidad y los costos. En cuanto a las personas registradas con discapacidades en miembro superiores por parte del Ministerio de salud, se debe tomar en cuenta a aquellas quienes viven en el cantón Riobamba, siendo un total de 21 personas con discapacidades en miembros superiores. (CONADIS, 2020)

En Ecuador en el año 2014 en la Universidad Técnica Particular de Loja se desarrolló un prototipo de prótesis de mano robot llamado “Hand of Hope”. El prototipo de prótesis fue impreso utilizando tecnología 3-D, además de ser controlada por señales bioeléctricas generadas por los propios músculos del individuo. Los constructores de la mano robótica aspiran a que alguna institución impulse la creación de una planta piloto de fabricación. Estiman el costo de su prótesis no supere los \$ 2.500 dólares. (Calderón, 2018 p. 1)

En la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo se desarrollaron dos proyectos relacionados. El primero es una prótesis mioeléctrica de brazo, para un niño de un año, con el defecto congénito

de brida amniótica. El segundo es un prototipo de prótesis de mano usando el método BCI no invasivo a través de estímulos endógenos. Ambos proyectos fueron presentados en la carrera de Ingeniería Electrónica en Control y Redes Industriales.

Considerando la situación económica actual de los ecuatorianos y los elevados costos de una prótesis mioeléctrica (alrededor de \$20.000) se ve necesario crear un prototipo de prótesis de mano de bajo costo usando materiales impresos con tecnología 3D accesible a las personas con discapacidad de miembros superiores de la ciudad de Riobamba.

JUSTIFICACIÓN APLICATIVA

Las prótesis mioeléctricas son creadas con el objetivo de mejorar el estilo de vida de personas quienes no posean una de sus extremidades. El avance de la tecnología ha generado prótesis cada vez más parecidas a la realidad de la extremidad del cuerpo humano, al tratar de emular en su totalidad aumenta el grado de complejidad de la creación de la prótesis mioeléctrica.

Considerando la cantidad de personas quienes necesitan una prótesis de mano en la ciudad de Riobamba se debe realizar previos estudios en donde se seleccionen los posibles beneficiarios de la misma. En ese sentido cada paciente deberá pasar por una serie de pruebas en donde se verifique la capacidad de los músculos para enviar las señales mioeléctricas EMG, en el caso de existir músculos atrofiados y el paciente necesite rehabilitación para poder hacer uso de una prótesis.

El control para el prototipo de prótesis mioeléctrica estará basado en los movimientos musculares, es decir si el músculo se contrae o flexiona produce una señal eléctrica o EMG denotando a la electromiografía. Para obtener esta señal se puede usar diferentes sensores. Se procesará dicha señal con la finalidad que posteriormente por medio de un controlador esta accione los actuadores lineales, encendiéndolos y apagándolos generando el movimiento de la prótesis.

Existen en el mercado varios tipos de sensores musculares, para la selección se debe tomar en cuenta la robustez y gran exactitud de los sensores musculares. Los actuadores lineales deben ser lo suficientemente pequeños permitiendo el movimiento de abrir y cerrar la mano siendo parte de la estructura mecánica de la prótesis.

El escalamiento del diseño de la estructura de la prótesis se lo realizará en un software de modelamiento, el cual permita incluir los distintos dispositivos mecánicos y eléctricos de forma eficiente. Al completar el diseño se ocupará el servicio de una impresora 3D, para la impresión de cada pieza.

Para el funcionamiento y comunicación de la parte electrónica y mecánica de la prótesis se empleará la tarjeta de desarrollo la cual estará conectada a los actuadores, los cuales simularán la apertura y cierre de la mano. Una vez desarrollado el prototipo del dispositivo se realizará las pruebas respectivas para verificar errores y lograr su corrección.

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

Desarrollar un prototipo de prótesis de mano de bajo costo usando actuadores lineales y sensores musculares, que permita a un paciente con amputación de mano el agarre esférico de objetos.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Seleccionar el software y hardware más idóneo para la implementación de un prototipo de prótesis mioeléctrica de mano.
- Seleccionar el paciente con amputación de mano en base a pruebas de reconocimiento de señales musculares EMG.
- Realizar el escalamiento de una prótesis mioeléctrica de mano ya existente en el mercado en un software de modelamiento.
- Programar la tarjeta de desarrollo que permita la comunicación entre el dispositivo sensor y la prótesis mioeléctrica.
- Realizar una fase de pruebas con el paciente que permita evaluar el agarre esférico de objetos de la prótesis mioeléctrica.

CAPÍTULO I

MARCO TEÓRICO

En esta sección se detalla la información en la cual se fundamenta la presente investigación, además se presenta el estado del arte de la misma.

1.1 Tecnología protésica de hoy en día

La explosión tecnológica ha acompañado a los avances notables en el cuidado fisiológico de las personas con amputaciones. Los sistemas de suspensión rudimentarios se han dejado atrás para dar paso a innovadores sistemas de encajes contruidos individualmente y basados en succión. Estos sistemas se especializan en la disminución del dolor, la preservación de la integridad de las extremidades y la funcionalidad. La tecnología informática se ha aplicado tanto a la instalación de sistemas de encaje como a la sustitución exitosa de miembros faltantes. La búsqueda de un miembro funcional se ha transformado en la búsqueda de miembros biónicos con funcionamiento total.

1.2 Amputaciones de miembros superiores

Existen diferentes niveles de amputaciones considerando los miembros superiores, entre las cuales se encuentran:

- Amputación de mano parcial
- Amputación trans carpiana
- Desarticulación de la muñeca
- Amputación trans radial
- Amputación trans humeral
- Desarticulación de hombro

El presente trabajo se enfocará en los siguientes niveles de amputaciones.

1.2.1 *Desarticulación de la muñeca*

El radio es separado de los huesos carpianos y, por lo tanto, el amputado aún conserva la supinación y la pronación mostradas en la figura 1-1, mientras al mismo tiempo tiene una extremidad residual del antebrazo larga para levantar objetos. Este nivel de amputación presenta problemas estéticos porque la extremidad amputada con la adición de la prótesis puede dar como

resultado una longitud más larga comparada a la extremidad intacta. El amputado puede encontrar esta discrepancia de longitud ya sea intolerable o molesta. (Court-Brown, et al., 2006 p. 170)



Figura 1-1. Movimientos de la mano humana

Fuente: (Anatomiadiario, 2017)

1.2.2 *Amputación trans radial*

Es necesario un equilibrio entre la preservación de la longitud de extremidad residual del antebrazo fuerte y la resección de la longitud suficiente para dejar espacio para los componentes protésicos. Para lo cual, el cirujano debe amputar al menos 2 cm por encima de la muñeca. En el otro extremo, una extremidad residual del antebrazo demasiado corta tendrá dificultades para soportar una prótesis mioeléctrica debido al peso (Court-Brown, et al., 2006)..

La técnica quirúrgica utilizada en el proceso de amputación tiene un impacto significativo en el estilo y el esquema de control de cualquier prótesis potencial. Los siguientes son procedimientos quirúrgicos utilizados en el nivel trans radial.

- Mioplastia: La sutura de los pares de músculos agonista-antagonista entre sí.
- Miodesis: Sutura directa de la musculatura de la extremidad residual del tendón al hueso/periostio.

La mayoría de las cirugías de amputación a nivel trans radial involucran una combinación de miodesis, con las capas más profundas de la musculatura del antebrazo, y la mioplastía, con las más superficiales. Tradicionalmente, el principio dominante en la cirugía de amputación ha sido salvar la mayor cantidad de extremidad posible. Cuando se discuten las amputaciones trans radiales, el rango anatómico de movimiento para la pronación/supinación restante después de la cirugía se relaciona proporcionalmente con la longitud del antebrazo restante, como se muestra en la figura 2-1.

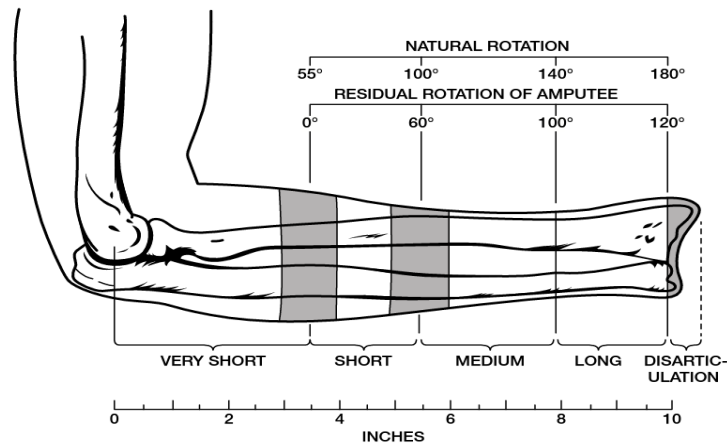


Figura 2-1. Longitudes de una amputación trans radial.

Fuente: (Murphy, 2014 p. 123)

1.3 Prótesis de mano

La importancia de usar prótesis de mano se refleja a través de sus diversos propósitos en la vida cotidiana. Además de proporcionar resultados estéticos favorables, este procedimiento también puede ayudar a llevar a cabo las tareas diarias, recreativas y vocacionales de la persona. Con el advenimiento de la tecnología informática, el uso de prótesis de mano ha avanzado enormemente en términos de sus características estéticas y funcionales.

1.4 Opciones de prótesis de mano

Las personas quienes se enfrentan a la amputación o han nacido con una extremidad incompleta, deben estar completamente informadas de todas las opciones disponibles y deben ser las principales impulsoras del proceso de toma de decisiones para maximizar los resultados positivos.

1.4.1 Ausencia de prótesis de mano

Una persona puede decidir no usar una prótesis por muchas razones, entre las cuales se encuentran:

- No tener conocimientos de las opciones disponibles.
- Una mala experiencia con un intento de prótesis previo.
- Problemas de imagen corporal
- La eficiencia del uso de una sola mano.
- Habilidad funcional limitada de la tecnología actual.
- Limitaciones financieras.
- Falta de entrenamiento protésico especializado.

La tabla 1-1 detalla un resumen breve de las ventajas y desventajas de no usar una prótesis de mano.

Tabla 1-1: Ventajas y desventajas de no usar una prótesis de mano.

Ventajas	Desventajas
Simplicidad, Comodidad, no arnés o encaje.	Estética pobre.
Sensación, la parte residual de la extremidad no está encapsulada, permitiendo una retroalimentación sensorial completa con el entorno externo.	Necesita operar con una sola mano o sin manos, en el caso de movimientos bilaterales.
Movilidad mejorada comparada con el uso de una prótesis.	Habilidad reducida para tareas bimanuales.

Realizado por: Guevara, Brenda, 2020

1.4.2 *Prótesis cosmética semi-prensil*

Esta opción protésica utiliza materiales como el cloruro de polivinilo (PVC), el vinilo micro recubierto (MCV) o la silicona, para producir una prótesis destinada a maximizar el atractivo estético, pero existen otros beneficios funcionales, más allá de la estética. Puede proporcionar una función práctica, facilitando las tareas bimanuales y los dedos semi-prensiles pueden ser posicionados para realizar actividades específicas, como agarrar manijas o sujetar utensilios. (Murphy, 2014 pp. 126,127)

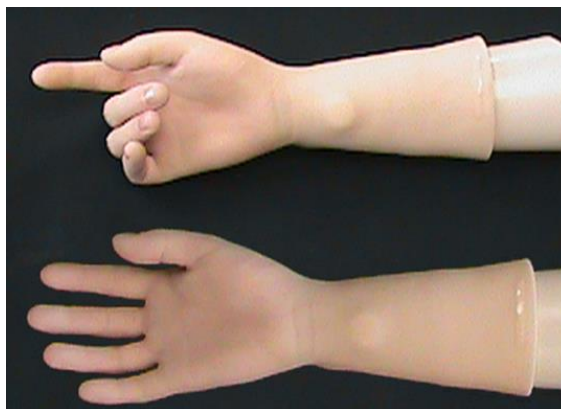


Figura 3-1. Prótesis cosmética semi-prensil MCV.

Fuente: Murphy. 2014

El PVC es más económico a su alternativa de silicona, pero se tiñe mucho más fácilmente y, por lo general, necesita ser reemplazado después de algunos meses. Los guantes MCV como se muestra en la figura 3-1 son más cosméticos y resistentes a comparación de los guantes de PVC, pero son más caros. En comparación, una prótesis de silicona personalizada ofrece la apariencia

más real, es más duradera. Sin embargo, es significativamente más cara. La tabla 2-1 detalla un resumen breve de las ventajas y desventajas de usar una prótesis cosmética semi-prensil.

Tabla 2-1: Ventajas y desventajas de usar una prótesis cosmética semi-prensil

Ventajas	Desventajas
Apariencia cosmética.	Los guantes cosméticos fabricados con PVC se tiñen fácilmente.
Relativamente liviana y económica	Puede requerir agentes tópicos para el uso y suspensión.
Puede tener dedos flexibles semi-prensil los cuales pueden ser posicionados para funciones específicas.	Las prótesis de silicona personalizadas son costosas.
Se puede acomodar a cualquier nivel de amputación sin causar una discrepancia de longitud con la extremidad existente.	No existe control de movimiento de los dedos, deben ser posicionados y manipulados por fuerzas externas

Realizado por: Guevara, Brenda, 2020

1.4.3 *Prótesis de cable accionada por el cuerpo*

Este tipo de prótesis utiliza correas y cables para controlar los movimientos de la prótesis como se muestra en la figura 4-1. Es económico y funcional. Hay razones terapéuticas para considerar el sistema accionado corporalmente para un nuevo amputado: ayuda a mejorar el rango de movimiento de las articulaciones a través del control activo del dispositivo terminal; desensibiliza la extremidad; controla el edema dando forma a la extremidad para un mejor encaje; y puede acomodar la forma/volumen en la extremidad residual, a medida que avanza el proceso de curación.

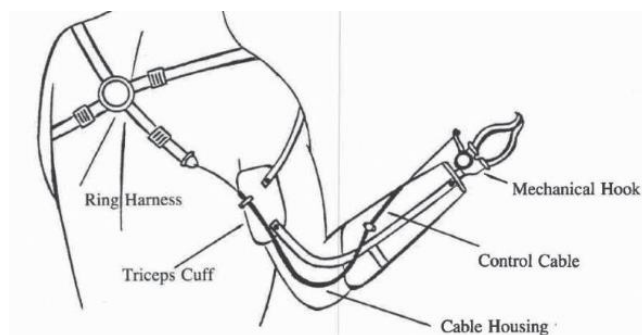


Figura 4-1. Prótesis de cable accionada por el cuerpo

Fuente: (Zuo, et al., 2014 p. 46)

La tabla 3-1 detalla un resumen breve de las ventajas y desventajas de usar una prótesis accionada por el cuerpo.

Tabla 3-1: Ventajas y desventajas de usar una prótesis accionada por el cuerpo

Ventajas	Desventajas
Mayor capacidad funcional en comparación con los dispositivos semi-prensiles.	Requiere un arnés, lo cual reduce la comodidad y restringe el movimiento.
Durable, puede ser usados para actividades pesadas y ambientes hostiles.	Requiere un cierto nivel de fuerza.
Provee realimentación propioceptiva a través del arnés y el socket.	Fuerza de agarre menor comparado con dispositivos terminales externamente accionados
Respuesta más rápida en comparación a los dispositivos externamente accionados	Carecer del atractivo cosmético de los dispositivos semi-prensiles o con alimentación.
Más económicos a comparación de los dispositivos externamente accionados	La presión axilar del arnés puede causar el síndrome de atrapamiento del nervio con el tiempo.
Costos de mantenimiento bajos, no requiere batería.	

Realizado por: Guevara, Brenda, 2020

1.4.4 Prótesis externamente accionadas

Las prótesis accionadas externamente usan energía de una batería, entradas de control y actuadores para controlar el movimiento y la fuerza de agarre en una prótesis. Estos dispositivos solo deberían ser usados en una extremidad residual madura.

En general, se usa luego de seis meses o más, posterior a la amputación. Los dispositivos con alimentación externa suelen ser más pesados, más costosos y requieren más mantenimiento, en comparación con otros tipos de prótesis. Una de las prótesis mioeléctricas más realistas, funcionales y fáciles de usar disponible en el mercado hoy en día pertenece a la empresa bebionic, el cual se muestra en la figura 5-1.



Figura 5-1. Prótesis mioeléctrica bebionic.

Fuente: (Ottobockus, 2019)

El usuario potencial debe tener al menos una buena señal muscular en la parte residual de la extremidad, la cual pueda ser entrenada para ser capaz de operar un dispositivo alimentado externamente. En el caso de la desarticulación de la muñeca y la amputación trans radial larga, la musculatura residual queda en general intacta y proporciona buenas señales musculares EMG para el control de los actuadores de la prótesis.

Tabla 4-1: Ventajas y desventajas de usar una prótesis accionada externamente.

Ventajas	Desventajas
Elimina el uso de ameses.	Mayor peso. Debe ser cargado regularmente.
Los dispositivos terminales eléctricos han incrementado la fuerza de agarre en comparación con los accionados por el cuerpo.	Mucho más costosos de adquirir y mantener, más susceptibles a daños por humedad e impactos/vibración.
Mayor control natural a través de los músculos residuales.	Generalmente usados para actividades livianas y de la vida diaria.
Estética mejorada en comparación con los diseños accionados por el cuerpo.	Debe tener un encaje excelente para mantener la función de la prótesis.
Algunas prótesis multi articuladas permiten patrones de agarre programados en el dispositivo y pueden ser seleccionados por el usuario mediante comandos.	La transpiración puede afectar la lectura de las señales EMG.

Realizado por: Guevara, Brenda, 2020

1.4.5 *Prótesis híbridas*

El diseño híbrido combina el uso de prótesis accionadas por el cuerpo y componentes accionados externamente en una sola prótesis. Esta opción no es considerada para la desarticulación de

muñeca, y es bastante inusual para la amputación trans radial larga. Es más usado para las prótesis de nivel trans humeral y de hombro.

1.4.6 *Prótesis de manos recreativas*

Una prótesis de mano recreativa está hecha a medida según una actividad o función específica necesaria. Las actividades recreativas como instrumentos de juego, deportes como básquet (ver figura 6-1), pesca, golf y trabajos de construcción pueden requerir algún tipo específico de prótesis de extremidad superior la cual se adapta a la forma en que la persona podría querer usarlo. Una ventaja favorable para el usuario es el impulso por participar en actividades de su gusto previo a la amputación. Sin embargo, su función es limitada para cualquier actividad diferente a la diseñada. (Murphy, 2014 pp. 129-132)



Figura 6-1. Prótesis recreativa para jugar básquet.

Fuente: (Murphy, 2014)

1.5 Tipos de agarre

Se detallan a continuación varios tipos de agarre mostrados en la Figura 7-1, los cuales la prótesis de mano puede ejecutar con diferentes aplicaciones. (Quinayás, 2010 pp. 15,16)

1.5.1 *Agarre cilíndrico*

Se consigue rotando el pulgar totalmente en la posición de aducción o acercamiento palmar. Se utiliza para sujetar latas, maletines y bolsas de compra con un agarre totalmente envolvente del objeto.

1.5.2 *Agarre esférico*

Se consigue rotando el pulgar en oposición directa al dedo índice (aducción palmar) en el caso de objetos esféricos más pequeños, y en diferentes grados de abducción palmar para objetos esféricos más grandes. Se utiliza para sujetar una pelota, una manzana u otros objetos redondos

1.5.3 *Agarre de pinza*

Postura la cual se logra cuando el dedo índice y el dedo pulgar se juntan (o el dedo índice, el dedo medio y el pulgar), para coger objetos y mantenerlos fijos cuando se necesita precisión.

1.5.4 *Agarre lateral o plano*

En el cual el pulgar se cierra sobre el índice. Esta postura es utilizada para mantener objetos como una tarjeta o un CD

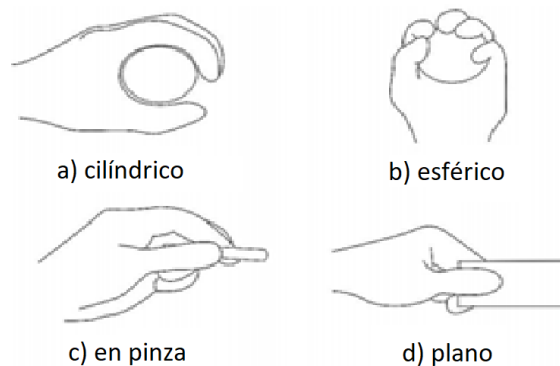


Figura 7-1. Tipos de agarres

Fuente: (López, 2016 p. 17)

1.6 Señales EMG

Las señales EMG superficiales (EMGS), son esencialmente un patrón unidimensional, por lo cual cualquier técnica de procesamiento de señales para extracción de características y reconocimiento de patrones se puede aplicar a este tipo de señales. La información extraída de las señales EMGS, es seleccionada de tal manera que se minimice el error en el control de los sistemas de prótesis mioeléctricas. (Romo, et al., 2017 p. 128) En la figura 8-1 se evidencian las señales EMG en bruto, es decir que la señal no ha pasado por un proceso de rectificación.

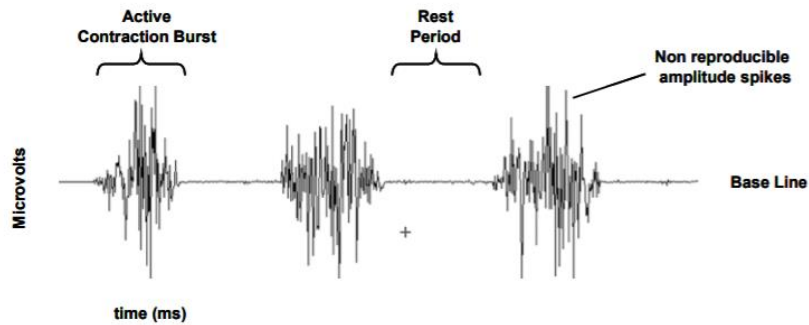


Figura 8-1. Registro de EMG en bruto de 3 contracciones del músculo bíceps

Fuente: (Konrad, 2015 p. 10)

1.6.1 *Adquisición de señales EMGS*

Las señales EMGS, son colectadas típicamente mediante electrodos bipolares de superficie, ubicados sobre la piel, adquiriendo información sobre la actividad neuromuscular que las origina, siendo esencial esta información en: diagnóstico clínico, rehabilitación y como fuente de control para dispositivos activos y esquemas de estimulación eléctrica funcional. No hubo una diferencia significativa en la precisión de la clasificación como resultado del uso de la técnica de medición intramuscular en comparación con la técnica de medición superficial. (Hargrove, et al., 2017 p. 3)

1.6.2 *Preprocesamiento de señales EMGS*

La amplitud típica de las señales EMGS es de 0-6 mV por lo cual se requiere pasarlas por un amplificador diferencial de alta ganancia (unas 5000 veces), evitando distorsiones de la información contenida en la señal.

Una vez amplificada la señal, se debe considerar la eliminación de las componentes de ruido de alta frecuencia y las provenientes de fuentes del entorno, como la componente típica de ruido de baja frecuencia introducida por la red de distribución eléctrica de 60 Hz. (Romo, et al., 2017 p. 128)

1.7 **Mecanismos**

Para la transmisión de movimientos en las articulaciones de manos robóticas y prótesis de mano normalmente se utilizan mecanismos los cuales permitan flexionar o tensionar las falanges en los dedos. (Quinayás, 2010 p. 38)

1.7.1 *Mecanismo de barras*

El tipo de mecanismo es muy utilizado para construir prótesis robóticas, consiste en la transmisión de movimientos a las falanges instalando barras conectadas a los mismos en una configuración adecuada como se muestra en la figura 9-1, con el mecanismo se elimina el empleo de motores para dar movimiento a las articulaciones y es fácil de manufacturar.

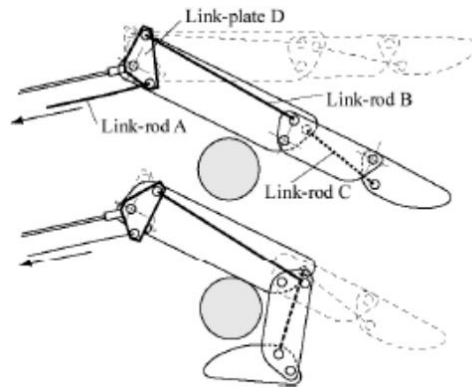


Figura 9-1. Mecanismo de barras.

Fuente: (Quinayás, 2010 p. 38)

1.7.2 *Mecanismo con motor en cada junta:*

Es muy utilizado en manos robots. Consiste en ubicar motores pequeños o micromotores en cada una de las articulaciones rotacionales de una cadena cinemática, pero conlleva a aumentar costos por el número de motores a utilizar y además de incrementar el peso del mecanismo. En la figura 10-1 se muestra la mano i-LIMB, la cual posee motores en cada junta.



Figura 10-1. Mecanismo con motor en cada junta de la mano i-LIMB

Fuente: (Touchbionics, 2016 p. 4)

1.7.3 *Transmisión por poleas:*

La ventaja del sistema de transmisión radica en la reducción del peso de la mano, además de la sencillez de implementación. Una polea puede transmitir, por fricción o a través de una correa o cuerda, su movimiento a otra polea, la cual esté montada sobre el eje de otro mecanismo receptor de movimiento, el cual podrá adquirir menor, igual o mayor velocidad de rotación que el primero. En la figura 11-1 se muestran 2 prótesis de mano que utilizan una transmisión de poleas.

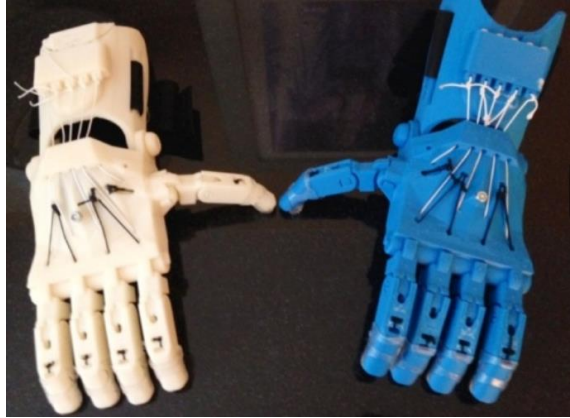


Figura 11-1. Prótesis de mano con transmisión de poleas

Fuente: (Suarkeo, 2015)

1.8 Tipos de actuadores para prótesis de mano

Los actuadores que permiten la movilidad de una prótesis de mano requieren ser de un tamaño reducido, siendo parte fundamental en el diseño mecánico y electrónico. Existen en el mercado diferentes tipos de actuadores como los motores DC, servomotores rotativos y lineales.

1.8.1 Motores DC

Los motores de engranajes DC son una opción adecuada para esta aplicación. Son muy pequeños, y aun así poderosos. La mejor característica de estos motores es el hecho de que ofrecen docenas de reducciones de engranajes diferentes, todas en el mismo tamaño de paquete de motor. Esto significa que incluso después de haber construido toda la mano y probado, si se descubre que hay demasiada fricción en el sistema y se necesita más torque, simplemente se puede cambiar el motor nuevo y nada más en el diseño tendría que cambiar.

Una de las marcas especializada en motores DC es Pololu. el mismo que se muestra en la Figura 12-1. (Ventimiglia, et al., 2012 pp. 26-28)



www.pololu.com

Figura 12-1. Motor Pololu.

Fuente : (Pololu, 2019)

1.8.2 Servomotores

Los servos son motores que se pueden configurar en posiciones específicas para mover los dedos de las prótesis. Los servos tienen tres cables para comunicarse con la placa controladora o el chip: alimentación, tierra y señal.

Los servomotores se controlan mediante modulación de ancho de pulso (PWM). El ancho de un pulso enviado desde el chip al motor define la ubicación deseada del eje. (Dong, et al., 2015 p. 3) Según el tipo de movimiento, los servos que se usan en prótesis mioeléctricas se pueden clasificar en:

1.8.2.1 Servo motores rotativos

Se consideran livianos y con alta potencia de salida. El servo puede girar aproximadamente 180 grados (90 en cada dirección), y funciona igual que los tipos estándar pero más pequeño. Se puede usar cualquier código de servo, hardware o biblioteca para controlarlos. Una marca común de servomotores rotativos son los SG90, que están diseñados originalmente para un grado de rotación específico. Ver la figura 13-1. (ee.ic.ac.uk, 2016 p. 1)



Figura 13-1. Servomotor SG90

Fuente: (Components101, 2017)

1.8.2.2 Servo motores lineales

Los actuadores lineales son dispositivos de movimiento lineal autónomo con retroalimentación de posición para capacidades sofisticadas de control de posición o interruptores de final de carrera para una automatización simple de dos posiciones. Con un peso de solo 15 gramos, el PQ12, mostrado en la Figura 14-1, es increíblemente liviano y compacto. La serie PQ12 de actuadores micro lineales es ideal para aplicaciones que requieren un posicionamiento preciso y un tamaño reducido.

El PQ12 a un precio asequible es el actuador más potente de su tamaño. Es por eso por lo que se ha convertido en una opción popular para los fabricantes. Algunas industrias donde se usa el PQ12 incluyen la medicina y la robótica (Actuonix, 2019)



Figura 14-1. Actuador lineal Actuonix

Fuente: (Components101, 2017)

1.9 Tipos de sensores para prótesis de mano

Una prótesis mioeléctrica se acciona gracias a un impulso eléctrico proveniente de algún sensor, el mismo que detecta las contracciones musculares más conocidas como señales electromiográficas (EMG). Entre los sensores más utilizados para prótesis y órtesis se encuentran:

1.9.1 MyoWare

El sensor muscular MyoWare de Advancer Technologies mide la actividad de un músculo al monitorear el potencial eléctrico generado por las células musculares. Esto se conoce como electromiografía (EMG).

El sensor amplifica y procesa la compleja actividad eléctrica de un músculo y la convierte en una señal analógica simple que puede ser leída fácilmente por cualquier microcontrolador con un convertidor analógico a digital (ADC), como un A-Star o Arduino, a medida que el grupo muscular objetivo se flexiona, el voltaje de salida del sensor aumenta. La relación exacta entre el voltaje de salida y la actividad muscular se puede ajustar utilizando un potenciómetro de ganancia a bordo. (Pololu, 2019)



Figura 15-1. Sensor muscular MyoWare

Fuente: (Sparkfun, 2019)

1.9.2 *Brazalete Myo*

El brazalete Myo es un controlador de gestos que desencadena una variedad de acciones en la computadora en función de las contracciones de los músculos y los movimientos del brazo. Está destinado a una variedad de aplicaciones como controlar una presentación de diapositivas, controlar la reproducción de video, jugar y más.

El brazalete Myo transmite esta información a través de una conexión Bluetooth Smart para comunicarse con dispositivos compatibles. Lamentablemente, la producción de Myo ha finalizado oficialmente a partir del 12 de octubre de 2018 y ya no está disponible para su compra. (Myoteam, 2018)



Figura 16-1. Brazalete Myo

Realizado por: Guevara, B. 2020

1.10 Impresión 3D

En los últimos 10 años más o menos, las impresoras 3D han pasado de ser grandes piezas de equipos industriales, a novedades de aficionado. Hay muchas impresoras 3D diferentes, pero fundamentalmente todas crean un objeto construyendo una capa a la vez en algún tipo de plataforma. (Horvath, et al., 2018 pp. 19-21)

Entre los materiales más comunes para impresión 3D se encuentran:

1.10.1 PLA

El PLA es un polímero biodegradable derivado del ácido láctico. La principal ventaja de este material es lo fácil que es usarlo en la impresión 3D y los buenos resultados que ofrece. Requiere una temperatura de extrusión más baja que el ABS, no sufre distorsiones significativas durante la impresión y se adhiere bien a la plataforma, lo que significa que no requiere una base calentada. Tampoco emite mal olor ni vapores tóxicos durante la impresión. No debe usarse para piezas que tengan que soportar altas temperaturas porque el PLA tiende a deformarse a más de 60 ° C. (Rodríguez-Panes, et al., 2018 p. 5)

1.10.2 ABS

El ABS es un termoplástico extremadamente resistente al impacto, la abrasión y los elementos químicos. En la impresión 3D, es el material más utilizado después del PLA. Sus buenas propiedades mecánicas, resistencia a la temperatura, bajo precio, flexibilidad moderada, larga vida útil y rango de temperaturas de fusión hacen de este material una excelente opción para fabricar todo tipo de piezas utilizando tecnologías FDM, sobre todo, piezas que tienen que soportar cargas cíclicas y cambios de temperatura.

Sin embargo, no es adecuado para todas las aplicaciones, ya que presenta problemas de contracción y deformación durante la impresión, tiende a desprenderse de la plataforma y emite gases tóxicos. (Rodríguez-Panes, et al., 2018 p. 6)

1.10.3 Fibra de carbono

En la impresión 3D, se usa para reforzar otros materiales, generalmente termoplásticos. Su objetivo principal es fabricar piezas que sean más fuertes y livianas, y ambas propiedades demuestran ser muy atractivas para aplicaciones de ingeniería en una amplia gama de industrias.

Es posible imprimir con filamento reforzado con fibra de carbono en una impresora 3D FDM normal con una boquilla de acero endurecido. Sin embargo, la impresión 3D continua de fibra de carbono proporciona muchas más posibilidades de resistencia y refuerzo. (Cherdo, 2019)

CAPÍTULO II

MARCO METODOLÓGICO

En el presente capítulo se explica el proceso de creación de la prótesis mioeléctrica de mano a partir de los requerimientos del prototipo, además se describe el diseño de hardware y software utilizado, se detalla cada uno de los módulos que lo conforman, los componentes utilizados, sus características técnicas y los esquemas electrónicos de los circuitos implementados. Los métodos utilizados se detallan a continuación.

Entre los métodos teóricos empleados en el presente trabajo se encuentran el método de revisión documental que permite la investigación basado en libros, documentos científicos y páginas web de relevancia con el tema en los idiomas español e inglés. El método de análisis y síntesis se usa para recopilar la información más importante y plasmarla en todo el documento.

El método deductivo busca llegar a conclusiones particulares a partir de generalidades. En la selección de los componentes electrónicos, de entre todas las opciones se escogió aquellos que poseían mejor rendimiento y que permitían también la creación de un prototipo que cumpla con los objetivos establecidos al inicio de la primera parte del presente proyecto de titulación.

Los métodos empíricos empleados que están presentes en diversas partes del trabajo de titulación son los métodos de experimentación, medición y observación. Principalmente, en el desarrollo de la programación que permite la activación de los actuadores lineales de la prótesis. Además, se hace uso de los métodos estadísticos en el tercer capítulo que contiene el marco de pruebas y resultados.

2.1 Requerimientos del prototipo de prótesis mioeléctrica de mano

El prototipo debe satisfacer los siguientes requerimientos:

- Ser de bajo costo.
- Su diseño mecánico debe ser ligero y funcional.
- Debe permitir la comunicación con el dispositivo sensor.
- Poseer una batería que permita el uso autónomo por un tiempo.
- Lograr un agarre esférico de objetos.

2.2 Concepción universal del diseño de hardware del prototipo

La concepción general propuesta para el prototipo de prótesis mioeléctrica de mano se presenta en el gráfico 1-2, en donde se aprecia la metodología para el control de actuadores lineales pertenecientes a la prótesis y cada una de las etapas que lo conforman.

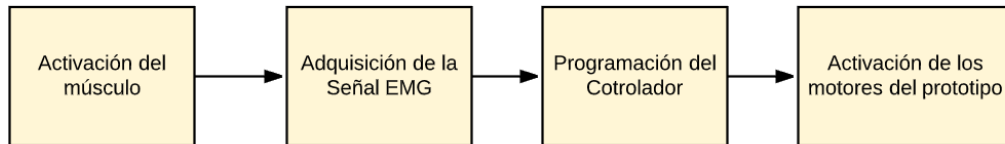


Gráfico 1-2. Diagrama de la concepción universal del prototipo

Realizado por: Guevara, B. 2020.

La primera parte de la concepción del prototipo consiste en la activación de un músculo del cuerpo humano, ya que el prototipo reemplaza la mano del paciente se recomienda usar uno de los músculos del brazo. La segunda parte realiza el trabajo de adquisición de la señal electromiográfica (EMG) emitida por el músculo seleccionado, un sensor EMG será el encargado de realizar este proceso.

A continuación, el controlador filtra y procesa la señal, a través de comandos de programación permitiendo la activación de los actuadores los cuales, hacen uso de un driver para su correcto funcionamiento. La batería alimenta el sistema para que funcione de forma autónoma, sin embargo, necesita recargarse cada cierto tiempo.

2.3 Selección del paciente

Una prótesis mioeléctrica de mano puede ser adaptada a cualquier paciente, sin embargo, la idea de este trabajo de titulación es que la prótesis sea diseñada en base a los rasgos físicos del miembro faltante tomando como base el miembro contrario y realizando una configuración de espejo. Para lo cual se han encontrado 2 pacientes en la ciudad de Riobamba. Sus detalles se muestran en las tablas 1-2 y 2-2 respectivamente.

Tabla 1-2: Detalles del paciente 1

Paciente #	1
Nombres completos	David Rafael Salazar Salazar
Edad	30
Altura	1.67 m
Peso	79 kg
Miembro faltante	Mano izquierda
Nivel	Desarticulación de muñeca
Razón	De nacimiento

Realizado por: Guevara, Brenda, 2020.

Tabla 2-2: Detalles del paciente 2

Paciente #	2
Nombres completos	Alan Gael Jácome Pazmiño
Edad	4.5
Altura	0.95
Peso	44 lb
Miembro faltante	Mano izquierda
Nivel	Trans radial (10 cm desde el codo)
Razón	Brida amniótica

Realizado por: Guevara, Brenda, 2020.

Se realizó un análisis tomando en cuenta la edad de ambos pacientes, considerando que el paciente 1 tiene 30 años y el paciente 2 tiene 4 años, es notoria la facilidad de trabajar con un adulto al contrario de trabajar con un niño. Además, se consideró la funcionalidad del miembro superior y el nivel del miembro faltante.

Se decidió escoger al paciente 1 como el sujeto de diseño y pruebas del presente trabajo de titulación. Cabe recalcar que el paciente 1 posee un nivel adecuado de extremidad residual para el tema propuesto. También, se tomó en cuenta que para un adulto se puede diseñar una prótesis de mano que posea los 6 grados de libertad permitiendo así varios tipos de agarre y mayor funcionalidad.

2.4 Hardware

A continuación, se describen todos los componentes, circuitos y procesos realizados para el diseño y construcción del prototipo de prótesis mioeléctrica de mano. En el gráfico 2-2 se muestra un diagrama de bloques del hardware del dispositivo.

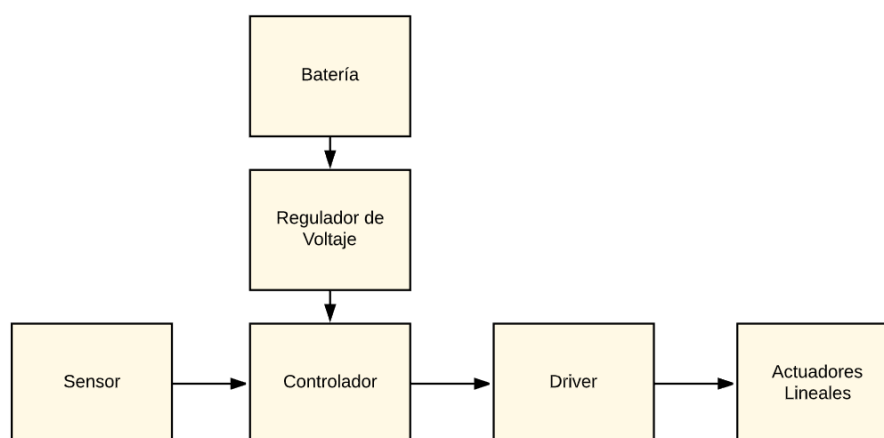


Gráfico 2-2. Diagrama de bloques del hardware del prototipo

Realizado por: Guevara, B. 2020.

2.4.1 Componentes

La tarjeta de desarrollo Arduino Nano permite la programación del prototipo de prótesis de mano activando y desactivando los actuadores lineales PQ12 de Actuonix. Para que el prototipo sea considerado portátil se hace un estudio para la selección de una batería en base a la energía a consumirse por el circuito completo.

A continuación, se muestra una lista de los componentes principales utilizados en el hardware del prototipo y posteriormente un análisis para llegar a su selección.

- 6 actuadores lineales Actuonix PQ12
- Driver de actuadores PCA9685
- Batería LiPo 2200 mAh
- Regulador de voltaje 5v/ 3A
- Microcontrolador Arduino Nano
- Sensor EMG MyoWare
- Led bicolor
- Switch
- Cable de 8 hilos
- Cable de 4 hilos
- 2 conectores RJ45
- 2 conectores RJ12

2.4.1.1 Actuadores lineales Actuonix PQ12

Una parte fundamental para el diseño del prototipo de prótesis mioeléctrica de mano son los actuadores que se van a utilizar, por lo que tanto el diseño electrónico como el diseño mecánico parten de la selección del tipo de actuadores a utilizarse.

Dentro de la categoría de actuadores lineales Actuonix PQ12, hay varias relaciones de engranajes y opciones de voltaje disponibles que permiten brindar configuraciones variadas de velocidad / fuerza.

Considerando que los motores van a ser usados en una prótesis de mano, se tomó en cuenta las gráficas de velocidad vs fuerza mostradas en el gráfico 3-2 y se determinó que el tipo de motor más adecuado es el que posee una reducción de engranajes de 30:1 siendo el más veloz al tiempo de respuesta.

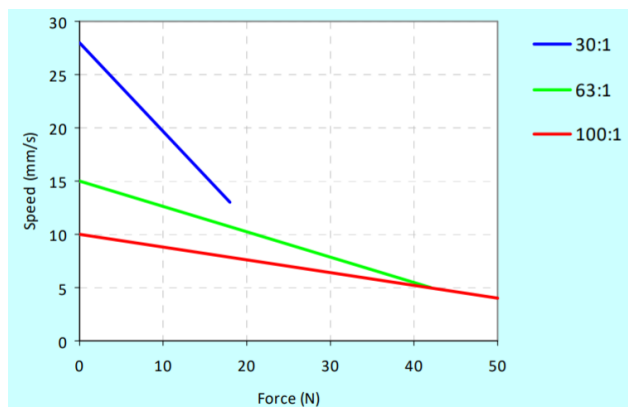


Gráfico 3-2. Curvas de carga de los motores PQ12 de Actuonix

Fuente: (Actuonix, 2018 p. 2)

Entre las especificaciones más importantes de los motores PQ12 con reducción de 30:1 se encuentran las siguientes, mostradas en la Tabla 3-2.

Tabla 3-2: Especificaciones del motor 30:1 de Actuonix

Punto de máxima potencia	15N @ 15mm/s
Punto de máxima eficiencia	8N @ 20 mm/s
Velocidad máxima (sin carga)	28mm/s
Fuerza máxima	18N
Distancia de extensión	20mm
Voltaje de entrada	6v
Corriente Pico	550mA
Masa	15g
Temperatura de operación	-10 °C a +50 °C

Realizado por: Guevara, Brenda, 2020.

2.4.1.2 Driver de servos PCA9685

Una vez determinados los actuadores lineales a utilizarse en el prototipo, es necesario seleccionar un driver que permita su correcto funcionamiento, sobre todo en términos de corriente para evitar una sobrecarga en el microcontrolador.

El driver o controlador de servos PWM de 16 canales de 12 bits mostrado en la Figura 1-2, permite la conexión de hasta 16 servos sobre I2C simultáneamente sin sobrecarga adicional de procesamiento de Arduino con solo 2 pines de comunicación. (AdafruitIndustries, 2019 p. 4) Entre los pines más importantes se encuentran:

- GND: o Ground, este es el pin de tierra de alimentación, debe estar conectado.

- VCC: Pin de alimentación lógica, conectado al nivel lógico que desea usar para la salida PCA9685, debe ser de 3 a 5 V como máximo.
- SCL: Pin de reloj I2C, conectado a la línea de reloj del microcontrolador I2C. Puede usar lógica de 3V o 5V.
- SDA: Pin de datos I2C, conectado a la línea de datos I2C del microcontrolador. Puede usar lógica de 3V o 5V.

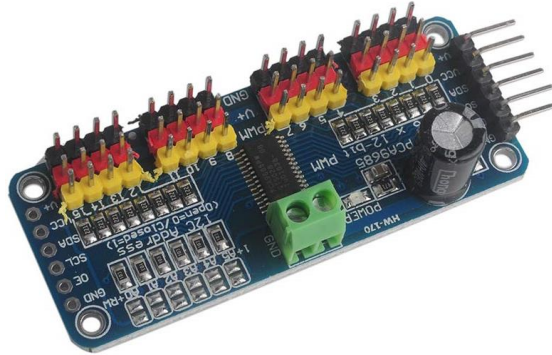


Figura 1-2. Driver de servos PCA9685

Fuente: (AdafruitIndustries, 2019)

2.4.1.3 Batería LiPo

La selección de la batería LiPo se basa en el cálculo de la máxima corriente a consumirse durante el funcionamiento de los actuadores. Considerando que cada motor consume aproximadamente 550mA en términos de corrientes pico y se pretende usar un actuador para cada dedo y uno extra para el movimiento de la base del pulgar. Además, se considera un valor aproximado de la corriente que consumiría la tarjeta de desarrollo que está en el rango de los 20mA. Entonces la corriente máxima sería aproximadamente de 3320 mA.

$$I_{max} = (I_m \times 6) + I_C \quad \text{Ecuación 1-2.}$$

$$I_{max} = (550mA \times 6) + 20mA$$

$$I_{max} = 3320 \text{ mA}$$

Considerando que los microcontroladores por lo general funcionan a 5V y los actuadores lineales de Actuonix a un máximo de 6v, resulta ideal escoger una batería LiPo de 2 celdas, y en base a la corriente que tenga la capacidad de 2200mAh.

En la tabla 2-2 se muestran las características principales de una batería de 2 celdas y de 2200mAh de consumo.

Tabla 4-2: Especificaciones de una batería de 2200mAh

Número de celdas	2
Fabricación de la batería	Litio-Ion
Capacidad	2200mAh
Voltaje	7.4V
Dimensiones	105 x 33 x 17 mm

Realizado por: Guevara, Brenda, 2020.

2.4.1.4 Regulador de voltaje 5v/3A de UBEC

Es fundamental regular el voltaje proveniente de la batería LiPo para que pueda ser administrado a la tarjeta de desarrollo y al driver de servos. Ambos funcionan con 5V.



Figura 2-2. Regulador de voltaje 5v/3A de UBEC

Realizado por: Guevara, B. 2020.

El regulador de voltaje de 3A de Ubec mostrado en la figura 2-2 es un regulador dc-dc en modo conmutado suministrado con una batería de litio de 2-6 celdas que genera un voltaje seguro constante para su receptor. Funciona perfectamente para cualquier dispositivo que necesite una corriente confiable a un voltaje específico. Además, es compacto y liviano.

Posee también una protección de inversión de polaridad de la batería. un protector de metal cubre casi todos los componentes electrónicos, y se une un filtro especialmente hecho con los cables de salida para reducir significativamente la interferencia electromagnética. (Hobbymate, 2019). Entre las especificaciones más importantes del regulador de voltaje están las mostradas en la Tabla 5-2.

Tabla 5-2: Especificaciones de regulador de voltaje de 5v/3A de Ubec

Voltaje de salida	5v o 6v (cambiable con un interruptor de selección de voltaje)
Corriente de salida continua	3 amperios
Entrada	5.5v-26v (Batería de litio de 2-6 celdas)
Tamaño	42 mm x 24 mm x 11 mm
Peso	5 g

Realizado por: Guevara, Brenda, 2020.

2.4.1.5 Tarjeta de desarrollo Arduino Nano

Se seleccionó como tarjeta de desarrollo para el prototipo de prótesis mioeléctrica de mano el Arduino Nano debido a su compacto tamaño, capacidad de procesamiento, facilidad de programación en su entorno de Arduino y sencilla instalación.

El Arduino Nano está basado en el procesador ATmega328P Tiene más o menos la misma funcionalidad que Arduino UNO, pero en un tamaño reducido. Funciona con un cable USB Mini-B en lugar de uno estándar. En la tabla 4-2 se detallan las características principales que definen al microcontrolador Arduino Nano. (Arduino, 2019)

Tabla 6-2: Especificaciones de la tarjeta de desarrollo Arduino Nano

Microcontrolador	ATmega328
Arquitectura	AVR
Voltaje de funcionamiento	5 V
Velocidad de reloj	16 MHz
Pines analógicos de entrada	8
Voltaje de entrada	7-12 V
Pines de E / S digital	22
Salidas PWM	6
Consumo de energía	19 mA
Tamaño de PCB	18 x 45 mm
Peso	7 g

Realizado por: Guevara, Brenda, 2020.

2.4.1.6 Sensor EMG MyoWare

Se seleccionó el sensor EMG MyoWare debido a su versatilidad y tamaño, permitiendo la detección de la señal muscular de una forma sencilla gracias al uso de electrodos, se puede conectar directamente a la tarjeta de desarrollo como cualquier otro sensor. Además, posee ya una etapa de rectificación y amplificación. Sus características principales se muestran en la tabla 7-2.

Tabla 7-2: Especificaciones del Sensor EMG MyoWare

Tensión de alimentación	+ 3.3V o +5.7V
Potenciómetro de ganancia ajustable	0.01 Ω = 100 k Ω
Voltaje de señal de salida	+Vs
Impedancia de entrada	110 G Ω
Corriente de suministro	9 mA

Realizado por: Guevara, Brenda, 2020.

2.4.2 Circuitos electrónicos

En este apartado se describen todos los circuitos que intervienen en la estructura electrónica del prototipo de prótesis mioeléctrica de mano.

2.4.2.1 Alimentación del dispositivo

Antes de conectar la batería al resto de componentes electrónicos es importante verificar su estado de voltaje y realizar un ciclo completo de carga balanceada. La batería ya seleccionada de 7.4 V y 2200 mAh posee un conector hembra AMASS XT60U-F por lo que es necesario añadir al circuito su conector (opuesto macho), el cual iría conectado al regulador de voltaje de 5V/3A.

Este voltaje es usado por la tarjeta de desarrollo y por el driver de servos.

Se necesita añadir un conector mini USB tipo B (macho), ya que la tarjeta de desarrollo seleccionada (Arduino Nano) trabaja con el cable mini USB tipo B. Se puede observar un diagrama esquemático de la alimentación del dispositivo en la Figura 3-2.

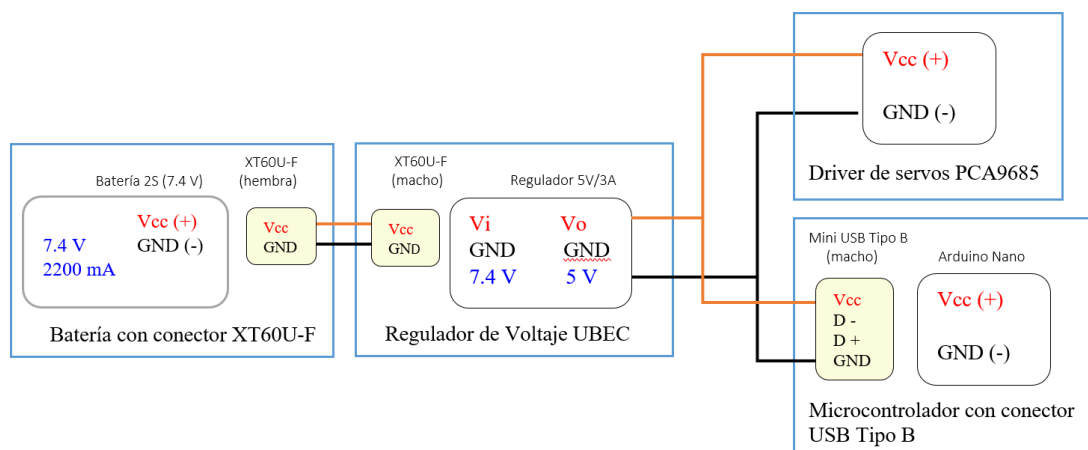


Figura 3-2. Diagrama esquemático de la alimentación del prototipo

Realizado por: Guevara, B. 2020.

2.4.2.2 Circuito de actuadores lineales

Una de las grandes ventajas de incorporar el driver PCA9685 al circuito es que evita la manufactura de una placa individual en dónde se conecten los 6 actuadores lineales. La placa del driver permite la directa conexión de los 3 pines (Vcc, GND y señal) de hasta 16 servomotores. Es importante recalcar que la alimentación del driver es individual de los 4 cables de conexión (Vcc, GND, SCL, SDA) ya mencionados en la descripción general del driver. En la Figura 4-2 se puede observar más claramente la conexión entre el driver y los actuadores.

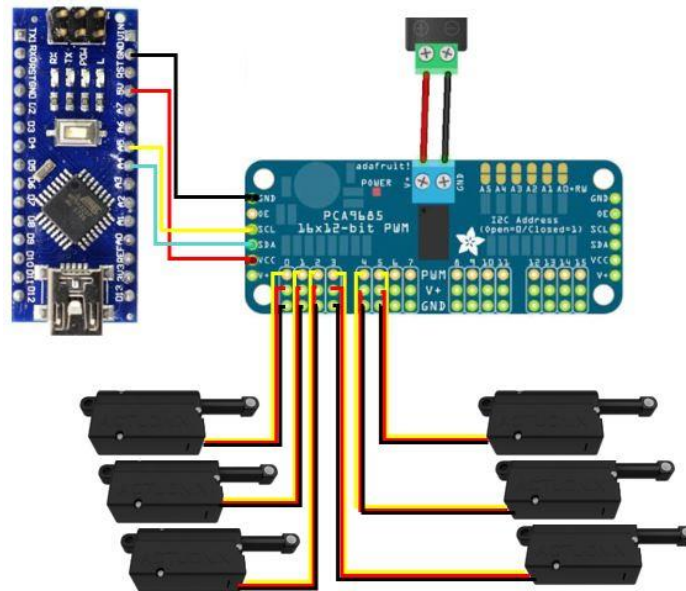


Figura 4-2. Conexión entre el driver y los actuadores lineales,

Realizado por: Guevara, B. 2020.

2.4.2.3 Esquema de conexiones del prototipo

Se unieron el esquema de alimentación con el esquema de actuadores lineales y su respectivo driver. Además, se conectó el sensor, un switch y un diodo led bicolor directamente a la tarjeta de desarrollo Arduino Nano. En la figura 5-2 se evidencia el circuito completo del prototipo de prótesis mioeléctrica de mano realizado en el software de diseño electrónico Proteus 8.6.

Es importante tomar en cuenta que el presente circuito es solamente una referencia de cómo se conectan cada uno de los componentes, posteriormente se divide al circuito en 3 bloques de modo que cada bloque se ubica en una posición particular facilitando la portabilidad y movilidad de la prótesis mioeléctrica de mano.

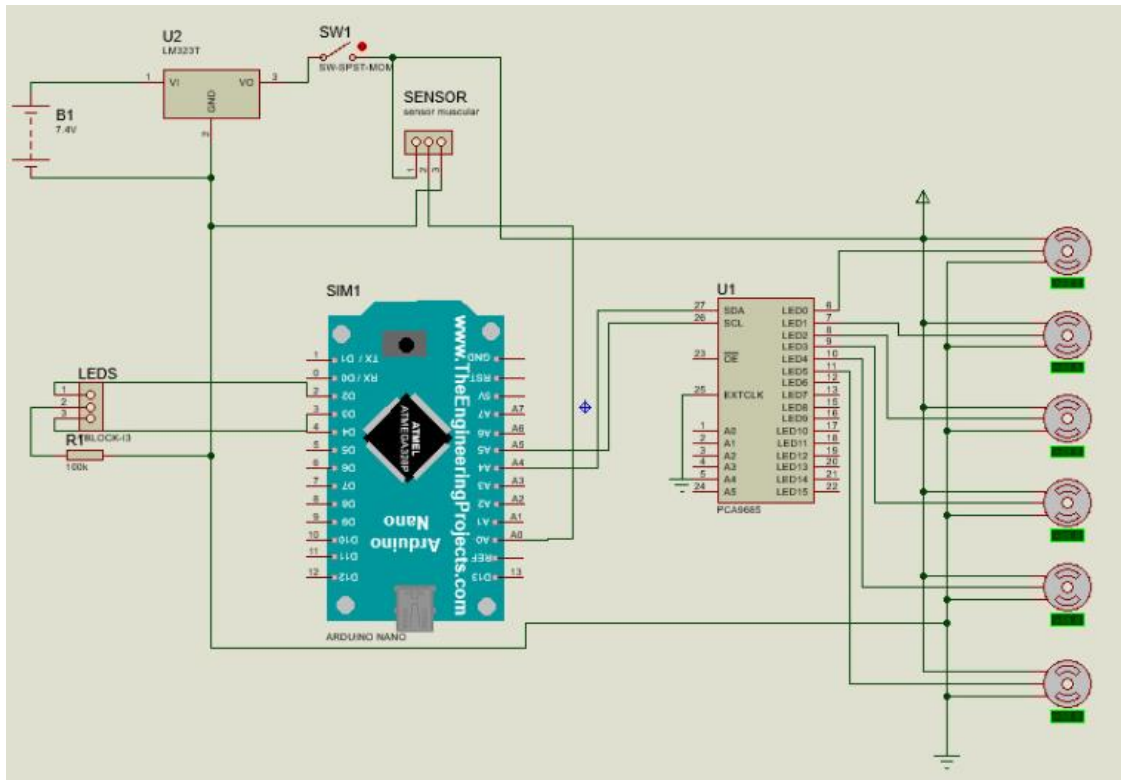


Figura 5-2. Esquemas de conexiones del prototipo

Realizado por: Guevara, B. 2020

2.4.2.4 Esquema electrónico del dispositivo 3D

A continuación, se muestra un esquema electrónico 3D del prototipo de prótesis mioeléctrica de mano en la Figura 6-2, el cual representa la conexión de cada uno de los componentes. Sin embargo, este circuito es una representación básica del prototipo.

Si se pudiera realizar un solo circuito y colocarlo en la prótesis sería ideal. Sin embargo, debido al tamaño de los componentes y el objetivo de lograr una prótesis funcional y portátil se ve la necesidad de separar el circuito. Posteriormente se detalla la mencionada separación del circuito.

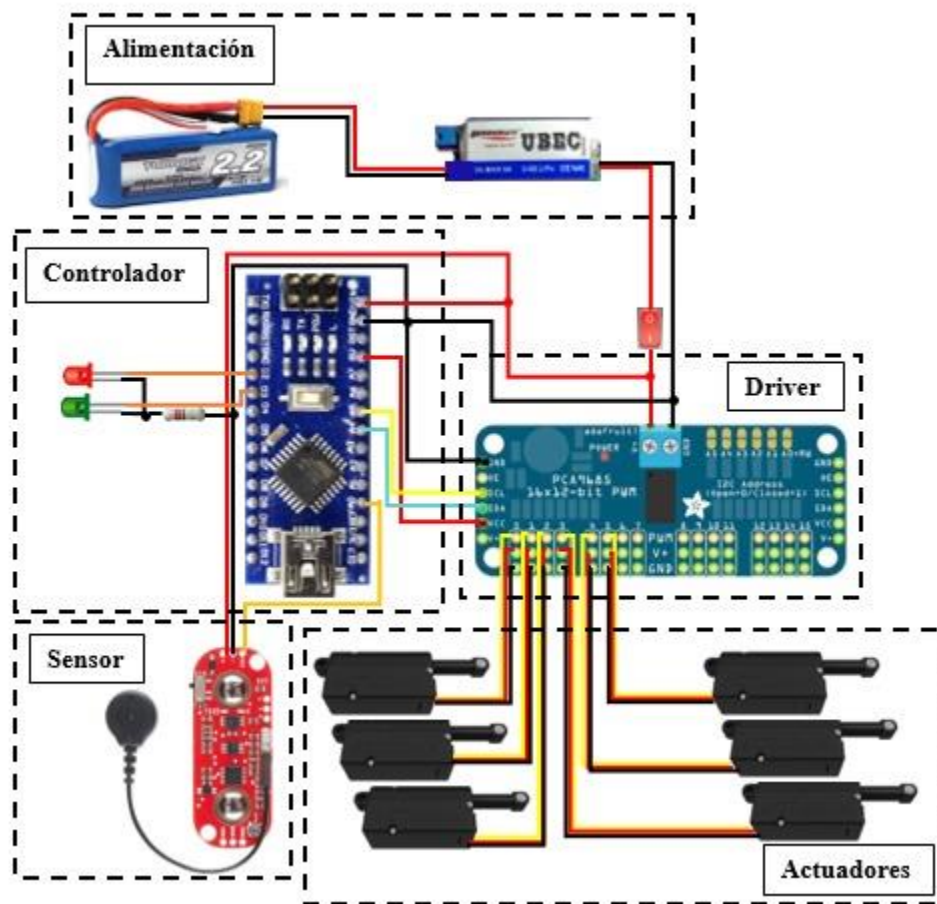


Figura 6-2. Esquema electrónico del prototipo en 3D

Realizado por: Guevara, B. 2020

2.4.3 Diseño mecánico del prototipo

Luego de haber escogido el paciente y seleccionado los componentes que serán utilizados en el prototipo de prótesis mioeléctrica de mano, se procedió a diseñar los circuitos que intervienen en el funcionamiento. El siguiente paso es el diseño mecánico del prototipo que permita el agarre esférico de objetos y la sujeción con el miembro residual o muñón del paciente.

2.4.3.1 Escaneo del miembro faltante y del miembro opuesto

Haciendo uso del equipo de escaneo Kinect Xbox 360 y del software Skanect de escaneo se le solicitó al paciente su presencia en las instalaciones del Grupo de Investigación y Estudios en BioIngeniería ubicado la Facultad de Mecánica de la ESPOCH para realizar el escaneo tanto del miembro faltante de la extremidad izquierda como de la extremidad derecha completa como se muestra en las Figuras 8-2 y 9-2 respectivamente.



Figura 7-2. Escaneo del miembro izquierdo faltante

Realizado por: Guevara, B. 2020

El procedimiento tomó alrededor de 15 minutos y 2 sesiones de escaneo de forma que se pueda escoger el mejor escaneo. El software Skanect captura una imagen del objeto y permite el escaneo de la superficie del miembro faltante y del miembro opuesto y genera un archivo tipo STL. Es importante tomar en cuenta que el software de escaneo completa la superficie escaneada por lo cual el resultado no será exacto y será necesario un proceso de pulido detallado a continuación.



Figura 8-2. Escaneo del miembro superior derecho

Realizado por: Guevara, B. 2020

El resultado del escaneado se puede observar en la Figura 9-2. Es necesario hacer uso del software Recap Photo de Autodesk que permite reparar archivos escaneados, darles una mejor definición, y quitar las imperfecciones que no se requieren en la superficie del modelado.

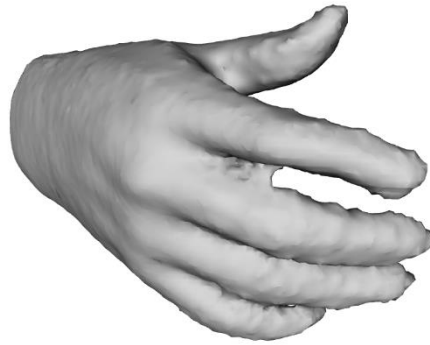


Figura 9-2. Mano derecha escaneada del paciente

Realizado por: Guevara, B. 2020

Se proceden a realizar dos cortes de la superficie escaneada de la mano del paciente con el software Recap Photo haciendo uso de la herramienta Slice o Corte. Los resultados se evidencian en la Figura 10-2. El presente software también genera un archivo STL.

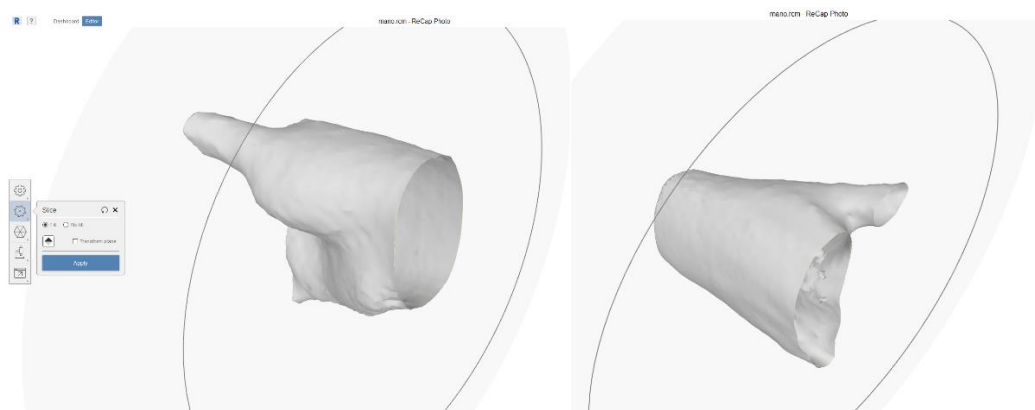


Figura 10-2. Proceso de corte en Recap Photo

Realizado por: Guevara, B. 2020

Una vez realizado los cortes, se hace uso de las herramientas de esculpido digital del software Meshmixer de Autodesk, el mismo que permite mejorar la definición de la mano derecha del paciente, el mismo que se muestra en la Figura 11-2.

Es importante no realizar un pulido demasiado exhaustivo ya que se puede perder la forma original de la mano derecha del paciente. Este proceso puede tomar algunos minutos y debe ser realizado de preferencia con un mouse.

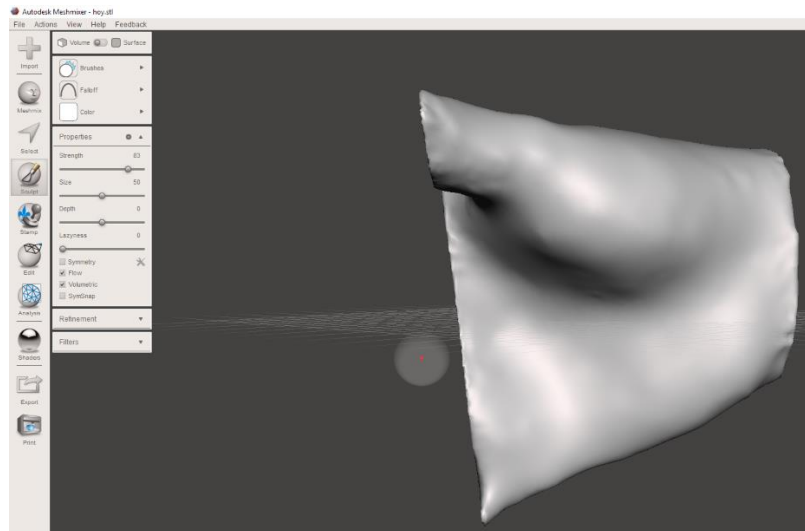


Figura 11-2. Proceso de pulido con Meshmixer

Realizado por: Guevara, B. 2020

El software Recap Photo es usado nuevamente con el objetivo de cambiar el tipo de malla de triangular a cuadrada. Este proceso toma aproximadamente 10 minutos y es mostrado en la Figura 12-2. Mediante este proceso se genera un archivo .obj

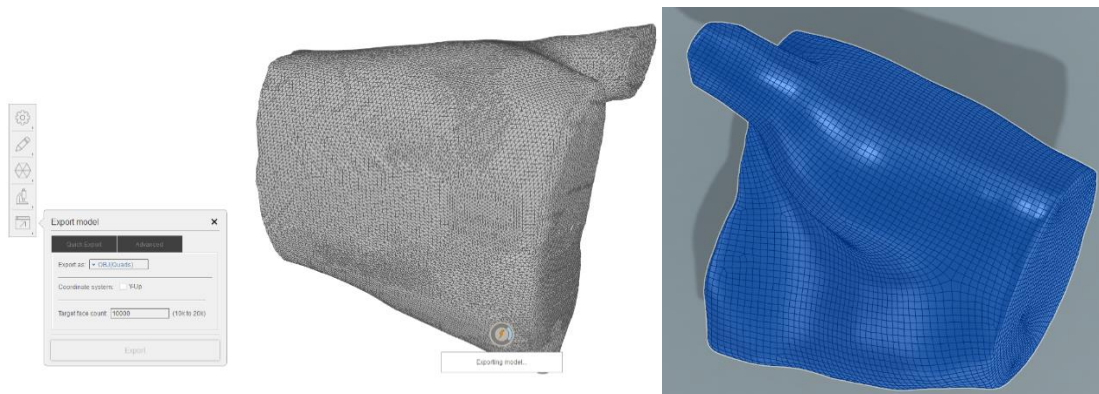


Figura 12-2. Cambio de malla triangular a cuadrada en Recap Photo

Realizado por: Guevara, B. 2020

El paso final es cambiar el formato del archivo de .stl a .prt que es un archivo CAD, el mismo que puede ser usado para futuras modificaciones en el software de diseño y modelado Solidworks. Este proceso lo realiza el software de Autodesk llamado Fusión 360 como se muestra en la Figura 13-2.

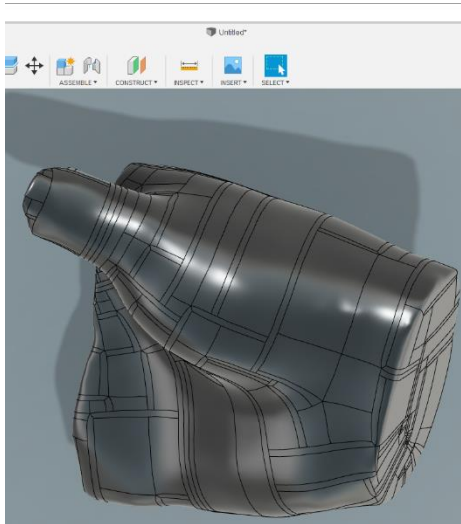


Figura 13-2. Cambio del tipo de archivo con Fusion 360

Realizado por: Guevara, B. 2020

Finalmente, Luego de realizar los cortes necesarios, el proceso de pulido, los cambios de malla de triangular a cuadrada y el cambio del tipo de archivo, es posible utilizar la pieza que es el resultado del escaneo de la mano real del paciente en el software de diseño y modelado Solidworks. En la Figura 14-2 se puede evidenciar el antes y después del proceso de escaneo.

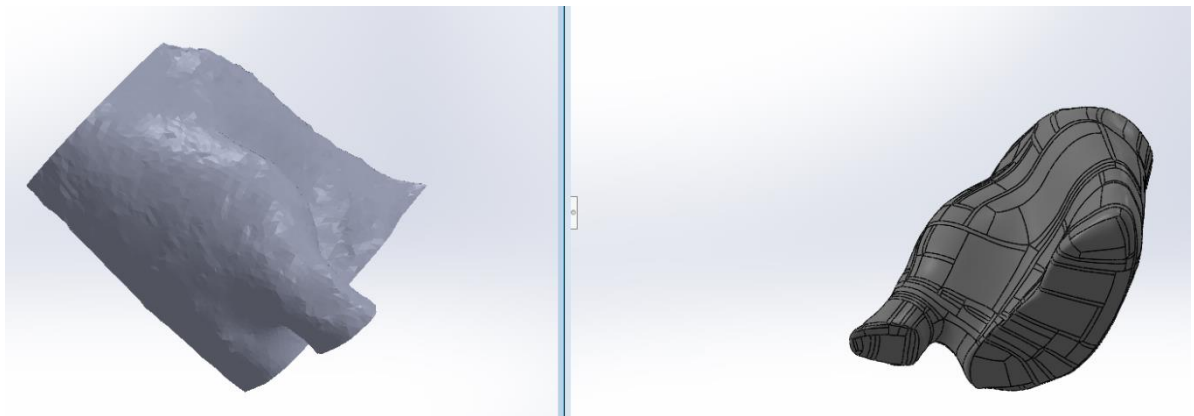


Figura 14-2. Antes y después del proceso de escaneo en Solidworks.

Realizado por: Guevara, B. 2020

2.4.3.2 Modelado del mecanismo de los dedos de la prótesis mioeléctrica

Luego de analizar los beneficios de los diferentes tipos de mecanismos usados en prótesis de mano en el capítulo 1 se decidió realizar el diseño respectivo en base a una combinación del mecanismo

de barras y del mecanismo de motor en cada junta inspirado en el diseño del creador de la mano robótica Youbionic. (Ciccarese, 2019).

El mecanismo es analizado en base al movimiento de sus ejes, este proceso puede ser desarrollado en el ambiente de dibujo de Solidworks como se muestra en la Figura 15-2. Al lograr el movimiento requerido se comprueba que es un mecanismo efectivo, del cual se puede partir para el diseño estructural de los dedos de la prótesis mioeléctrica de mano.

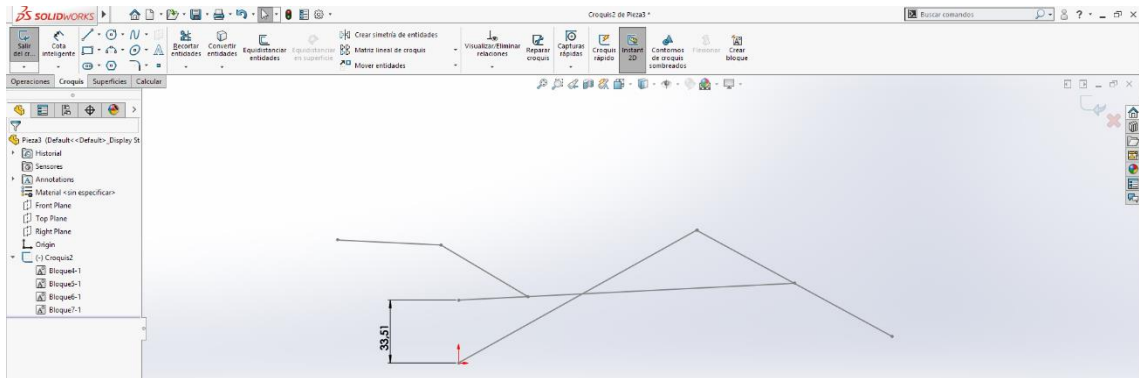


Figura 15-2. Comprobación del mecanismo del dedo en movimiento

Realizado por: Guevara, B. 2020

Se diseñó cada uno de los ejes que componen cada uno de los dedos de la prótesis mioeléctrica con sus respectivas medidas. El resultado se evidencia en la figura 16-2.

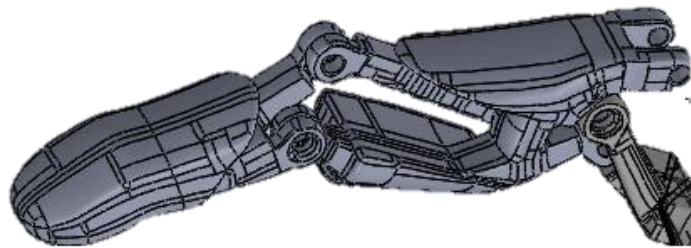


Figura 16-2. Dedo ensamblado en Solidworks

Realizado por: Guevara, B. 2020

Para verificar el mecanismo en acción se diseñó un prototipo de 3 dedos como se muestra en la Figura 17-2 con una base que los sostiene, el mismo que al estar en movimiento crea un tipo de agarre.



Figura 17-2. Modelado del prototipo de 3 dedos

Realizado por: Guevara, B. 2020

El prototipo de 3 dedos fue impreso y se comprobó su eficacia en la apertura y cierre de sus ejes. La Figura 18-2 muestra cómo se mueven los 3 dedos juntos.



Figura 18-2. Apertura y cierre del prototipo impreso de 3 dedos.

Realizado por: Guevara, B. 2020

2.4.3.3 *Modelado de la estructura de la prótesis de mano.*

Luego de haber comprobado el mecanismo de los dedos que formarán parte de la prótesis mioeléctrica de mano, se procede a diseñar la mano completa que contempla la parte de la mano derecha escaneada del paciente y los actuadores lineales que se ubicarán dentro de la prótesis y

permitirán el accionamiento de cada uno de los dedos. El resultado del diseño se evidencia en la Figura 19-2.

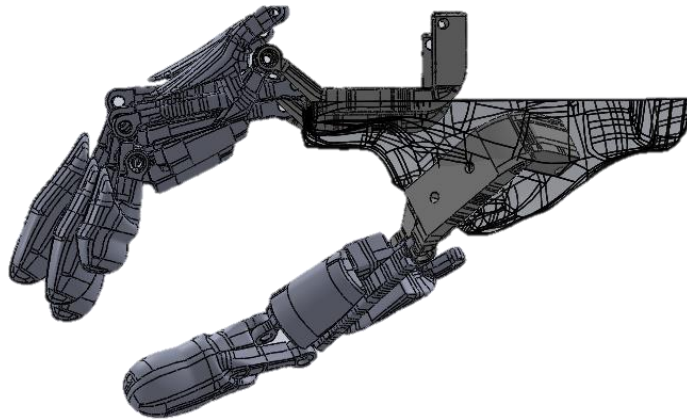


Figura 19-2. Diseño preliminar de la prótesis de mano en Solidworks

Realizado por: Guevara, B. 2020

Es importante tomar en cuenta que para que la prótesis de mano mioeléctrica tenga un tamaño proporcional con respecto al tamaño de los motores es necesario diseñar los dedos de la prótesis de forma que sea acorde a las dimensiones y pueda cumplir con el objetivo del agarre cilíndrico de objetos. Se dividió a la estructura de la pieza que conforma palma de la mano en dos, la parte inferior en la cual van acoplados los motores y la parte superior que actúa como una carcasa, como se muestra en la Figura 20-2.



Figura 20-2. Ensamblaje de la prótesis de mano con cobertura.

Realizado por: Guevara, B. 2020

2.4.3.4 *Diseño de la estructura de sujeción del muñón*

Considerando que el paciente escogido para ser el sujeto de pruebas del presente trabajo de titulación posee el muñón a nivel de la muñeca, se ve la necesidad de diseñar un sistema de

sujeción, el mismo que también será impreso en tecnología 3D. Para lo cual fue necesario tomar las medidas de distancia circular y longitudinal del antebrazo izquierdo paciente como se evidencia en la Figura 21-2 y en la tabla 8-2.



Figura 21-2. Mediciones del antebrazo del paciente.

Realizado por: Guevara, B. 2020

La distancia total entre la medida 1 y la medida número 5 es de 16.5 cm.

Tabla 8-2: Mediciones del antebrazo del paciente

Medida #	Distancia circular (cm)	Distancia longitudinal (cm)
1	14.9	4.8
2	15.5	4.9
3	15.2	4.5
4	19.2	5
5	24.2	6.5

Realizado por: Guevara, Brenda, 2020.

Con las respectivas medidas del antebrazo del paciente se procedió a diseñar un sistema de sujeción que se una a la prótesis de mano mioeléctrica y al mismo tiempo sujeta el antebrazo con su respectivo muñón. El diseño mostrado en la figura 22-2 se realizó en el software de modelamiento Solidworks

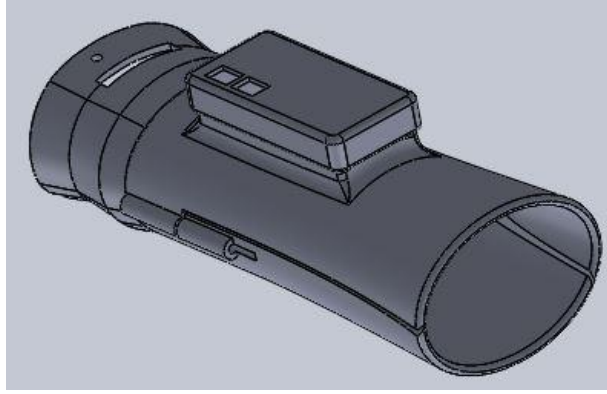


Figura 22-2. Modelado del sistema de sujeción del antebrazo

Realizado por: Guevara, B. 2020

2.4.4 *Diseño para la implementación del circuito electrónico del prototipo de mano*

Una vez diseñada la estructura que compone la prótesis de mano mioeléctrica junto con su sistema de sujeción al antebrazo, es necesario unir la parte electrónica con la parte mecánica, lo cual corresponde un desafío ya que no existe suficiente espacio dentro de la prótesis de mano y el sistema de sujeción está completamente ocupado por el muñón del antebrazo del paciente.

Se ve la necesidad de dividir al circuito electrónico en 3 bloques los cuales se muestran en el Gráfico 4-2.

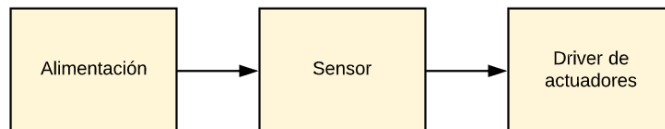


Gráfico 4-2. Diagrama de bloques del diseño electrónico

Realizado por: Guevara, B. 2020.

Cada uno de los bloques se ubicará en posiciones específicas de modo que cause la menor interferencia posible al paciente y ocupe la menor cantidad de espacio como se muestra en la Figura 23-2. Para lograr una mayor adaptabilidad de la sujeción de la circuitería al paciente se utilizó el material velcro.

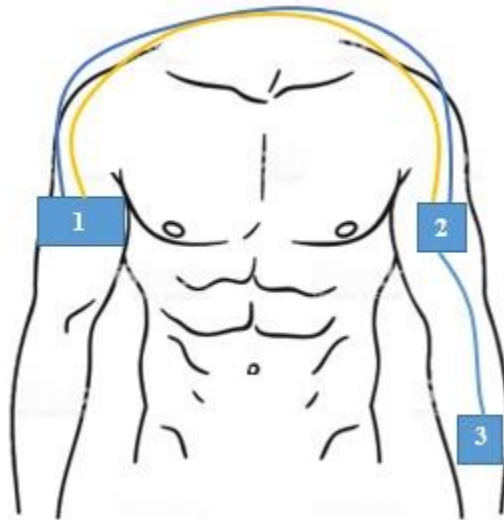


Figura 23-2. Ubicación de los bloques de circuitos en el cuerpo

Realizado por: Guevara, B. 2020

El cableado que une cada uno de los bloques debe ser compacto y sencillo por lo cual luego de realizar un estudio de los tipos de cables y el número de conexiones necesarias, se llegó a la conclusión que la mejor opción es utilizar un cable ethernet con conectores RJ45 que es un cable UTP de 8 hilos de alambre sólido.

Considerando que el cable ethernet posee 8 pines de conexión, permite abarcar la mayor cantidad de conexiones con una transmisión efectiva de energía y datos. Además, al ser un protocolo de cable estándar permite su fácil reemplazo en caso de una avería.

También se escogió un cable de 4 hilos con un conector RJ12, el mismo que tiene 6 pines de conexión de los cuales solamente 4 están conectados al cable de 4 hilos. Este cable es de fácil transmisión de señales y además, es más ligero y delgado para su fácil movilidad. De los cuatro pines de conexión se utilizan solamente tres, dejando un pin libre en caso de futuras modificaciones del circuito como un sensor extra, por ejemplo.

A continuación, se describen cada uno de los bloques y sus componentes:

2.4.4.1 Bloque de alimentación

El bloque denominado de alimentación se posicionará en un bolsillo a la altura del pecho del paciente. Dentro de este bloque se encuentran los siguientes elementos: batería de 2200 mAh,

regulador de voltaje 5v, Arduino Nano, jack RJ45 y jack RJ12, switch y la placa con espadines para la conexión. En la Figura 24-2 se muestra las conexiones del bloque de alimentación.

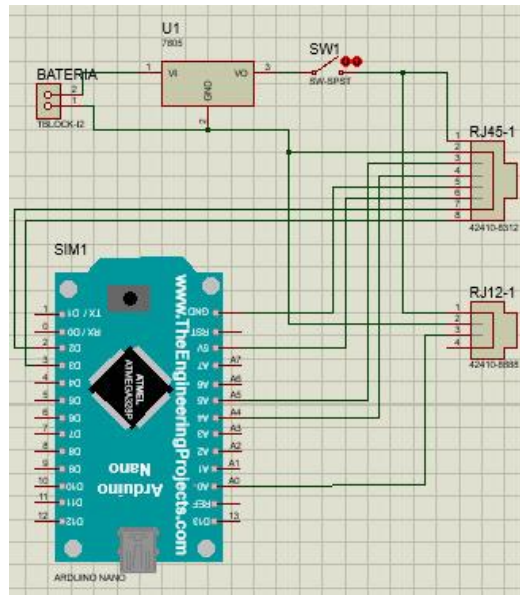


Figura 24-2. Conexiones del bloque de alimentación.

Realizado por: Guevara, B. 2020

En la Figura 25-2 se evidencia el diagrama de conexiones de la placa, su diseño fue realizado en el software Ares de Proteus para diseño de placas. La conexión fue soldada en una placa perforada y tiene las dimensiones de 4 cm de largo por 3 de ancho y 1.5 cm de altura debido a los conectores RJ45 y RJ12

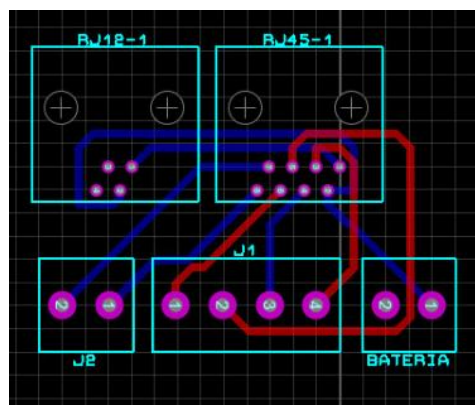


Figura 25-2. Diagrama de la placa del bloque de Alimentación.

Realizado por: Guevara, B. 2020

Se diseñó una caja que se muestra en la Figura 26-2 con pestanas para asegurarse, esta caja contenedora es de fácil apertura en caso de que se requiere realizar hacer cambios de la batería o cualquiera de sus componentes. La caja contenedora del bloque de alimentación tiene las dimensiones de 12 cm de largo por 9 cm de ancho y 4 cm de altura.

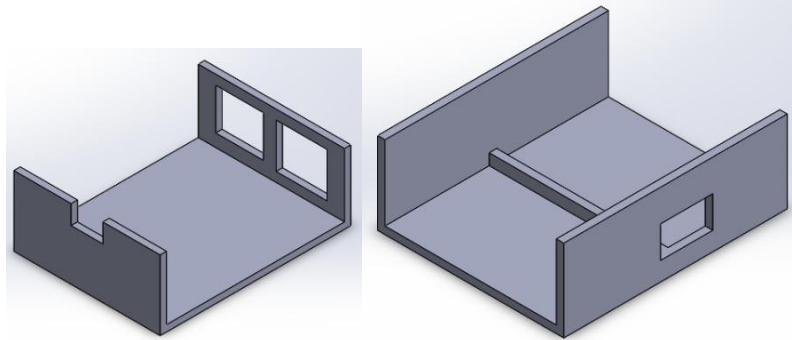


Figura 26-2. Diseño de la caja del bloque de Alimentación

Realizado por: Guevara, B. 2020

2.4.4.2 Bloque Sensor

A la altura del músculo bíceps del paciente se coloca el bloque del sensor, el mismo que permite la conexión directa de los 3 pines pertenecientes al sensor muscular. Este bloque posee un Jack RJ12 y los espadines necesarios para la conexión. En la figura 27-2 se puede ver la conexión entre el Jack RJ12 y los espadines.

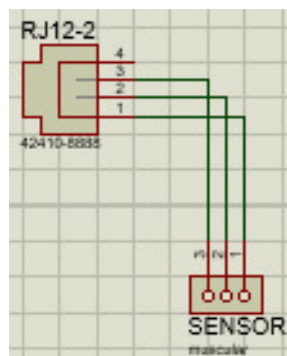


Figura 27-2. Conexión bloque Sensor

Realizado por: Guevara, B. 2020

En la Figura 28-2 se evidencia el diagrama de conexiones de la placa, su diseño fue realizado en el software Ares de Proteus para diseño de placas. La conexión fue soldada en una placa perforada y tiene las dimensiones de 1.8 cm de largo por 1.8 de ancho y 1.5 cm de altura debido al conector y RJ12,

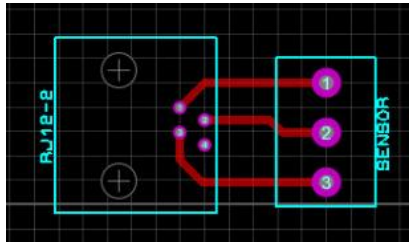


Figura 28-2. Diagrama de la placa del bloque Sensor

Realizado por: Guevara, B. 2020

En la Figura 29-2 se muestra el diseño del compartimiento para la placa del sensor como una caja con su respectiva tapa con dimensiones de 2 cm de largo por 2 cm de ancho y 1.5 cm de altura, la misma que posee un orificio circular por el cual se deslizará el cable de 8 hilos, pudiendo ser colocado a la altura del músculo bíceps del paciente.

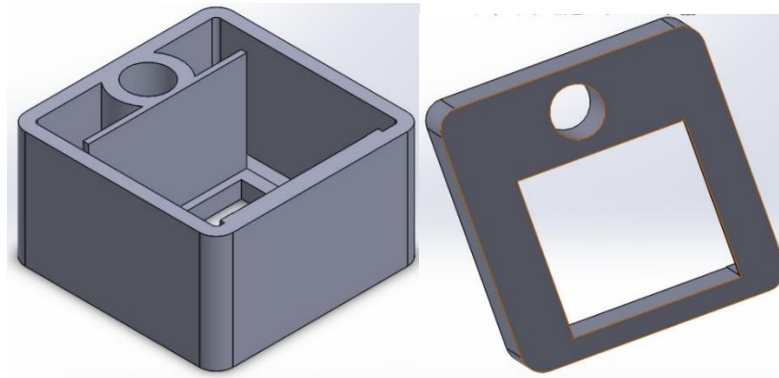


Figura 29-2. Diseño de la caja del bloque Sensor

Realizado por: Guevara, B. 2020

2.4.4.3 *Bloque Driver de actuadores.*

Sobre el sistema de sujeción del antebrazo del paciente se coloca el tercer bloque denominado Driver de Actuadores. Este bloque posee los siguientes elementos: un led bicolor, 1 resistencia de 220 ohmios, un jack RJ45 y los respectivos espadines que permiten la conexión con el driver y posteriormente con los actuadores.

Tomando en cuenta que el voltaje suministrado por el regulador es de 5v y la resistencia utilizada es de 220 ohmios, entonces la corriente está limitada a 22mA como se muestra en la ecuación 2-2 a para evitar un daño en el diodo LED por exceso de corriente. Los diodos LED consumen normalmente 20mA por lo que se encuentra dentro del rango de funcionamiento y cualquier daño es evitado al colocar la resistencia de 220 ohmios.

$$V = IR$$

Ecuación 2-2.

$$I = \frac{V}{R} = \frac{5v}{220\Omega}$$

$$I = 22mA$$

En la Figura 30-2 se evidencia el diseño de las conexiones del circuito electrónico del bloque Driver de Actuadores, al ser un led bicolor necesitas 2 pines de conexión. El driver necesita 4 cables de conexión SDA, SCL, GND y VCC.

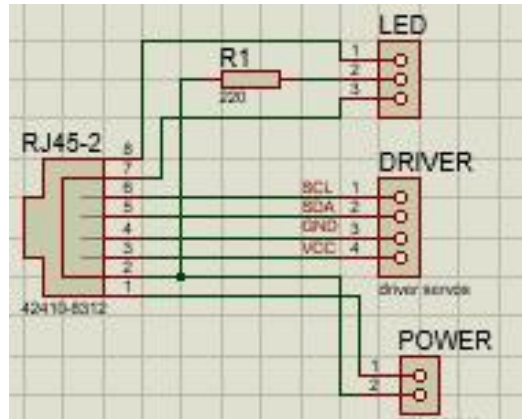


Figura 30-2. Conexiones del bloque Driver de Actuadores

Realizado por: Guevara, B. 2020

La placa del bloque Driver de Actuadores fue diseñado en el software de diseño de placas Ares de Proteus y se muestra en la Figura 31-2 y posee las dimensiones de de 2 cm de largo por 2 de ancho y 1.5 cm de altura debido al conector RJ45

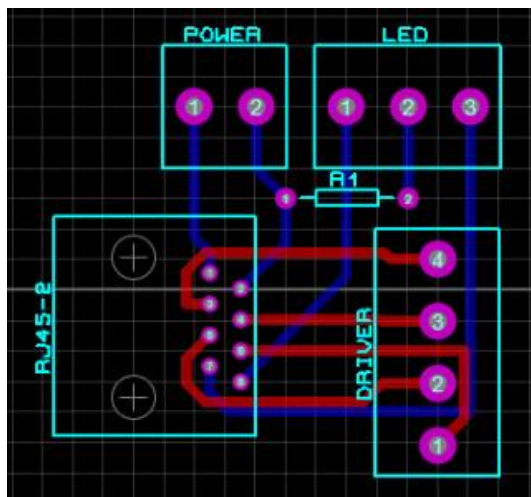


Figura 31-2. Diagrama de la placa del bloque Driver de Actuadores

Realizado por: Guevara, B. 2020

Para proteger la placa se diseñó una caja que se muestra en la Figura 32-2 con los respectivos orificios que permiten la ubicación de la placa y el Jack RJ45. Las dimensiones de la caja contenedora son de 3 cm de largo por 3 de ancho y 1.5 cm de altura.

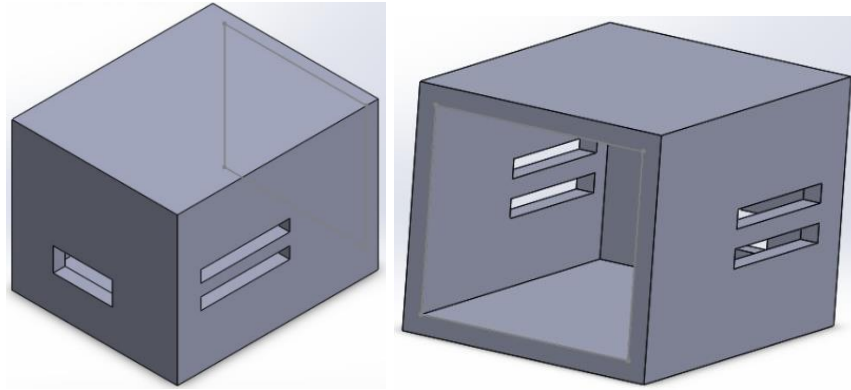


Figura 32-2. Diseño de la caja del bloque Driver de Actuadores

Realizado por: Guevara, B. 2020

En la Figura 33-2 se muestra las conexiones de cada uno de los bloques como un solo circuito electrónico el mismo que fue realizado en el software de diseño Proteus 8.6.

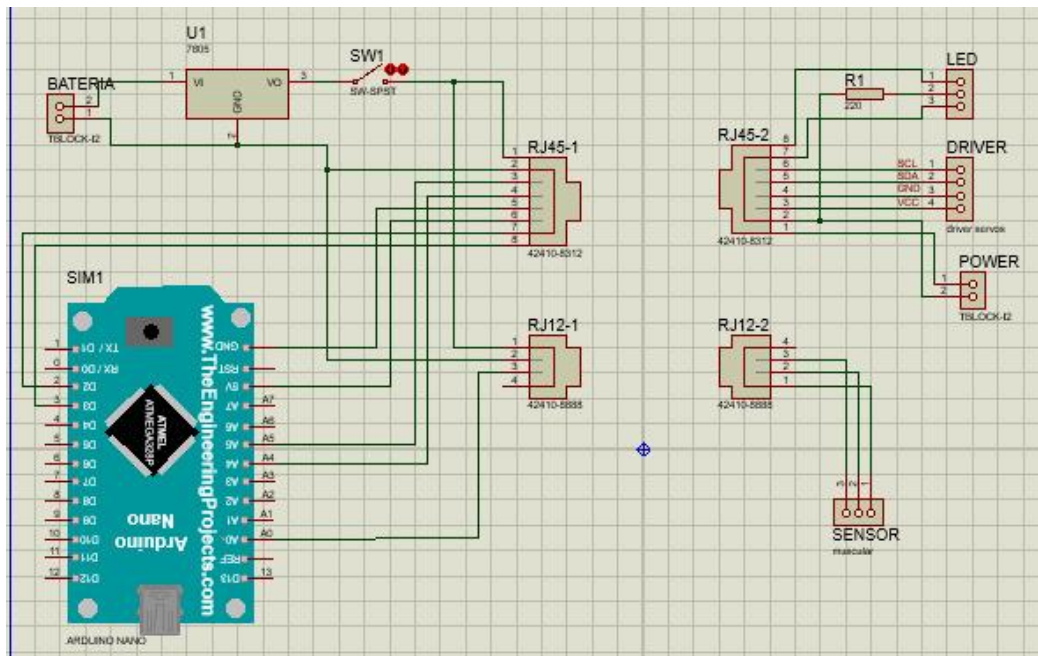


Figura 33-2. Diagrama electrónico completo de la prótesis mioeléctrica

Realizado por: Guevara, B. 2020

2.5 Software

En este apartado se describe el sistema de adquisición de señales además del procesamiento digital a través del software Arduino y el proceso que denota la programación. El gráfico 5-2 ilustra el proceso global del software que se emplea para el agarre esférico de objetos de la prótesis mioeléctrica de mano:

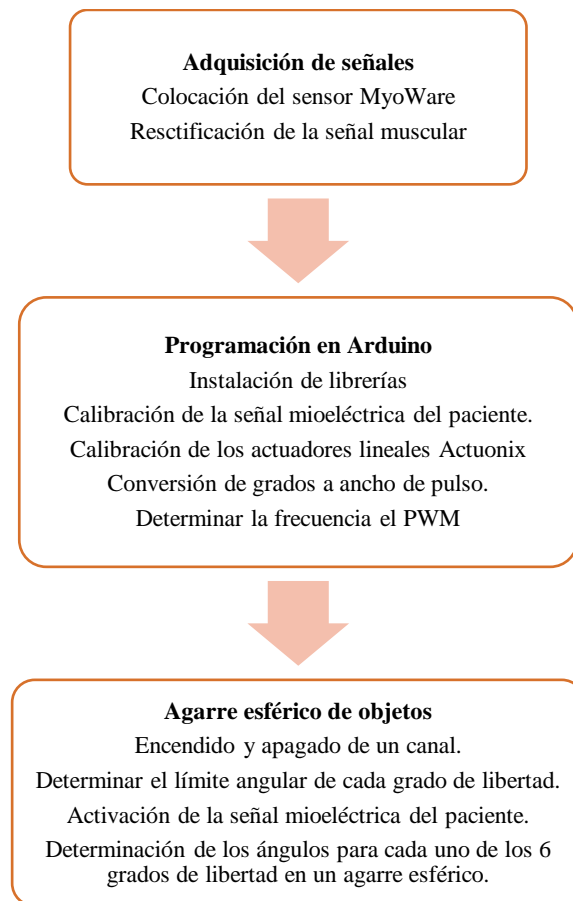


Gráfico 5-2. Desarrollo del procesamiento de señales mioeléctricas.

Realizado por: Guevara, B. 2020.

2.5.1 Adquisición de señales

Las señales mioeléctricas del paciente son obtenidas a través del sensor MyoWare, el cual fue descrito brevemente en el presente capítulo en el apartado 2.4.1.6. En el presente apartado se pretende profundizar en el proceso de adquisición de señales y el funcionamiento del sensor MyoWare.

2.5.1.1 Colocación del sensor MyoWare

Para el correcto funcionamiento del sensor de señales mioeléctricas MyoWare es necesario conocer el posicionamiento adecuado en el cuerpo del paciente. Considerando que el paciente no pasee la mano izquierda y se necesita un músculo funcional que pueda emitir señales al momento de una contracción lo suficientemente fuertes para ser captadas por el sensor, se optó por seleccionar el músculo bíceps como el responsable de crear las señales de activación como se muestra en la Figura 34-2.



Figura 34-2. Posicionamiento del sensor MyoWare en el músculo bíceps

Realizado por: Guevara, B. 2020

La posición y orientación de los electrodos del sensor muscular tiene un gran efecto sobre la fuerza de la señal. Los electrodos deben colocarse en el medio del cuerpo muscular y deben estar alineado con la orientación de las fibras musculares. Colocar el sensor en otros lugares reducirá la fuerza y la calidad de la señal del sensor debido a la interferencia causada por otros músculos del cuerpo humano.

El músculo bíceps es un músculo relativamente extenso y la eficiencia del sensor de señales mioeléctricas dependerá de la posición exacta en el centro del músculo y con la dirección adecuada. En la Figura 35-3 se muestra el sensor con sus respectivos electrodos colocado en diferentes posiciones del músculo bíceps, se evidencia que existe una señal de salida para cada posición sin embargo su intensidad varía notablemente.

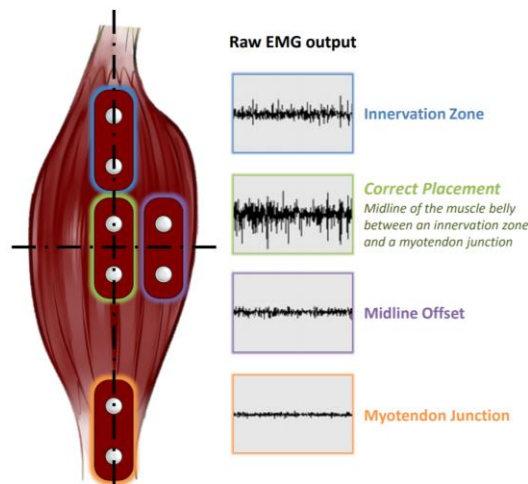


Figura 35-2. Señales en base al posicionamiento en el músculo.

Fuente: (Sparkfun, 2019)

El procedimiento de colocación del sensor MyoWare se describe a continuación en los siguientes pasos.

- 1 Determinar a qué grupo muscular desea dirigirse (por ejemplo, bíceps, antebrazo, pantorrilla),
- 2 Limpieza a fondo del área muscular con jabón para eliminar la suciedad y el aceite.
- 3 Despegar la parte posterior de los electrodos para exponer el adhesivo y aplicarlos sobre la piel.
- 4 Colocación del sensor en el músculo deseado de manera que uno de los electrodos conectados esté en el medio del cuerpo muscular. El otro electrodo debe alinearse en la dirección de la longitud muscular.
- 5 Colocación el electrodo de referencia en una parte muscular ósea o no adyacente de su cuerpo cerca del músculo objetivo.
- 6 Conectar a una placa de desarrollo como Arduino, RaspberryPi u otros.

2.5.1.2 Rectificación de la señal muscular electromiográfica EMG

Los sensores musculares MyoWare están diseñados para usarse directamente con un microcontrolador. Por lo tanto, la salida primaria de los sensores MyoWare no es una señal RAW EMG o electromiográfica sin rectificación, sino por el contrario la señal obtenida es una señal amplificada, rectificada e integrada que funcionará bien con un convertidor analógico a digital (ADC) de un microcontrolador. Esta diferencia se ilustra a continuación en la Figura 36-2 utilizando una señal EMG representativa, siendo la señal en color púrpura la señal amplificada, rectificada e integrada que es obtenida a la salida del sensor muscular MyoWare.

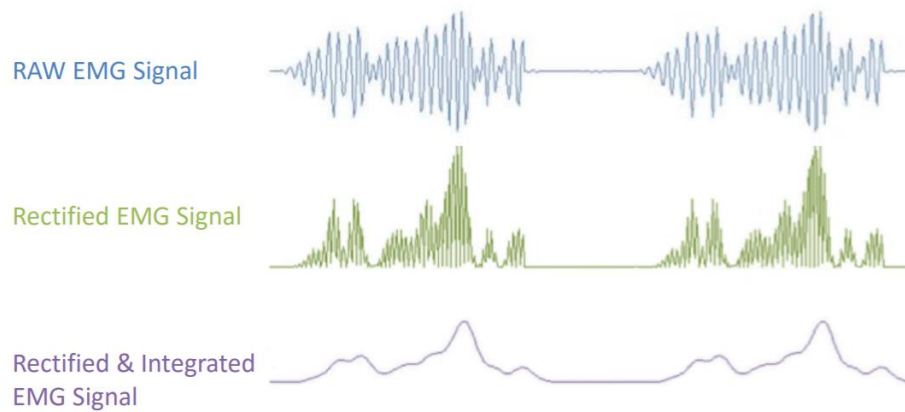


Figura 36-2. Señal EMG sin rectificación vs Señal EMG rectificada

Fuente: (Sparkfun, 2019)

2.5.2 Programación en Arduino

En la etapa de selección de hardware se seleccionó el Arduino Nano como el microcontrolador a utilizarse en el presente proyecto de titulación debido a su compacto tamaño y variedad de entradas analógicas que serán necesarias al momento de realizar la programación. El Arduino Nano tiene la ventaja de que puede ser programado en el Software de Arduino que además de ser un software libre, su programación se basa en Lenguaje C++ y tiene un ambiente didáctico y sencillo.

A continuación, se describen los procesos en la etapa de programación de la prótesis mioeléctrica de mano.

2.5.2.1 Instalación de librerías

El IDE de Arduino al ser una plataforma de software libre permite la programación de diferentes placas de drivers como el PCA9685, el cual fue seleccionado para el presente proyecto de titulación y descrito brevemente en el apartado 2.4.1.2. Debido a que el driver de servos trabaja con la tecnología I2C su utilización es sencilla. Sin embargo, se necesita instalar su respectiva librería antes de su utilización.

Para comenzar a leer los datos del sensor, se debe instalar la librería de Adafruit llamada PWM Servo Driver, la cual está disponible desde el administrador de librerías de Arduino, por lo que se recomienda realizar la instalación desde el mismo directamente.

Desde el IDE de Arduino, abrir el administrador de librerías que se encuentra en el menú Herramientas, o también se puede utilizar el comando Ctrl+Shift+I para mayor rapidez de acceso. A continuación, tipear Adafruit Servos y hacer click en Instalar, el proceso puede tomar algunos

minutos dependiendo de la velocidad de la conexión a Internet. Una vez que la librería ha sido instalada, la palabra Installed debe aparecer alado del nombre de la librería como se observa en la Figura 37-2.

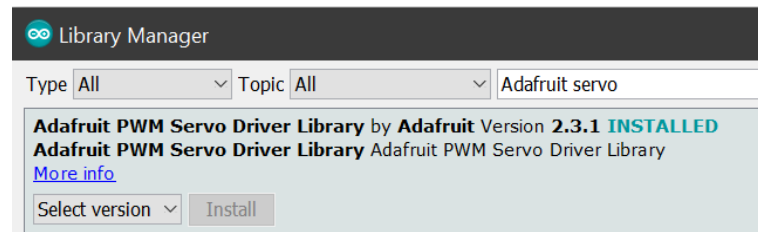


Figura 37-2. Instalación de la librería Adafruit PWM Servo Driver

Realizado por: Guevara, B. 2020

Para que la placa de drivers pueda comunicarse correctamente con la placa del Arduino Nano, además de la instalación de la librería Adafruit PWM Servo Driver, es necesario declarar la librería Wire para su uso dentro de la programación, la cual permite la comunicación con dispositivos I2C en las placas Arduino.

El programa que permitirá el movimiento de cada uno de los servos de la prótesis mioeléctrica de mano debe contener la declaración de las dos librerías ya mencionadas en el inicio del código, como se muestra en la Figura 38-2.



Figura 38-2. Declaración de librerías Wire y PWM

Realizado por: Guevara, B. 2020

2.5.2.2 Calibración de la señal mioeléctrica del paciente.

El paciente seleccionado para el presente proyecto de titulación no posee la mano izquierda, por lo que la señal obtenida del músculo bíceps no tiene la misma fuerza que un paciente que si posee las manos. Esto se debe a que el paciente no realiza las mismas actividades manuales con el brazo izquierdo y los músculos del brazo no son usados en su totalidad.

Sin embargo, cabe recalcar que el paciente es estudiante de la carrera de Educación Física de la Universidad Nacional de Chimborazo por lo que necesita usar su brazo izquierdo en la mayoría de las actividades requeridas por su carrera, además de realizar varios deportes en su tiempo libre.

Para que la prótesis mioeléctrica de mano pueda tener una lectura de las señales eficiente independientemente del paciente o de cómo se encuentre en músculo en el momento de realizar las pruebas, es necesario realizar un proceso de calibración el mismo que se encuentra descrito en forma de un diagrama de flujo en el gráfico 6-2.

El proceso de calibración tiene una duración de 5 segundos, durante los cuales el paciente realiza entre 2 a 3 contracciones del músculo bíceps, lo cual genera una lectura de datos y permite almacenar en las variables sensorMax y sensorMin los valores máximos y mínimos de la señal respectivamente.

Un diodo LED asignado en el Pin 2 es activado durante los 5 segundos indicando el comienzo y término de la etapa de calibración. En el caso de no haber realizado ninguna contracción durante la presente etapa el paciente puede reiniciar el prototipo apagando y encendiendo nuevamente el mismo a través del switch colocado en el bloque de Alimentación ubicado a la altura del pecho del paciente.

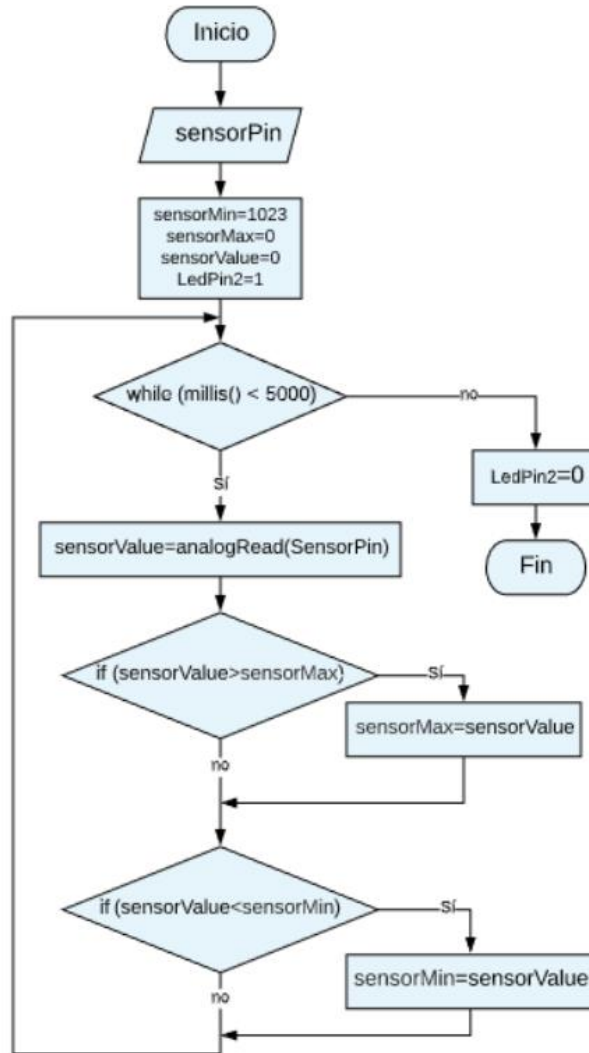


Gráfico 6-2. Diagrama de flujo de la calibración

Realizado por: Guevara, B. 2020.

2.5.2.3 Calibración de los Actuadores lineales Actuonix PQ12

Los servos actuadores lineales PQ12 de Actuonix que fueron escogidos para ser los responsables del movimiento de cada uno de los dedos de la prótesis mioeléctrica de mano fueron brevemente descritos en el apartado 2.4.1.1. Una de sus particularidades es que para ser usados de forma adecuada y evitar futuros daños es necesario realizar una etapa de calibración de los mismos.

Al ser es un circuito de control analógico, a menudo hay alguna variación entre actuadores de la misma marca y modelo. Para un control preciso de la posición, se requiere calibrar el ancho de pulso mínimo y máximo en su código para que coincida con las posiciones conocidas del servo.

Para realizar la calibración se hace uso del programa de ejemplo llamado 'Servo' de la librería 'Adafruit PWM Servo Driver', el mismo que se encuentra accediendo a Archivo y a continuación en Ejemplos en el IDE de Arduino como se muestra en la Figura 39-2.

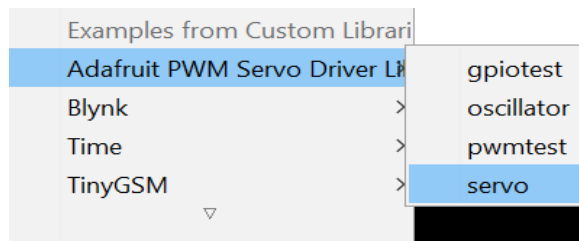


Figura 39-2. Programa Servo de la librería Adafruit PWM Servo Driver

Realizado por: Guevara, B. 2020

Usando el código de ejemplo, se procede a editar el valor de la variable SERVOMIN hasta que el punto bajo del barrido alcance el rango mínimo del recorrido lineal. Es mejor acercarse gradualmente a esto y detenerse antes de alcanzar el límite físico de desplazamiento del actuador.

Se realiza el mismo proceso para encontrar el valor máximo de la variable SERVOMAX. Luego de realizar la calibración se encontró que los valores mínimo y máximo del ancho del pulso de los actuadores PQ12 de Actuonix son 650 y 2350 respectivamente. Estos valores deben ser declarados al inicio de la programación luego de haber declarado las librerías como se muestra a continuación.

```
#define SERVOMIN 650  
#define SERVOMAX 2350
```

2.5.2.4 Conversión de grados a ancho de pulso

La función "map ()" de Arduino es una manera fácil de convertir entre grados de rotación o en el caso de un actuador lineal, longitud de desplazamiento, y sus anchos de pulso SERVOMIN y SERVOMAX ya calibradas anteriormente.

Asumiendo un actuador lineal típico con 180 grados de extensión; una vez que haya calibrado SERVOMIN en la posición de 0 grados y SERVOMAX en la posición de 180 grados, se puede convertir cualquier longitud de desplazamiento entre 0 y 180 grados al ancho de pulso correspondiente con la siguiente línea de código:

```
anchodepulso = map (grados, 0, 180, SERVOMIN, SERVOMAX);
```


Para evitar una repetición constante por cada lectura de la señal analógica se creó una función a la cual se recurre denominada `angleToPulse` la cual se detalla a continuación.

```
int angleToPulse(int ang){  
  int pulse = map(ang,0, 180, SERVOMIN,SERVOMAX);  
  return pulse;  
}
```

2.5.2.5 *Determinar la frecuencia del PWM*

En el IDE de Arduino es necesario declarar la frecuencia a la cual trabajará el PWM que determina cuántos pulsos completos hay por segundo. Dicho de otra manera, la frecuencia determina qué tan 'larga' es la duración de cada pulso desde el comienzo hasta el final, teniendo en cuenta tanto los segmentos altos como los bajos del pulso.

El siguiente código establecerá la frecuencia PWM a 60Hz, el cual es un valor común para actuadores lineales:

```
pwm.setPWMFreq(60);
```

2.5.3 *Agarre esférico de objetos*

Luego de haber declarado las librerías correspondientes y determinar la frecuencia del PWM al que se van a mover los actuadores lineales, es momento de ponerlos en movimiento. Para ello, se prueba como encender y apagar un canal y posteriormente como activar los actuadores en base a la señal mioeléctrica del paciente.

2.5.3.1 *Encendido y apagado de un canal*

El hecho de encender y apagar un canal significa que el actuador se extenderá totalmente si el canal está encendido y en sentido contrario, el actuador se contraerá totalmente si el canal se encuentra apagado. Sin embargo, la ventaja de utilizar los actuadores lineales de Actuonix es que se puede activar un canal a una cierta distancia de desplazamiento.

Es importante recalcar que el Driver de actuadores posee 16 canales a disposición de los cuales solamente se utilizarán 6, es decir uno para cada grado de libertad.

La función a utilizarse para en el encendido a apagado de cada canal es la siguiente: `setPWM(channel, on, off)`, en la cual se especifica el valor entre 0..4095 que equivale a 0..180

luego de realizar el mapeo de grados a ancho de pulso, cuando la señal se encenderá y cuando se apagará. El canal indica cuál de las 16 salidas PWM deben actualizarse con los nuevos valores. Los argumentos de la función setPWM se describen a continuación con mayor detalle.

- channel: el canal que debe actualizarse con los nuevos valores (0..15)
- on: el valor (entre 0..4095) cuando la señal debe pasar de baja a alta
- off: el valor (entre 0..4095) cuando la señal debe pasar de alta a baja

También hay algunas configuraciones especiales para encender o apagar completamente el canal, es decir lograr una extensión o contracción completa del actuador.

Para configurar el canal para que esté completamente activado se utiliza la siguiente línea de código.

```
pwm.setPWM (pin, 180, 0);
```

Puede configurar el pin para que esté completamente apagado se utiliza la siguiente línea de código.

```
pwm.setPWM (pin, 0, 180);
```

2.5.3.2 Determinar el límite de desplazamiento de cada grado de libertad.

Considerando que el diseño realizado de la prótesis mioeléctrica de mano fue basado en la mano real y opuesta del paciente, hay que tomar en cuenta que para que tenga el mayor rango de movimiento y cumpla con los 6 grados de libertad, al mismo tiempo que cada uno de los dedos de la prótesis no se choquen entre sí, existen algunas limitaciones sobre todo en el límite de desplazamiento de cada uno de los grados de libertad.

Se determinaron los límites mediante pruebas de accionamiento de cada uno de los actuadores lineales intentando que no superen el límite físico del diseño para evitar daños de los mismos. En la tabla 9-2 se muestran las denominaciones de cada grado de libertad en base a la parte de la prótesis de mano que se mueve gracias al actuador y los respectivos límites de desplazamiento.

Tabla 9-2: Límites de desplazamiento de los grados de libertad

Grado de libertad	Denominación	Límite de desplazamiento (0-180)
1	Meñique	180
2	Anular	180
3	Medio	160
4	Índice	160
5	Pulgar	160
6	Base del pulgar	40

Realizado por: Guevara, Brenda, 2020

2.5.3.3 Activación de la señal mioeléctrica del paciente.

Luego de haber determinado los límites de desplazamiento en términos físicos de la prótesis de mano se procede a realizar la activación de los actuadores. Este proceso se encuentra descrito en forma de diagrama de flujo en el Gráfico 7-2. Se debe tomar en cuenta que en este proceso no se toma en cuenta la calibración de la señal. Posteriormente se realizará un diagrama de flujo completo de toda la programación que involucra el agarre esférico de objetos de la prótesis mioeléctrica de mano.

Al final de la calibración se obtuvieron las variables ‘sensorMin’ y ‘sensorMax’ que definen los valores mínimo y máximo de la señal mioeléctrica leída del paciente, con las cuales se realiza un mapeo con la función map() al rango de valores de 0 a 255.

A continuación, se define una variable llamada ‘threshold’ a la cual se le asignó un valor de 200, el cual debe ser superado para que se activen los actuadores lineales y un diodo LED definido como LedPin3 que indica que la prótesis se encuentra en movimiento.

Cada uno de los actuadores lineales se desplazan una distancia definida y se mantienen en esa posición durante 5 segundos, que es el tiempo durante el que el paciente realiza el agarre esférico de objetos. Este tiempo de agarre puede ser modificado de acuerdo con los requerimientos previstos al momento de realizar las pruebas. Cuando los actuadores lineales vuelven a su posición original el diodo LED se apaga.

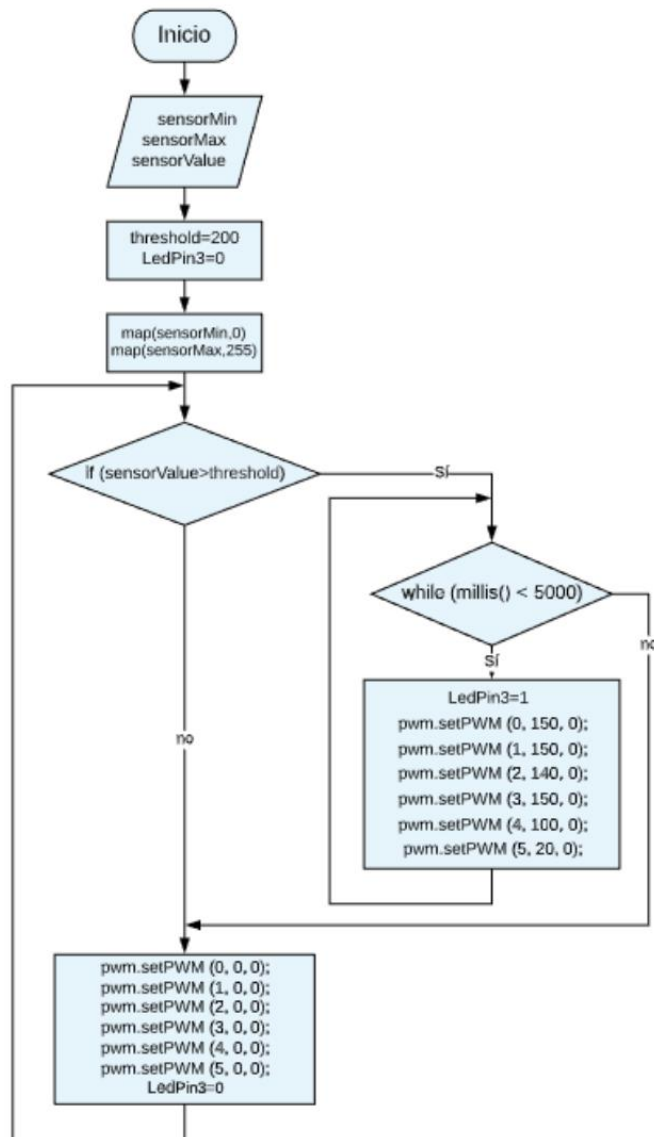


Gráfico 7-2. Activación de la señal mioeléctrica del paciente

Realizado por: Guevara, B. 2020

2.5.3.4 Determinación de los ángulos para cada uno de los 6 grados de libertad en un agarre esférico.

Uno de los objetivos principales del presente trabajo de titulación es el de lograr el agarre esférico de objetos mediante la activación de los actuadores lineales en base a una señal mioeléctrica detectada por sensor MyoWare en el músculo bíceps del paciente. A continuación, se determinan los ángulos o en otras palabras la distancia de extensión mostrados en la tabla 10-2 de cada uno de los grados de libertad para lograr el agarre de un objeto esférico de 8 cm de diámetro.

En el siguiente capítulo se realizarán pruebas con diferentes objetos esféricos por lo que las distancias de desplazamiento de cada uno de los grados de libertad cambiarán, dependiendo si el radio de objeto esférico es mayor o menor.

Tabla 10-2: Distancia de desplazamiento en un agarre esférico.

Grado de libertad	Denominación	Canal	Extensión angular
1	Meñique	0	60
2	Anular	1	50
3	Medio	2	55
4	Índice	3	55
5	Pulgar	4	58
6	Base del pulgar	5	10

Realizado por: Guevara, Brenda, 2020

2.5.4 Diagrama de flujo del funcionamiento del dispositivo

A continuación, en el gráfico 8-2 se visualiza el funcionamiento general del dispositivo a través del siguiente diagrama de flujo.

Es importante tomar en cuenta que los valores de distancia del desplazamiento de los actuadores lineales cambiarán dependiendo el radio del objeto esférico sobre el cual se desee realizar el agarre. Además, se dispuso el tiempo durante el que los actuadores se accionan durante 5 segundos. Sin embargo, este valor puede ser cambiado para lograr un agarre esférico durante un tiempo mayor.

El led bicolor del dispositivo muestra en qué etapa del programa se encuentra; al comienzo del programa el diodo LED se muestra en un color durante 5 segundos indicando la etapa de calibración en la cual el paciente debe realizar entre 2 a 3 contracciones del músculo. Posteriormente el LED se enciende en otro color mientras realiza el agarre esférico de objetos y se apaga el momento en el que los actuadores lineales vuelven a su posición original que se muestra como la prótesis con sus dedos extendidos.

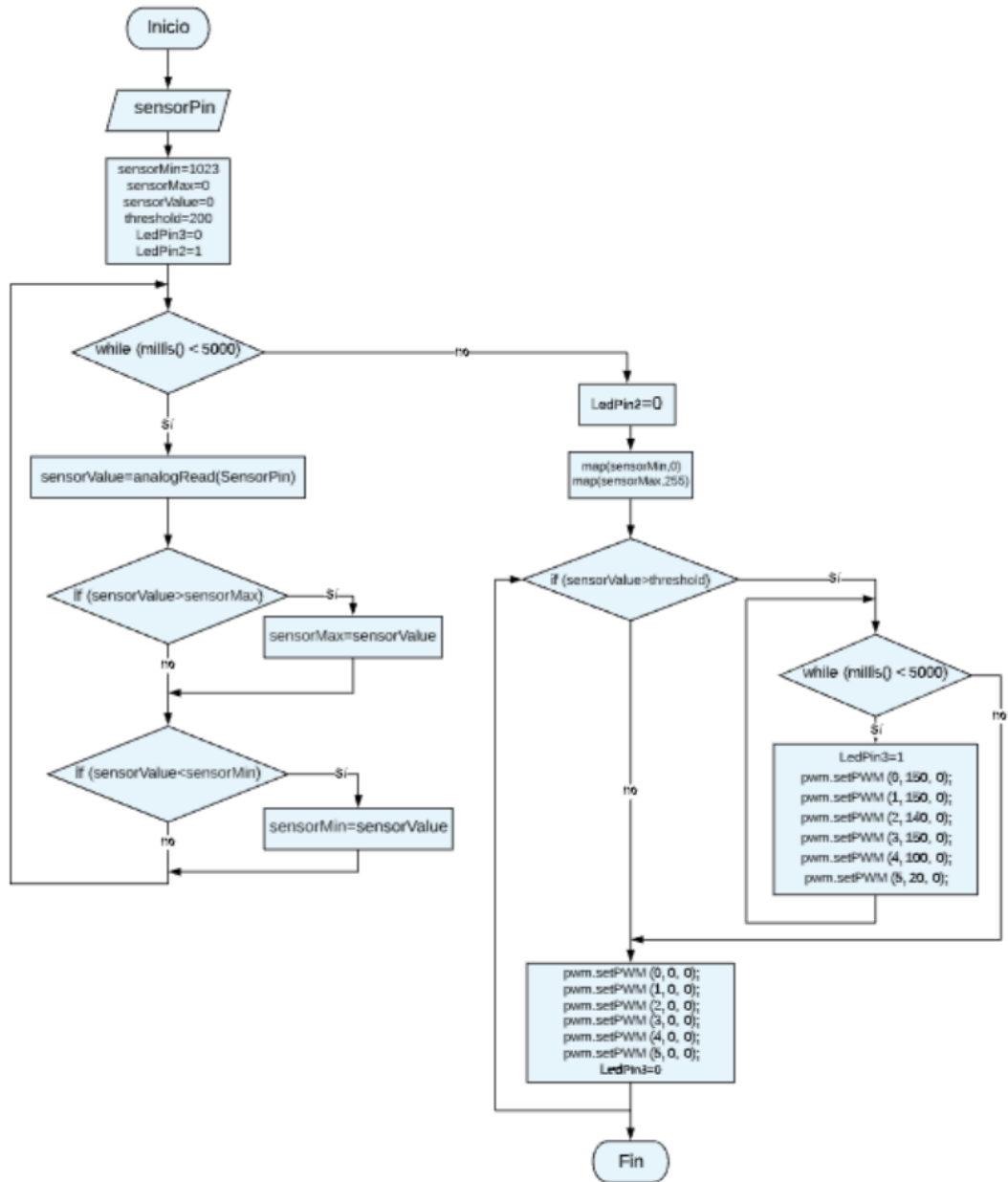


Gráfico 8-2. Diagrama de flujo del funcionamiento de la prótesis mioeléctrica de mano

Realizado por: Guevara, B. 2020

CAPÍTULO III

MARCO DE RESULTADOS

Se ha diseñado, impreso y armado la prótesis mioeléctrica de mano para el paciente quien carece de la mano izquierda, el diseño fue basado en la extremidad derecha, la prótesis de mano puede ser colocada directamente en el muñón del paciente y realizar el agarre esférico de objetos, el objetivo del presente capítulo es evidenciar los resultados obtenidos de las pruebas realizadas.

Para lograr un óptimo agarre se toman en consideración dos factores preponderantes, el diámetro del objeto a agarrar, así como; el tiempo que se demora en lograr un agarre efectivo de objetos esféricos. El dispositivo puede lograr un agarre óptimo de objetos esféricos que tienen un rango de diámetro, menor o mayor a este rango el agarre se vuelve incierto.

Para realizar los agarres de objetos esféricos de distintos diámetros, se desarrolló un escenario de prueba constituido por los 10 objetos esféricos de distintos diámetros y colores, el dispositivo, un calibrador y un cronometro, las pruebas iniciaron con el objeto esférico más pequeño de 1 cm hasta el objeto esférico de 12 cm. Se realizó la colocación de la prótesis en el paciente y los bloques que contenían la circuitería también fueron sujetos permitiendo así la portabilidad del prototipo y la medición real del tiempo de respuesta.

3.1 Desempeño del agarre esférico de objetos

Para determinar si el prototipo de prótesis de mano desarrollado cumple con el objetivo del agarre de objetos esféricos realizados por el paciente, se realizó un estudio estadístico basado en el número de agarres efectivos. Para ellos se seleccionaron 10 objetos esféricos de distintas dimensiones.

3.1.1 *Características de los objetos esféricos seleccionados para las pruebas*

Para cumplir con proceso de evaluación y obtención de resultados se seleccionaron 10 objetos esféricos del material de poliestireno expandido o más conocido como espuma flex, cuyas dimensiones de sus respectivos diámetros y radios se muestran en la Tabla 1-3, Además a cada objeto esférico se le asignó un color específico como se muestra en la Figura 1-3 para una mejor visualización en el momento de realizar los respaldos gráficos como fotos y vídeos.

Tabla 1-3: Dimensiones y colores de los objetos esféricos.

Objeto esférico	Color	Diámetro (cm)	Radio (cm)
1	Café	1	0.5
2	Negro	2	1
3	Lila	3	1.5
4	Naranja	4	2
5	Amarillo	5	2.5
6	Celeste	6	3
7	Azul	7	3.5
8	Verde	8	4
9	Rojo	10	5
10	Blanco	12	6

Realizado por: Guevara, Brenda, 2020

Cabe recalcar que no se especifica el peso de cada uno de los objetos esféricos ya que, al ser del material poliestireno expandido o espuma flex, la diferencia de pesos es mínima y no causa ningún inconveniente al momento de realizar las pruebas, además en los objetivos no se menciona el agarre esférico de objetos de diferentes pesos.



Figura 1-3. Objetos esféricos de distintos tamaños y colores

Realizado por: Guevara, B. 2020

Se realizaron 10 agarres con cada uno de los objetos esféricos comenzando por el objeto esférico de 1 cm que es el más pequeño y terminando con el objeto esférico de 12 cm que es el más grande. Lo que detalla un total de 10 fases de pruebas, una con cada objeto esférico la cual se divide en

agarres efectivos y agarres fallidos como se muestra en la tabla 2-3. Logrando un total de 100 intentos de agarres.

Tabla 2-3. Pruebas de agarres a objetos esféricos de distintos diámetros

Diámetro (cm)	1	2	3	4	5	6	7	8	10	12	Total
Agarres efectivos	4	6	7	8	7	8	9	9	10	7	75
Agarres fallidos	6	4	3	2	3	2	1	1	0	3	25
Total	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	100

Realizado por: Guevara, Brenda, 2020

De los valores descritos en la tabla 2-3, se desglosan en los siguientes gráficos:

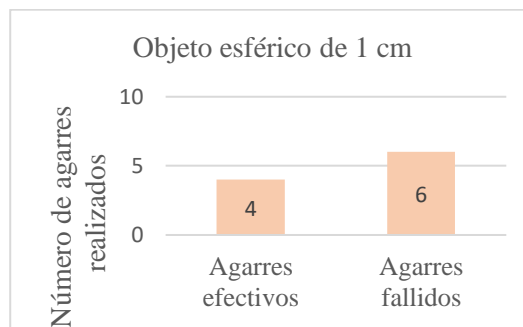


Gráfico 1-3. Agarres efectivos y fallidos del objeto esférico de 1 cm.

Realizado por: Guevara, B. 2020

El gráfico 1-3, ilustra que se realizaron 10 intentos de agarres esféricos del objeto que posee un diámetro de 1 cm, de los cuales 4 intentos de agarre se realizaron correctamente, mientras que 6 intentos de agarre resultaron fallidos.

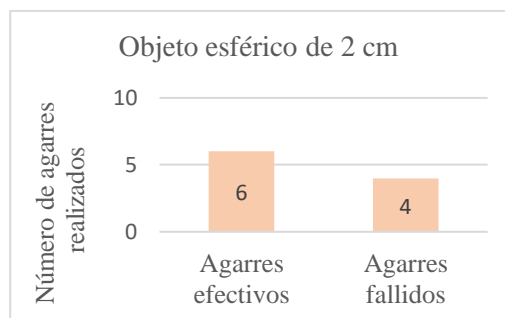


Gráfico 2-3. Agarres efectivos y fallidos del objeto esférico de 2 cm.

Realizado por: Guevara, B. 2020

El gráfico 2-3, ilustra que se realizaron 10 intentos de agarres esféricos del objeto que posee un diámetro de 2 cm, de los cuales 6 intentos de agarre se realizaron correctamente, mientras que 4 intentos de agarre resultaron fallidos.

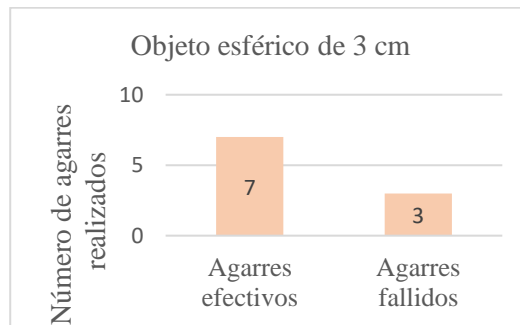


Gráfico 3-3. Agarres efectivos y fallidos del objeto esférico de 3 cm.

Realizado por: Guevara, B. 2020

El gráfico 3-3, ilustra que se realizaron 10 intentos de agarres esféricos del objeto que posee un diámetro de 3 cm, de los cuales 7 intentos de agarre se realizaron correctamente, mientras que 3 intentos de agarre resultaron fallidos.

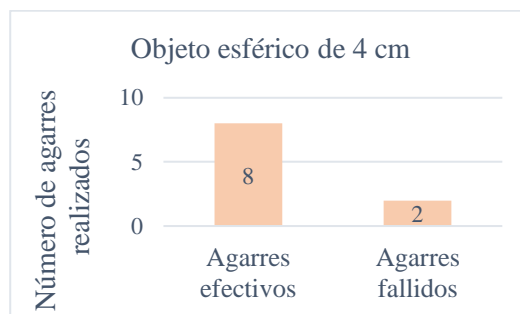


Gráfico 4-3. Agarres efectivos y fallidos del objeto esférico de 4 cm.

Realizado por: Guevara, B. 2020

El gráfico 4-3, ilustra que se realizaron 10 intentos de agarres esféricos del objeto que posee un diámetro de 4 cm, de los cuales 8 intentos de agarre se realizaron correctamente, mientras que 2 intentos de agarre resultaron fallidos.

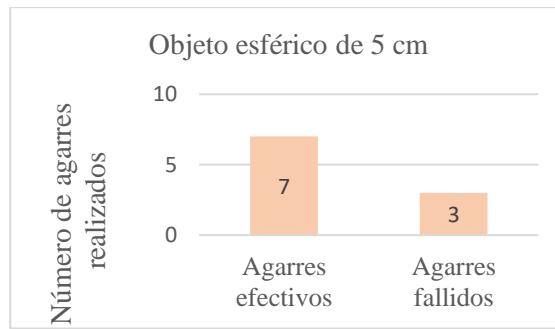


Gráfico 5-3. Agarres efectivos y fallidos del objeto esférico de 5 cm.

Realizado por: Guevara, B. 2020

El gráfico 5-3, ilustra que se realizaron 10 intentos de agarres esféricos del objeto que posee un diámetro de 5 cm, de los cuales 7 intentos de agarre se realizaron correctamente, mientras que 3 intentos de agarre resultaron fallidos.

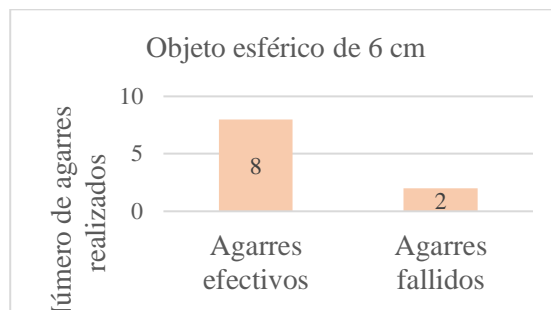


Gráfico 6-3. Agarres efectivos y fallidos del objeto esférico de 6 cm.

Realizado por: Guevara, B. 2020

El gráfico 6-3, ilustra que se realizaron 10 intentos de agarres esféricos del objeto que posee un diámetro de 6 cm, de los cuales 8 intentos de agarre se realizaron correctamente, mientras que 2 intentos de agarre resultaron fallidos.

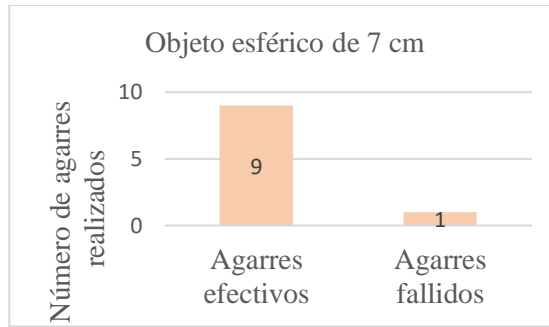


Gráfico 7-3. Agarres efectivos y fallidos del objeto esférico de 7 cm.

Realizado por: Guevara, B. 2020

El gráfico 7-3, ilustra que se realizaron 10 intentos de agarres esféricos del objeto que posee un diámetro de 7 cm, de los cuales 9 intentos de agarre se realizaron correctamente, mientras que 1 intento de agarre resultó fallido.

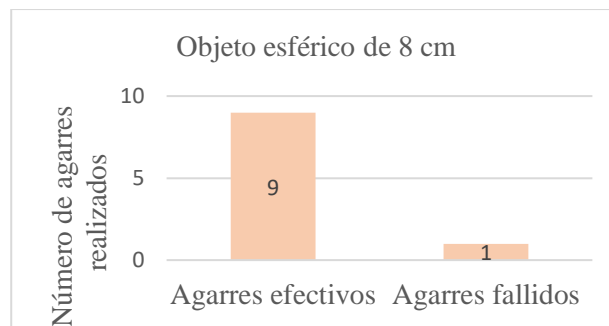


Gráfico 8-3. Agarres efectivos y fallidos del objeto esférico de 8 cm.

Realizado por: Guevara, B. 2020

El gráfico 8-3, ilustra que se realizaron 10 intentos de agarres esféricos del objeto que posee un diámetro de 8 cm, de los cuales 9 intentos de agarre se realizaron correctamente, mientras que 1 intento de agarre resultó fallido.

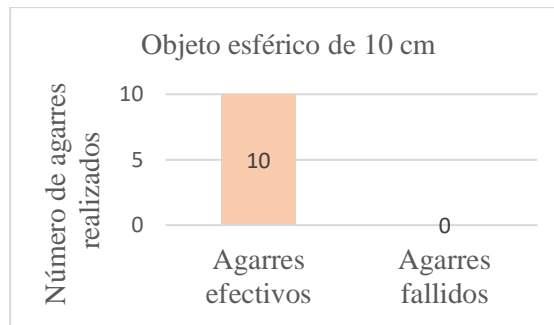


Gráfico 9-3. Agarres efectivos y fallidos del objeto esférico de 10 cm

Realizado por: Guevara, B. 2020

El gráfico 9-3, ilustra que se realizaron 10 intentos de agarres esféricos del objeto que posee un diámetro de 10 cm, de los cuales 10 intentos de agarre se realizaron correctamente, mientras que 0 intentos de agarre resultaron fallidos.

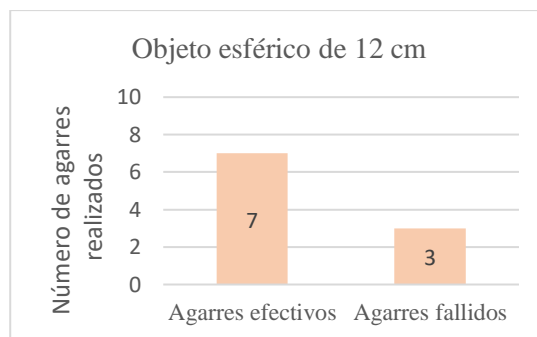


Gráfico 10-3. Agarres efectivos y fallidos del objeto esférico de 12 cm.

Realizado por: Guevara, B. 2020

El gráfico 10-3, ilustra que se realizaron 10 intentos de agarres esféricos del objeto que posee un diámetro de 12 cm, de los cuales 7 intentos de agarre se realizaron correctamente, mientras que 3 intentos de agarre resultaron fallidos.

3.1.2 *Contraste sobre la igualdad de varias proporciones*

El contraste de igualdad de varias proporciones determina la homogeneidad o no de los datos resultantes de las pruebas, y de este modo permite encontrar el mejor intervalo de diámetros de objetos esféricos que el prototipo de prótesis de mano puede agarrar, tomando en cuenta los datos de la tabla 2-3. Para resolver el problema planteado se realizaron los 5 pasos para aceptación o no de la hipótesis, que son: Planteamiento de hipótesis nula y alternativa, significancia, criterio y decisión.

Para la realización de los cálculos estadísticos del presente apartado se ha utilizado el software estadístico R Studio, debido a que esta herramienta fue impartida en un semestre de la carrera de Ingeniería Electrónica en Control y Redes Industriales.

Se plantea probar si la probabilidad de que se obtengan agarres efectivos de objetos esféricos es la misma para todos los diámetros con una significancia de 0,05.

1. **Hipótesis nula:** $p_{\text{Diámetro1}} = p_{\text{Diámetro2}} = p_{\text{Diámetro3}} = p_{\text{Diámetro4}} = p_{\text{Diámetro5}} = p_{\text{Diámetro6}} = p_{\text{Diámetro7}} = p_{\text{Diámetro8}} = p_{\text{Diámetro9}} = p_{\text{Diámetro10}}$. La probabilidad de agarres efectivos es la misma para todos los diámetros.

Hipótesis alternativa: Al menos una de las probabilidades de agarres efectivos es diferente.

2. Nivel de significancia: 0,05

3. Criterio: Se rechaza la hipótesis nula si $p\text{-value} < 0,05$, con el estadístico X^2

4. Cálculos (R Studio)

```
correctas=c(4,6,7,8,7,8,9,9,10,7)
```

```
prop.test(correctas,n=c(10,10,10,10,10,10,10,10,10,10))
```

```
# data: correctas out of c(10,10,10,10,10,10,10,10,10,10)
```

```
#X-squared = 14.133, df = 9, p-value = 0.03065
```

5. Decisión: Dado que p-value es menor que 0,05, **la hipótesis nula se rechaza**, es decir que la probabilidad de agarres efectivos no es la misma para todos los diámetros de objetos esféricos con un nivel de confianza de 95%.

Además, el software arroja los siguientes valores de proporción:

Tabla 3-3: Tabla de proporciones dados los diámetros de objetos esféricos

Diámetro (cm)	1	2	3	4	5	6	7	8	10	12
Proporciones	0.4	0.6	0.7	0.8	0.7	0.8	0.9	0.9	1.0	0.7

Realizado por: Guevara, Brenda, 2020

En la tabla 3-3 se tienen las distintas proporciones de acuerdo con los diferentes diámetros de objetos esféricos con los que se ha realizado las pruebas del prototipo de prótesis de mano

mioeléctrica. Siendo el 1 un 100%, cada una de ellas refleja el grado de respuestas correctas que se han obtenido del sistema.

El siguiente gráfico ilustra las proporciones obtenidas:

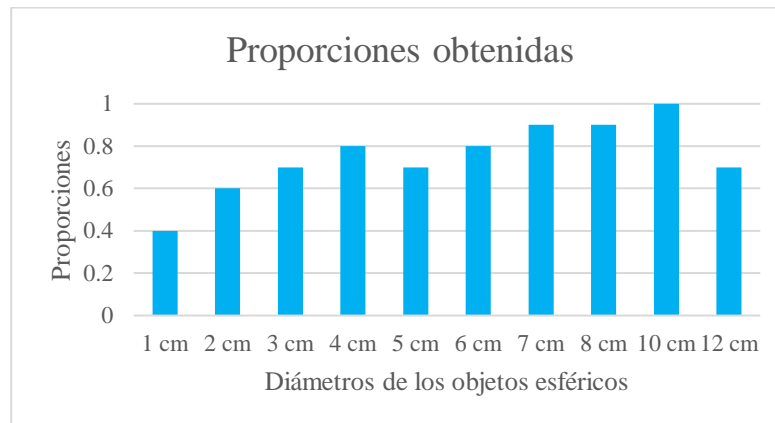


Gráfico 11-3. Proporciones obtenidas de los 10 objetos esféricos

Realizado por: Guevara, Brenda, 2020

En el gráfico 11-3 se puede apreciar de mejor manera el grado de proporción de los agarres efectivos, además de la diferencia que tienen cada uno de ellos de acuerdo con el diámetro de los objetos esféricos. Es claro que, de todas estas proporciones, la primera es de menor valor con respecto a las anteriores, esto es debido a que con el agarre del objeto esférico de 1 cm de diámetro se han obtenido mayor cantidad de respuestas negativas, que en los demás diámetros.

3.1.2.1 Diámetros de no funcionamiento del dispositivo

Estadísticamente se puede determinar el buen funcionamiento del prototipo de prótesis mioeléctrica de mano, cuando los agarres efectivos se ubiquen al menos en un 60% o de una proporción de 0,6. De la tabla 3-3 de proporciones obtenidas, se puede apreciar que la mayoría de los agarres de objetos esféricos de diferentes diámetros cumplen con esta condición a excepción del objeto esférico de 1 cm de diámetro, que sólo cuenta con una proporción de 0,4. Razón por la cual, se descarta este objeto esférico, puesto que el prototipo de prótesis no funciona de manera óptima.

En base al presente análisis resulta evidente que el prototipo de prótesis de mano no podrá lograr el agarre efectivo de objetos esféricos con diámetros menores a 1 cm, ya que para su correcto funcionamiento y debido al diámetro reducido solamente se utilizan dos dedos. Así mismo para objetos esféricos con diámetros mayores a 12 cm, el agarre esférico resulta imposible ya que la abertura entre los 4 dedos de la prótesis y el pulgar está limitada y no se puede extender más.

3.1.2.2 Diámetros de funcionamiento del dispositivo

Luego de haber descartado el objeto esférico de 1 cm, debido a que el prototipo de prótesis no presentó un adecuado funcionamiento al momento de realizar las respectivas pruebas de agarre, se procede a analizar la proporción de todos los agarres que si superaron el 60%. Esto a través de un contraste sobre una proporción. Para realizar dicho análisis es necesario sumar todos aquellos valores obtenidos de los agarres efectivos, esto es:

Tabla 4-3: Rango con los mejores diámetros

Diámetros (cm)	2-12
Agarres efectivos	71
Agarres fallidos	19
Total	90

Realizado por: Guevara, Brenda, 2020

En la tabla 4-3 se evidencia los valores totales de los agarres efectivos y fallidos de objetos esféricos de 2 a 12 cm de diámetro, pues el diámetro de 1 cm se descartó por no cumplir con un 60% de agarres efectivos. Con esta recopilación de datos, se procede a plantear lo siguiente:

De un total de 90 agarres realizados con objetos esféricos de diámetros de 2 a 12 cm, el número de agarres efectivos fue de 71. ¿Respaldar este resultado la hipótesis de que la proporción de agarres efectivos sea de un 60%?

1. **Hipótesis nula:** $p=0,6$ (Proporción de *agarres efectivos*)

Hipótesis alternativa: $p>0,6$.

2. Nivel de significancia 0,05

3. Criterio: Se rechaza la hipótesis nula si $p\text{-value}<0,05$, con el estadístico X^2

4. Cálculos (R Studio)

```
prop.test(x=71, n=90, p=0.6)
```

```
#data: 71 out of 90, null probability 0.6
```

```
#X-squared = 12.604, df = 1, p-value = 0.0003849
```


6. Decisión: Dado que p-value es menor que 0,05, **la hipótesis nula se rechaza**, es decir que la proporción de agarres efectivos es mayor a un 60% con un nivel de confianza de 95%.

Un dato adicional que nos brinda este análisis es la proporción de positivos que es de 0.7888889, o, dicho de otra forma, el porcentaje de agarres efectivos de objetos esféricos con diámetros de 2 a 12 cm es de 78,89%.

En el gráfico 12-3 se representan los agarres efectivos con un total de 78.89%, el cual es notablemente mayor al resultado de los agarres fallidos, al cual le corresponde un 21.11%.

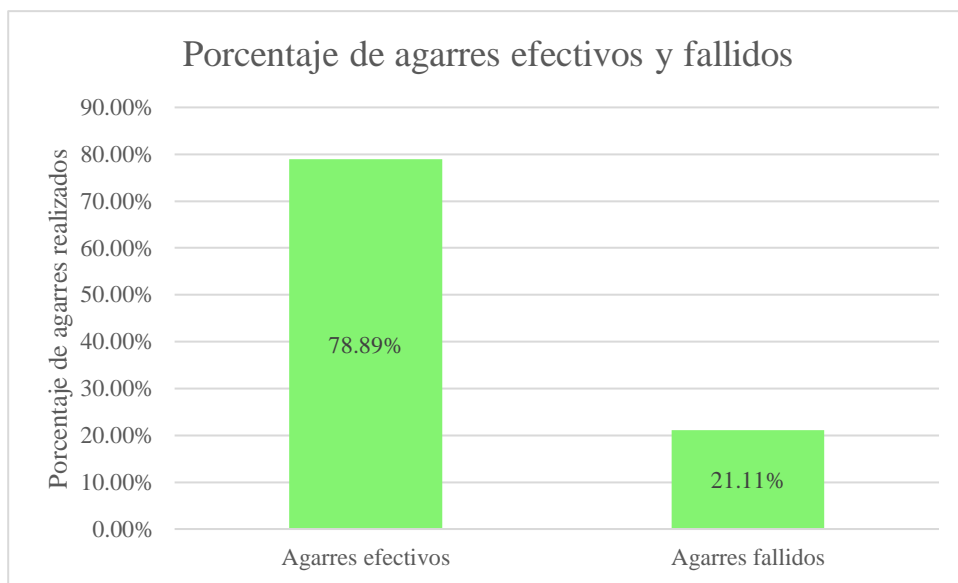


Gráfico 12-3. Porcentaje de agarres efectivos y fallidos de objetos esféricos de 2-12cm.

Realizado por: Guevara, Brenda, 2020

Por lo tanto, el estudio de contraste sobre una proporción realizado ha determinado que el prototipo de prótesis mioeléctrica de mano posee un buen desempeño en el agarre esférico de objetos de 2 a 12 cm de diámetro, logrando un 78.89% de agarres efectivos de un total de 90 agarres realizados. Cabe recalcar que el presente análisis cuenta con un nivel de confianza del 95%.

3.2 Tiempo de respuesta

Luego de haber obtenido el rango de diámetros de los objetos esféricos más aptos que pueden ser agarrados por la prótesis mioeléctrica de mano, se procede a extraer el tiempo invertido en dicho proceso. Los agarres usados para este análisis han sido tomados aleatoriamente de los agarres

esféricos efectivos realizados en las pruebas de funcionamiento de la prótesis de mano planteadas anteriormente.

Se tomaron 20 datos en total, 2 agarres por cada uno de los 10 objetos esféricos utilizados en el presente capítulo de pruebas y resultados. En la tabla 5-3 se muestra la medición del tiempo requerido para lograr el agarre efectivo de objetos esféricos de diferentes diámetros. El presente proceso se realizó gracias a un cronómetro.

Tabla 5-3: Tiempo invertido para el agarre efectivo de un objeto esférico.

Cantidad	Objetos esféricos	Tiempo invertido (segundos)
1	1 cm	5.832
2	1 cm	5.173
3	2 cm	4.937
4	2 cm	4.738
5	3 cm	4.314
6	3 cm	4.284
7	4 cm	3.918
8	4 cm	3.384
9	5 cm	3.178
10	5 cm	2.983
11	6 cm	2.355
12	6 cm	3.572
13	7 cm	2.788
14	7 cm	3.220
15	8 cm	2.868
16	8 cm	2.214
17	10 cm	1.635
18	10 cm	1.496
19	12 cm	1.389
20	12 cm	1.428
Promedio		3.285

Realizado por: Guevara, Brenda, 2020

Los valores en segundos, obtenidos de los 20 agarres efectivos realizados en las pruebas dieron como resultado un promedio de 3.285 segundo que en horas es 0.0009125. Los datos de la tabla 5-3 se representan gráficamente en el siguiente gráfico:

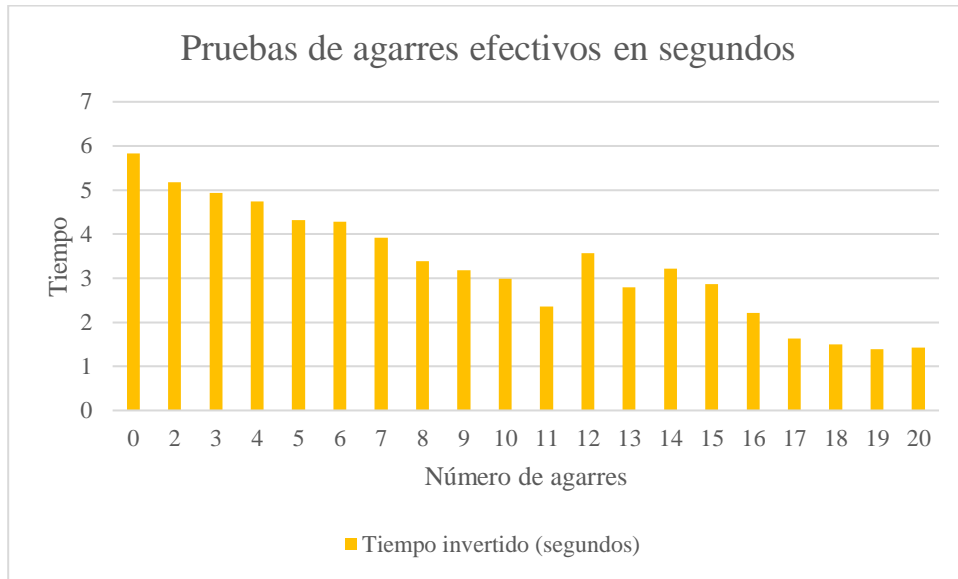


Gráfico 13-3. Pruebas de tiempo de agarres efectivos en segundos.

Realizado por: Guevara, Brenda, 2020

En el gráfico 13-3 se pueden apreciar las pequeñas variaciones de tiempo en segundos de cada agarre, así como el promedio de tiempo empleado. Se midió desde el momento en que produce una contracción del músculo hasta que se logra un agarre efectivo el cual es representado por la prótesis de mano sosteniendo el objeto esférico en el aire.

3.3 Consumo de energía del dispositivo

La fuente de energía que se escogió como alimentación del prototipo de prótesis de mano es una batería externa de litio-ion de 2200mAh, que además cuenta con 2 celdas. La razón por la cual se seleccionó esta batería es debido al consumo aproximado de corriente que será demandado por la prótesis al momento de realizar los agarres esféricos y debido al espacio que ocupa, siendo la más pequeña en comparación a otras baterías con mayor mili amperios hora.

Este tipo de baterías externas entregan 7.4V y 2A constantemente. sin embargo. la apreciación de 2200mAh es nominal, ya que se refiere a la capacidad de la batería interna, y no toma en cuenta las pérdidas dadas por el circuito que contienen estas baterías o por los materiales con las que están fabricadas, por lo que para determinar el consumo de energía se consideró un rendimiento del 80%.

$$\text{Capacidad real} = \text{Capacidad de batería(mAh)} \times \text{Rendimiento} \quad \text{Ecuación 1-3}$$

$$\text{Capacidad real} = 2200\text{mAh} \times 80\% = 1760\text{mAh}$$

3.3.1 Consumo de energía del dispositivo en funcionamiento

El tiempo promedio que toma el dispositivo en lograr un agarre efectivo de objetos es de 3.3 segundos. Para determinar la corriente absorbida por el dispositivo se debe sumar la corriente aproximada que consume cada uno sus los elementos.

Tabla 5-3: Consumo de corriente del dispositivo en funcionamiento

Componente	Corriente (mA)
6 actuadores Lineales	3300
Diodo LED	20
Sensor	9
Arduino Nano	20
TOTAL	3349

Realizado por: Guevara, Brenda, 2020

$$\text{Capacidad (agarre)} = \text{Consumo de corriente} \times \text{tiempo} \quad \text{Ecuación 2.3}$$

$$\text{Capacidad (agarre)} = 3349\text{mA} \times 0.0009125\text{h}$$

$$\text{Capacidad (agarre)} = 3.056\text{mAh}$$

Para poder calcular la energía consumida por el dispositivo en funcionamiento se aplica:

$$\text{Energía (agarre)} = \text{Voltaje} \times \text{Capacidad (agarre)} \quad \text{Ecuación 3.3}$$

$$\text{Energía consumida por cada agarre} = 5\text{V} \times 3.056\text{mAh}$$

$$\text{Energía consumida por cada agarre} = 15,28\text{mWh}$$

3.3.2 Consumo de energía del dispositivo en reposo

Para determinar la corriente absorbida por el dispositivo en reposo o sin funcionamiento, se debe tomar en cuenta que únicamente entra en funcionamiento la placa del controlador Arduino Nano y el sensor MyoWare puesto que los otros circuitos no actúan. Los resultados se evidencian en la Tabla 6-3.

Tabla 6-3: Consumo de corriente del dispositivo en reposo

Componente	Corriente (mA)
Arduino Nano	20
Sensor MyoWare	9
TOTAL	29

Realizado por: Guevara, Brenda, 2020

Para calcular la capacidad del dispositivo en reposo, se tomó el mismo tiempo de agarre de objetos esféricos es decir 0.0009125 horas, por lo tanto, se aplica la ecuación 2.3:

$$\text{Capacidad (en reposo)} = 29\text{mA} \times 0.0009125\text{h}$$

$$\text{Capacidad (en reposo)} = 0.026\text{mAh}$$

Para poder calcular la energía consumida por el dispositivo en reposo se aplica la ecuación 3.3:

$$\text{Energía (en reposo)} = \text{Voltaje} \times \text{Capacidad (en reposo)}$$

$$\text{Energía consumida en reposo} = 5\text{V} \times 0.026\text{mAh}$$

$$\text{Energía consumida en reposo} = 0.132\text{mWh}$$

3.3.3 Tiempo de uso de la batería

El primer paso para determinar el tiempo de desempeño de la batería es calcular la energía de la batería dada por la ecuación 3.3:

$$\text{Energía (batería)} = \text{Voltaje} \times \text{Capacidad (batería)}$$

$$\text{Energía de la batería} = 7.4V \times 1760mAh$$

$$\text{Energía de la batería} = 13024mWh = 13.024Wh$$

Entonces se pueden determinar el número de agarres que se pueden realizar:

$$\text{Número de agarres} = \frac{\text{Energía de la batería}}{\text{Energía consumida por cada agarre}} \quad \text{Ecuación 4.3}$$

$$\text{Número de agarres} = \frac{13024mWh}{15.28mWh}$$

$$\text{Número de agarres} = 852$$

Ahora se puede calcular el tiempo de desempeño de la batería, multiplicando el número de agarres por el tiempo que le toma realizar cada una.

$$\begin{aligned} \text{Tiempo de desempeño de la batería} = \\ \text{Número de agarres} \times \text{tiempo por cada agarre} \quad \text{Ecuación 5.3} \end{aligned}$$

$$\text{Tiempo de desempeño de la batería} = 852 \times 0.0009125h$$

$$\text{Tiempo de desempeño de la batería} = 0.77h = 46.2 \text{ minutos}$$

Otro análisis que se puede plantear para determinar el tiempo de uso de la batería es basándose en el consumo de corriente tomando como referencia la corriente consumida por el dispositivo en funcionamiento, y la capacidad de la batería externa esto es:

$$\begin{aligned} \text{Tiempo de desempeño de la batería} = \\ \frac{\text{Capacidad real de la batería}}{\text{Consumo de corriente por cada agarre}} \quad \text{Ecuación 6.3} \end{aligned}$$

$$\text{Tiempo de desempeño de la batería} = \frac{1760mAh}{3349mA}$$

$$\text{Tiempo de desempeño de la batería} = 0.77h$$

Se obtuvo un total de 46.2 minutos aproximadamente de desempeño de la batería. Es importante tomar en cuenta que el presente desempeño sería verídico si se realizaran agarres de una forma constante.

3.4 Análisis de costos

A continuación, se presentan los costos necesarios para la construcción del prototipo presentado en este trabajo de titulación.

3.4.1 Costos de materiales y herramientas

Los materiales y herramientas para llevar a cabo la construcción del dispositivo de prótesis de mano son:

Tabla 7-3: Costos de materiales y herramientas

Cantidad	Detalle	Valor unitario	Total
6	Actuadores lineales	\$70,00	\$420,00
1	Driver de actuadores	\$8,00	\$8,00
1	Batería Lipo	\$20,00	\$20,00
1	Regulador de Voltaje	\$10,00	\$10,00
1	Arduino Nano	\$10,00	\$10,00
1	Sensor Myoware	\$38,00	\$38,00
1	Diodo LED bicolor	\$0,25	\$0,25
1	Switch	\$0,30	\$0,30
1	Cable de 8 hilos	\$0,25	\$0,25
1	Cable de 4 hilos	\$0,25	\$0,25
3	Placa perforada	\$0,20	\$0,60
2	Conectores RJ45	\$0,15	\$0,30
2	Conectores RJ12	\$0,15	\$0,30
25	Tornillos	\$0,10	\$2,50
1	Multímetro	\$10,00	\$10,00
1	Cable USB	\$11,00	\$11,00
1	Estaño	\$0,25	\$0,25
1	Cautín	\$3,75	\$3,75
TOTAL			\$535,75

Realizado por: Guevara, Brenda, 2020

3.4.2 Costos de implementación

En la siguiente tabla se describen los costos de implementación del prototipo:

Tabla 8-3: Costos de implementación

Cantidad	Detalle	Tiempo (Horas)	Valor unitario	Total
1	Diseño hardware	30	\$6,00	\$300,00
1	Impresiones 3D	50	\$2,50	\$125,00
1	Ensamblaje del prototipo	10	\$4,00	\$40,00
TOTAL				\$465,00

Realizado por: Guevara, Brenda, 2020

3.4.3 Costo total de construcción del prototipo de prótesis mioeléctrica de mano

El costo total del dispositivo se calcula con la suma de los costos previamente expuestos.

Tabla 9-3: Costo total del prototipo de prótesis.

Descripción	Costos
Costos de materiales y herramientas	\$535,75
Costos de implementación	\$465,00
TOTAL	\$1000,75

Realizado por: Guevara, Brenda, 2020

El costo total para la construcción del prototipo de prótesis mioeléctrica de mano tomando en cuenta los costos de materiales y herramientas, y la implementación desarrollada para lograr su resultado final fue de \$1000,75 dólares.

CONCLUSIONES

- Se seleccionaron los actuadores PQ12 de Actuonix debido a su tamaño compacto y peso de apenas 15g, el driver de actuadores PCA9685 debido a la comunicación I2C que maneja y el sensor MyoWare que se encarga de la lectura de las señales mioeléctricas del músculo bíceps del paciente. La tarjeta de desarrollo seleccionada para el presente proyecto de titulación fue el Arduino Nano, debido a que maneja software libre.
- El paciente seleccionado para ser el sujeto de diseño y pruebas del prototipo de prótesis mioeléctrica de mano fue escogido en base al nivel de extremidad faltante y en base a la señal EMG emitida por su músculo bíceps, considerando que es un adulto de 30 años que realiza todas sus actividades sin ningún problema a pesar de no poseer la mano izquierda.
- El diseño del hardware del prototipo se realizó a partir del escaneo de las extremidades superiores del paciente, el mecanismo de movimiento fue inspirado en el diseño del creador de la mano robótica Youbionic y fue realizado en el software de diseño SolidWorks. Cada una de las partes del prototipo fue impresa en 3D con fibra de carbono y PLA.
- La tarjeta de desarrollo es el medio de comunicación entre el dispositivo sensor y los actuadores lineales. Se realiza una etapa de calibración en la cual el paciente contrae el músculo bíceps y la tarjeta almacena el rango de valores analógicos detectados y se establece un umbral de activación. Posteriormente, cuando el sensor detecta una contracción se activan los actuadores lineales desplazándose longitudinalmente dependiendo del objeto esférico que se desea agarrar.
- Mediante análisis estadísticos se determinó el rango del diámetro de objetos esféricos que el prototipo de prótesis puede agarrar de forma eficiente es de 2 a 12 cm con un tiempo promedio de agarre efectivo de 3.3 segundos. Se determinó que la proporción de agarres efectivos del prototipo corresponde al 78.89 % lo cual indica su funcionalidad.
- Se calcularon los gastos del prototipo y se determinó que su precio final es de \$1000,07 considerándose de bajo costo en comparación a las prótesis mioeléctricas existentes en el mercado cuyo precio supera los \$10.000.

RECOMENDACIONES

- Se recomienda agregar al diseño sensores de presión o de corriente que permitan cerrar el lazo de control y que eviten cambios constantes en la programación dependiendo del diámetro del objeto esférico que se desea agarrar.
- Uno de los componentes de mayor tamaño es la batería de litio, la misma que permite la portabilidad del prototipo. Sin embargo, necesita ser recargada, por lo que se recomienda lograr un diseño más compacto con el uso de una batería de mayor capacidad y de menor tamaño.
- Añadir otro sensor de señales mioeléctricas que permita 3 combinaciones posibles de señales logrando así otros tipos de agarres, ya que el presente trabajo de titulación solamente se enfoca en el agarre esférico de objetos.
- Para una mayor comodidad y mejor adaptabilidad de la prótesis en el paciente se recomienda diseñar un sistema de encaje basado en succión, el mismo que no causará lesiones o incomodidad debido al tiempo de uso.
- Se recomienda añadir una capa en forma de guante de un material flexible y de color piel que recubra la prótesis de mano para una mejor estética y mayor similitud a una mano humana real.

BIBLIOGRAFÍA

ACTUONIX, *Características de los actuadores lineales PQ12* [En línea] 2019. Disponible en: <https://www.actuonix.com/PQ12-Micro-Linear-Actuators-s/1825.htm>.

ACTUONIX, *Hoja de datos de los actuadores lineales PQ12* [En línea] [Consulta: 27 de mayo 2018]. Disponible en: <https://s3.amazonaws.com/actuonix/Actuonix+PQ12+Datasheet.pdf>.

ADAFRUITINDUSTRIES. *Características del driver de actuadores PCA9685*. [En línea] [Consulta: 3 de junio 2019]. Disponible en: <https://cdn-learn.adafruit.com/downloads/pdf/16-channel-pwm-servo-driver.pdf>.

ANATOMIADIARIO. *Movimientos de la mano humana*. [En línea] [Consulta: 30 de octubre 2018]. Disponible en: <https://anomiadiario.wordpress.com/>.

ARDUINO. *Especificaciones de la tarjeta de desarrollo Arduino Nano* [En línea] [Consulta: 20 de noviembre 2019]. Disponible en; <https://store.arduino.cc/usa/arduino-nano>.

CALDERÓN, Carlos, *Hand of hope*, [en línea] [Consulta: 17 de abril de 2019]. Disponible en: <https://perspectivas.utpl.edu.ec/sites/default/files/junio14/una-mano-de-esperanza-para-todos.pdf>.

CHERDO, Ludivine. *CARBON FIBER 3D PRINTERS*. [En línea] [Consulta: 29 de noviembre 2019]. Disponible en <https://www.aniwaa.com/best-of/3d-printers/carbon-fiber-3d-printers/>.

CICCARESE, Federico. *Mano robótica Youbionic*. [En línea] [Consulta: 15 de noviembre 2019]. Disponible en: <https://www.youbionic.com/youbionic-hand-2019>.

COMPONENTS101. *Hoja de datos del servomotor*. [En línea] [Consulta: 18 de noviembre 2018.] Disponible en: <https://components101.com/servo-motor-basics-pinout-datasheet>.

CONADIS. *Estadísticas de las discapacidades físicas de Chimborazo.* [En línea] [Consulta: 12 de febrero 2019]. Disponible en: <https://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadisticas-de-discapacidad/>.

COURT-Brown, et al. *Trauma.* Boston Massachusetts- Estados Unidos: Lippincott Williams & Wilkins, 2006. [Consulta: 17 de julio 2019]. Disponible en: https://books.google.com.ec/books/about/Trauma.html?id=W7jbSY_wqokC&redir_esc=y

DONG, Zachary, et al. *Servomotores.* [En línea] 2015. Disponible en: <https://pdfs.semanticscholar.org/a9e3/9ddf81e8e1d51613f690aa69b25d8bf1eb1f.pdf>.

EE.IC.AC.UK. 2016. *Hoja de datos del motor DC SG90.* [En línea] [Consulta: 15 de agosto 2016]. Disponible en: http://www.ee.ic.ac.uk/pcheung/teaching/DE1_EE/stores/sg90_datasheet.pdf.

HARGROVE, Levi J, et al. *Adquisición de señales EMGS.* [En línea] [Consulta: 16 de abril 2019]. Disponible en: <https://ieeexplore.ieee.org/document/4154997>.

HOBBYMATE. *Regulador de voltaje UBEC* [En línea] [Consulta: 20 de abril 2019]. Disponible en: https://www.amazon.in/hobbymate-Switch-Mode-ubec-Quadcopter-multirotores-Helicopter/dp/B07QGS3FN3/ref=sr_1_fkmr0_1?keywords=hobbymate+uber+5v&qid=1576522062&s=toys&sr=1-1-fkmr0.

HORVATH, Joan, & Cameron, Rich. *Mastering 3D Printing in the Classroom, Library, and Lab.* Berkeley : Apress, Berkeley, CA, 2018. 978-1-4842-3501-0.

KONRAD, Peter. *Las señales EMG.* [En línea] [Consulta: 4 de octubre 2019]. Disponible en: https://hermanwallace.com/download/The_ABC_of_EMG_by_Peter_Konrad.pdf.

LÓPEZ, Juan Pablo. *Tipos de prótesis de mano.* [En línea] 2016. Disponible en: <http://www.bdigital.unal.edu.co/51818/1/1053801814.2016.pdf>.

MCGIMPSEY, Grant, et al. *Costos de Prótesis de mano*. [En línea] [Consulta: 21 de mayo 2019]. Disponible en:
https://www.nist.gov/system/files/documents/2017/04/28/239_limb_prosthetics_services_devices.pdf.

MURPHY, Douglas. *Fundamentals of Amputation Care and Prosthetics*. 2014.
9781936287703.

MYOTEAM. *Características del brazalete Myo* [En línea] [Consulta: 12 de octubre 2018.]
Disponible en: <https://support.getmyo.com/hc/en-us/articles/202532376-How-does-the-Myo-amband-work->.

OTTOBOCKUS. *Mano robótica bebionic*. [En línea] 2019. Disponible en:
<https://www.ottobockus.com/prosthetics/upper-limb-prosthetics/solution-overview/bebionic-hand/>.

POLOLU. *Características del motor pololu*. [En línea] 2019. Disponible en:
<https://www.pololu.com/product/2732>.

QUINAYÁS, Cesar Augusto. *Prótesis mioeléctrica de mano*. [En línea] [Consulta: 1 de agosto 2019]. Disponible en: [http://www.unicauca.edu.co/deic/Documentos/Tesis Quinay%20E1s.pdf](http://www.unicauca.edu.co/deic/Documentos/Tesis%20Quinay%20E1s.pdf).

RODRÍGUEZ-Panes, et al. *Características del material PLA*. [En línea] [Consulta: 1 de agosto 2019]. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/30071663>. 30071663 .

ROMO, Harold, et al. *Procesamiento de las señales EMGS*. [En línea] [Consulta: 18 de julio 2019]. Disponible en: <http://www.redalyc.org/pdf/1331/133116856017.pdf>.

SPARKFUN. *Características del sensor MyoWare*. [En línea] 2019. Disponible en:
<https://www.sparkfun.com/products/13723>.

SUARKEO, Mark. *Materiales de impresión 3D de prótesis* [En línea] Consulta:[31 de marzo 2015] Disponible en: <https://www.scpr.org/news/2015/03/31/50702/3d-printers-are-rewriting-prosthetics-production-s/>.

TOUCHBIONICS. *Mecanismo con motor en cada junta.* [En línea] [Consulta:1 de diciembre 2016] Disponible en:
https://www.touchbionics.com/sites/default/files/files/MA01382_i-limb%20hand%20user%20manual_TBby%C3%96ssur_Q1.pdf.

VENTIMIGLIA, Paul, et al. *Características del motor Pololu.* [En línea] [Consulta: 26 de 4 de 2019]. Disponible en: https://web.wpi.edu/Pubs/E-project/Available/E-project-042612-145912/unrestricted/MQP_PaulV_Complete_Final_3.pdf.

VICEPRESIDENCIA. *Proyecto Manueja Espejo.* [En línea] [Consulta: 29 de octubre 2019]. Disponible en: <https://www.vicepresidencia.gob.ec/el-programa-manuela-espejo-incrementa-seguros-y-entrega-ortesis-y-protesis-a-personas-con-discapacidad/>.

ZUO, Kevin J, et al. *Historia de las prótesis de mano.* [En línea] [Consulta: 3 de septiembre 2019]. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4128433/>.

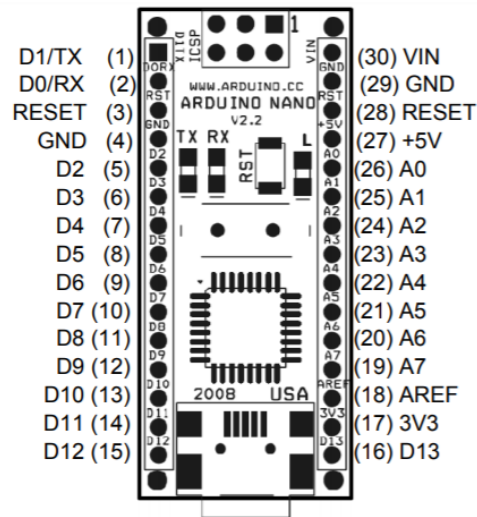
REVISADO

19 FEB 2020

Ing. Jhonatan Parreño Uquillas, M.B.
(ANALISTA DE BIBLIOTECA)

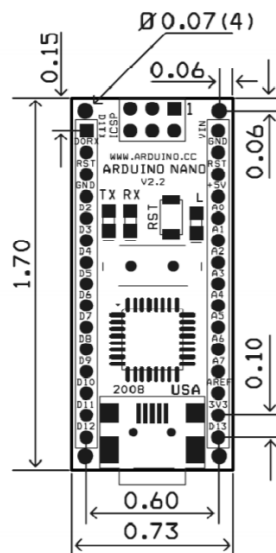
ANEXOS

ANEXO A: HOJA DE CARACTERÍSTICAS DE LA TARJETA DE DESARROLLO ARDUINO NANO



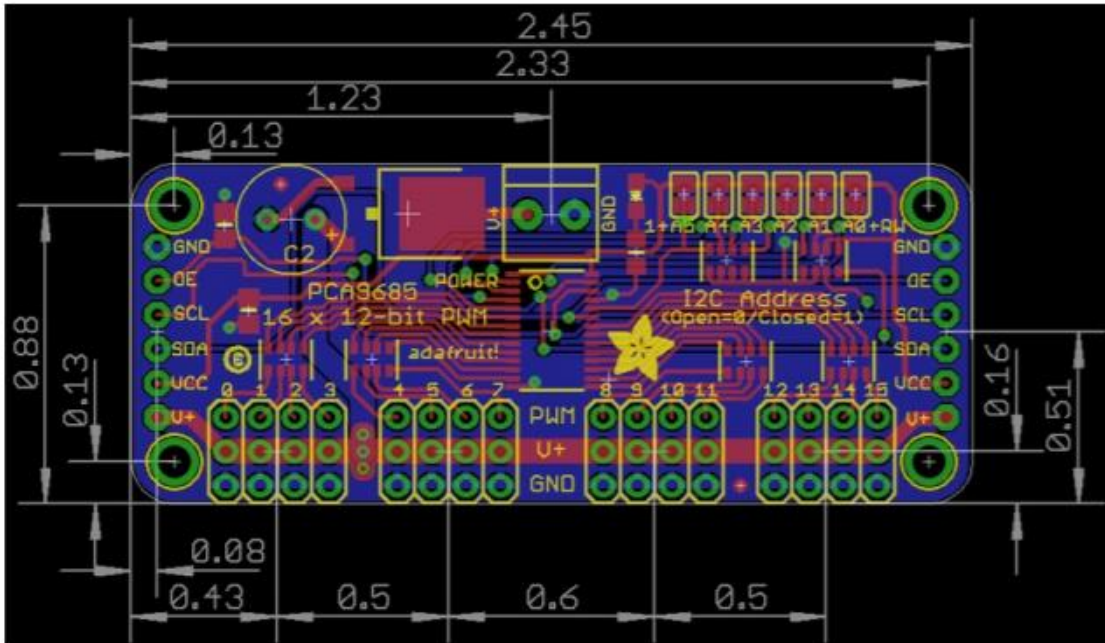
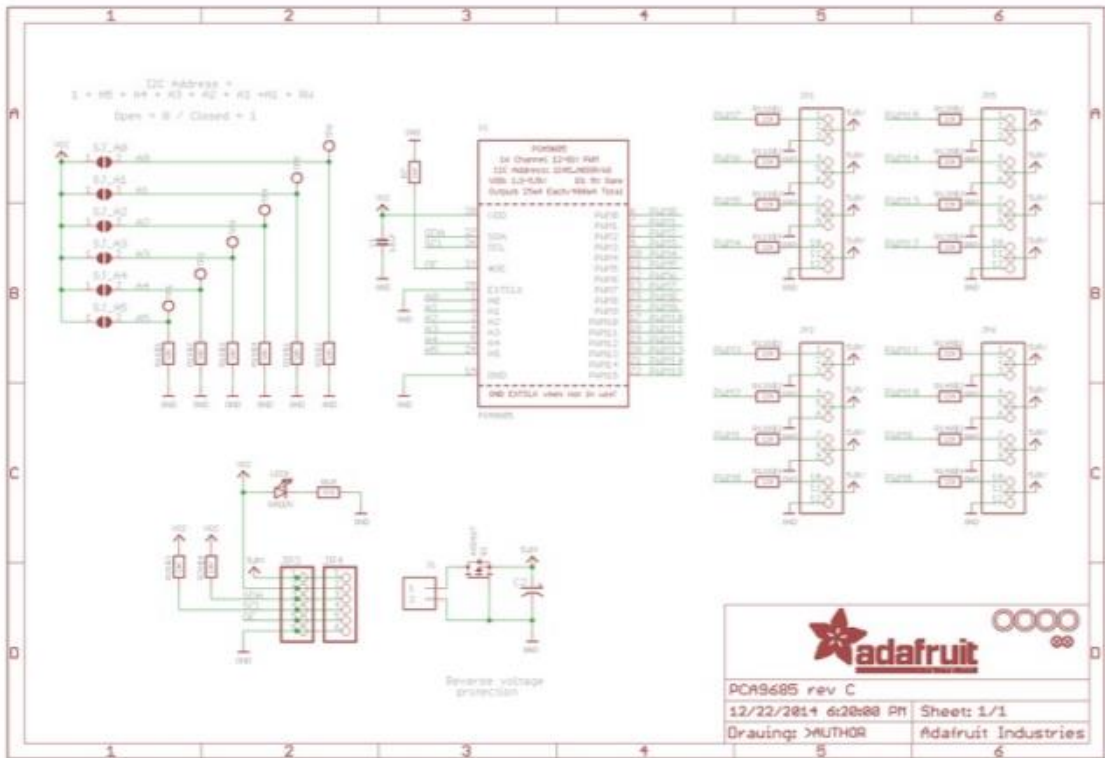
Pin No.	Name	Type	Description
1-2, 5-16	D0-D13	I/O	Digital input/output port 0 to 13
3, 28	RESET	Input	Reset (active low)
4, 29	GND	PWR	Supply ground
17	3V3	Output	+3.3V output (from FTDI)
18	AREF	Input	ADC reference
19-26	A7-A0	Input	Analog input channel 0 to 7
27	+5V	Output or Input	+5V output (from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

Arduino Nano Mechanical Drawing



ALL DIMENSIONS ARE IN INCHES

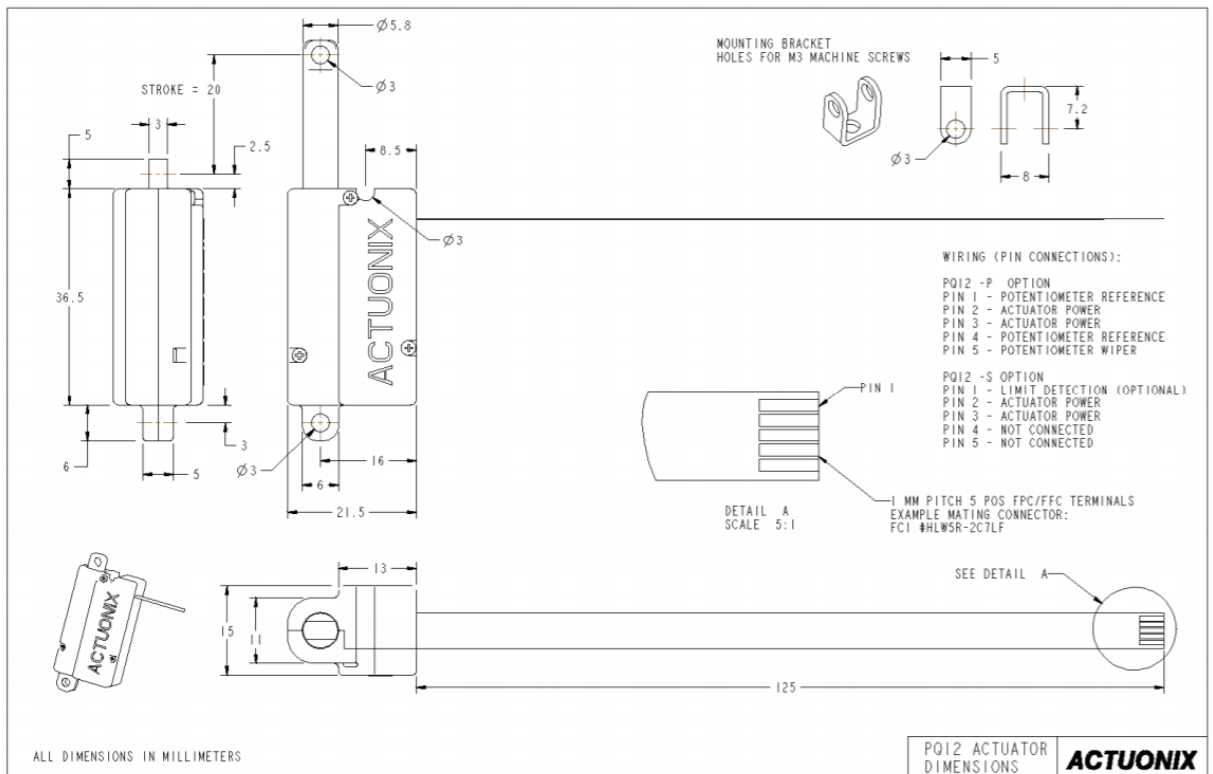
ANEXO B: HOJA DE CARACTERÍSTICAS DEL DRIVER DE ACTUADORES PCA9685



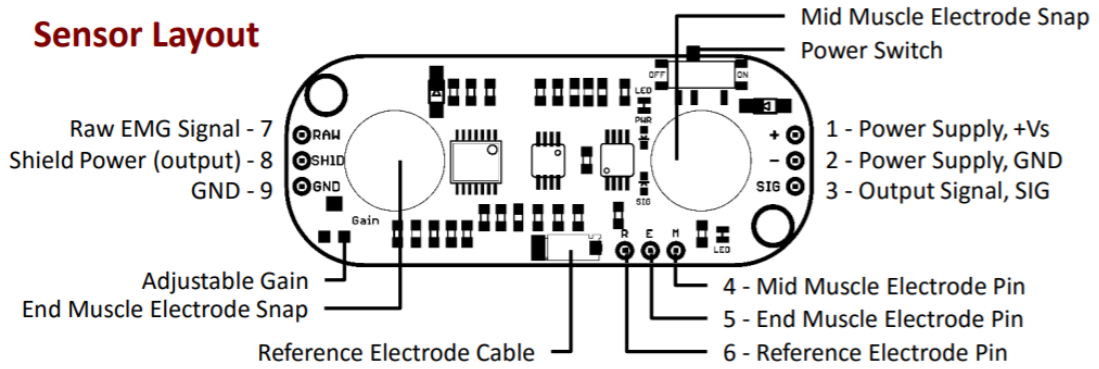
ANEXO C: HOJA DE CARACTERÍSTICAS DEL ACTUADOR PQ12 DE ACTUONIX

PQ12 Specifications

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



ANEXO D: HOJA DE CARACTERÍSTICAS DEL SENSOR MYOWARE



EMAIL: support@advancer.co

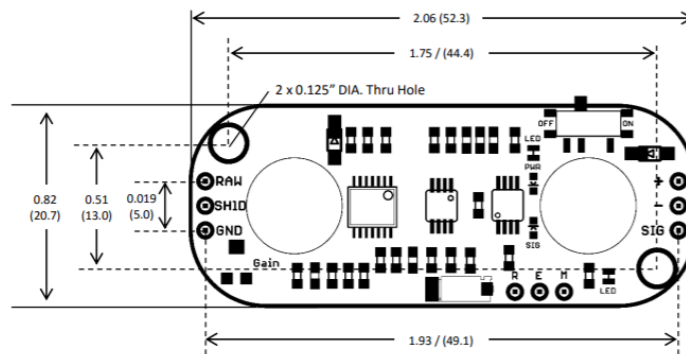


www.AdvancerTechnologies.com

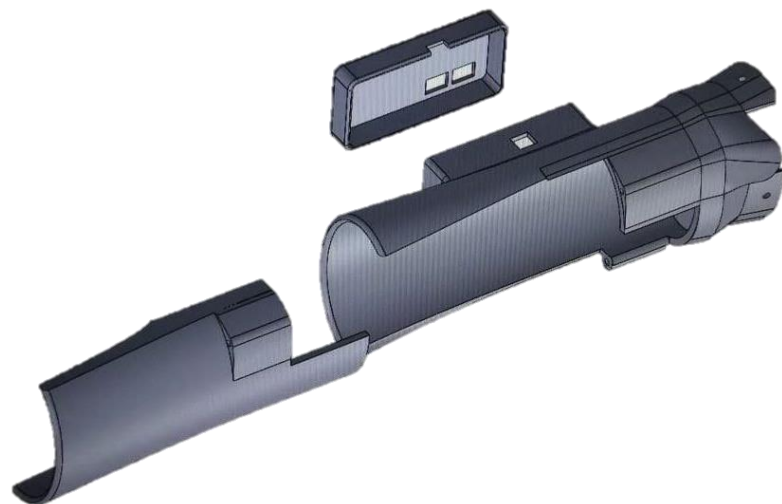
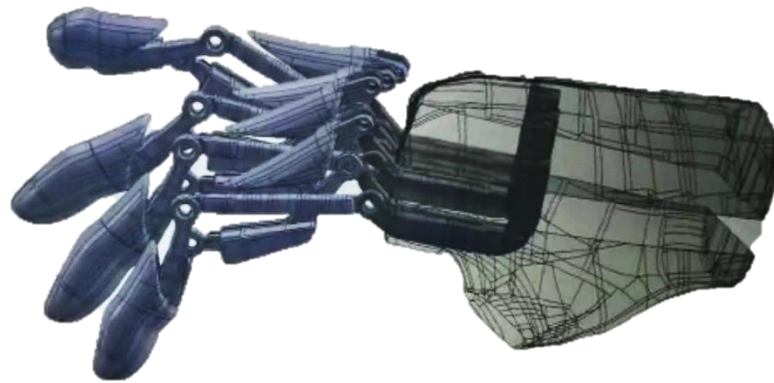
Electrical Specifications

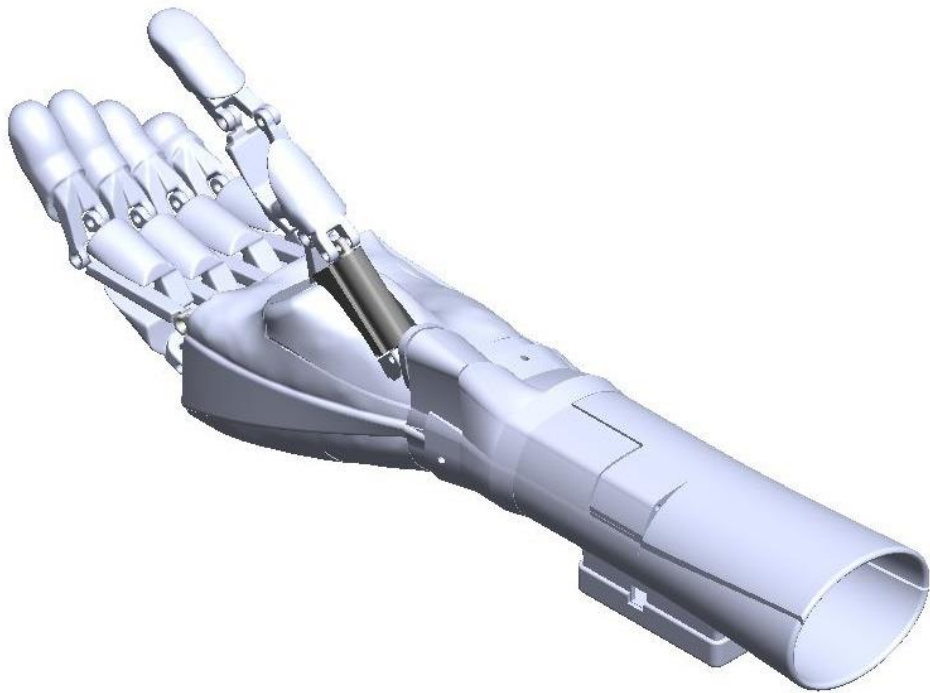
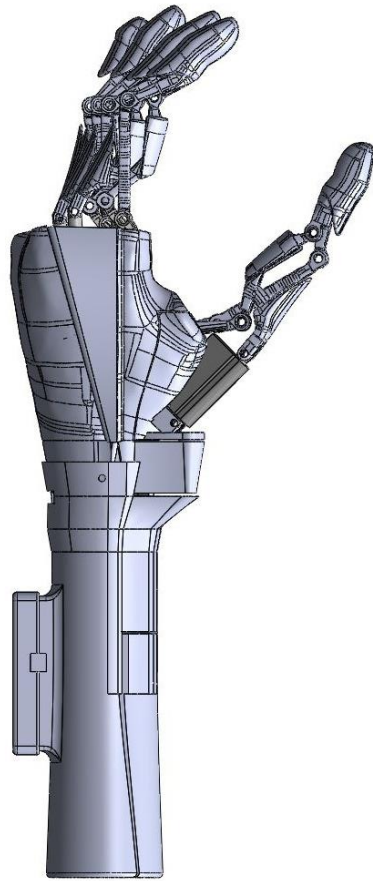
Parameter	Min	TYP	Max
Supply Voltage	+2.9V	+3.3V or +5V	+5.7V
Adjustable Gain Potentiometer	0.01 Ω	50 k Ω	100 k Ω
Output Signal Voltage			
EMG Envelope	0V	--	+Vs
Raw EMG (centered about +Vs/2)	0V	--	+Vs
Input Impedance	--	110 G Ω	--
Supply Current	--	9 mA	14 mA
Common Mode Rejection Ratio (CMRR)	--	110	--
Input Bias	--	1 pA	--

Dimensions

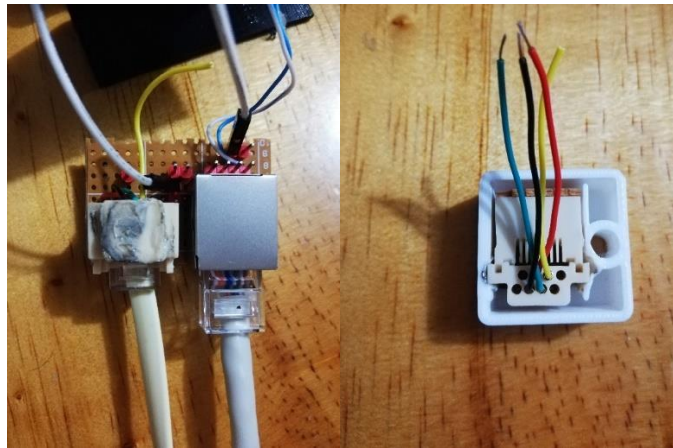
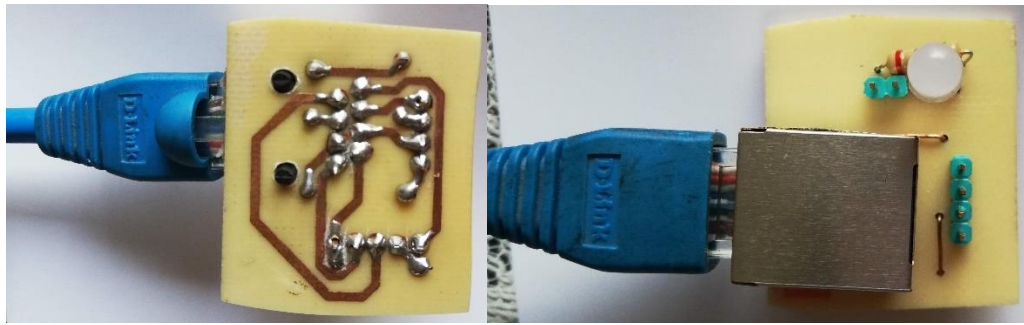


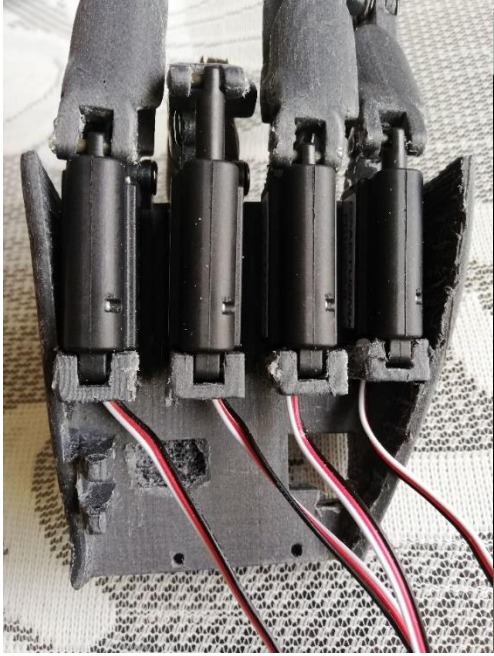
ANEXO E: DISEÑO ESTRUCTURAL REALIZADO EN SOLIDWORKS



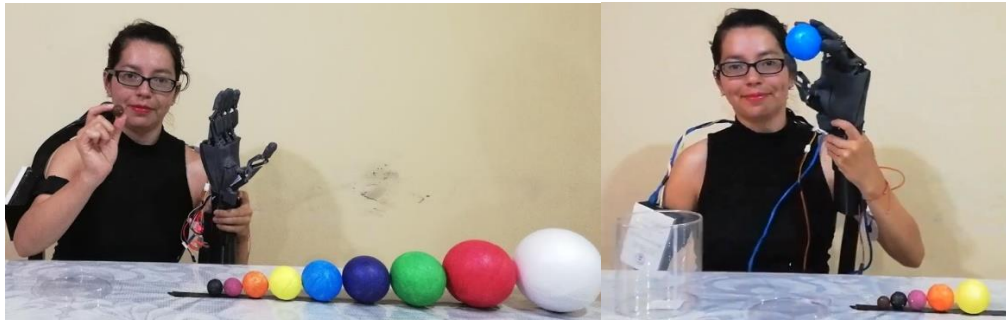


ANEXO F: MONTAJE DE LA CIRCUITERÍA DE LA PRÓTESIS DE MANO





ANEXO G: PRIMERAS PRUEBAS DE LA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE MANO



ANEXO H: CÓDIGO PROGRAMADO PARA EL AGARRE ESFÉRICO DE OBJETOS.

```
// DESARROLLO DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE MANO DE BAJO COSTO
// EMPLEANDO ACTUADORES LINEALES Y SENSORES MUSCULARES
// Por: Brenda Guevara
// Fecha: 12/02/2020

#include <Wire.h>
#include <Adafruit_PWMServoDriver.h>

Adafruit_PWMServoDriver pwm = Adafruit_PWMServoDriver();

#define SERVOMIN 125 // Mínimo ancho de pulso (de 4096)
#define SERVOMAX 575 // Máximo ancho de pulso (de 4096)

// contador de servos
uint8_t servonum = 0;

const int analogPin = A0; // pin para conectar el sensor myoWare
const int ledPin2 = 2; // pin para conectar el LED
const int ledPin3 = 3;
const int threshold = 200;
int outputValue = 0;

int sensorValue = 0; // Valor del sensor
int sensorMin = 1023;
int sensorMax = 0;

void setup() {
  Serial.begin(9600);
  pinMode(13, OUTPUT);
  digitalWrite(13, HIGH);
  digitalWrite(ledPin2, HIGH);
  pinMode(ledPin, OUTPUT);
  Serial.println(":");
  pwm.begin();
  pwm.setPWMFreq(60); // Frecuencia de los actuadores lineales
  while (millis() < 5000) {
    sensorValue = analogRead(analogPin);
    if (sensorValue > sensorMax) {
      sensorMax = sensorValue;
    }
    if (sensorValue < sensorMin) {
```



```

        if (sensorValue < sensorMin) {
            sensorMin = sensorValue;
        }
    }
    digitalWrite(13, LOW);
    digitalWrite(ledPin2, LOW);
}

void loop() {

    int analogValue = analogRead(analogPin);
    outputValue = map(analogValue, 0, 1023, 0, 255);
    analogWrite(analogOutPin, outputValue);
    sensorValue = analogRead(analogPin);
    sensorValue = map(sensorValue, sensorMin, sensorMax, 0, 255);
    sensorValue = constrain(sensorValue, 0, 255);

    if (outputValue > threshold) {
        digitalWrite(ledPin3, HIGH);
        pwm.setPWM(0, 0, pulseWidth(180));
        pwm.setPWM(1, 0, pulseWidth(180));

        pwm.setPWM(2, 0, pulseWidth(180));
        pwm.setPWM(3, 0, pulseWidth(180));
        pwm.setPWM(4, 0, pulseWidth(180));
        pwm.setPWM(5, 0, pulseWidth(180));
        Serial.println("135");
        delay(500);

        pwm.setPWM(0, 0, pulseWidth(90));
        pwm.setPWM(1, 0, pulseWidth(90));
        pwm.setPWM(2, 0, pulseWidth(90));
        pwm.setPWM(3, 0, pulseWidth(130));
        pwm.setPWM(4, 0, pulseWidth(110));
        pwm.setPWM(5, 0, pulseWidth(90));
        Serial.println("45");
        delay(5000);

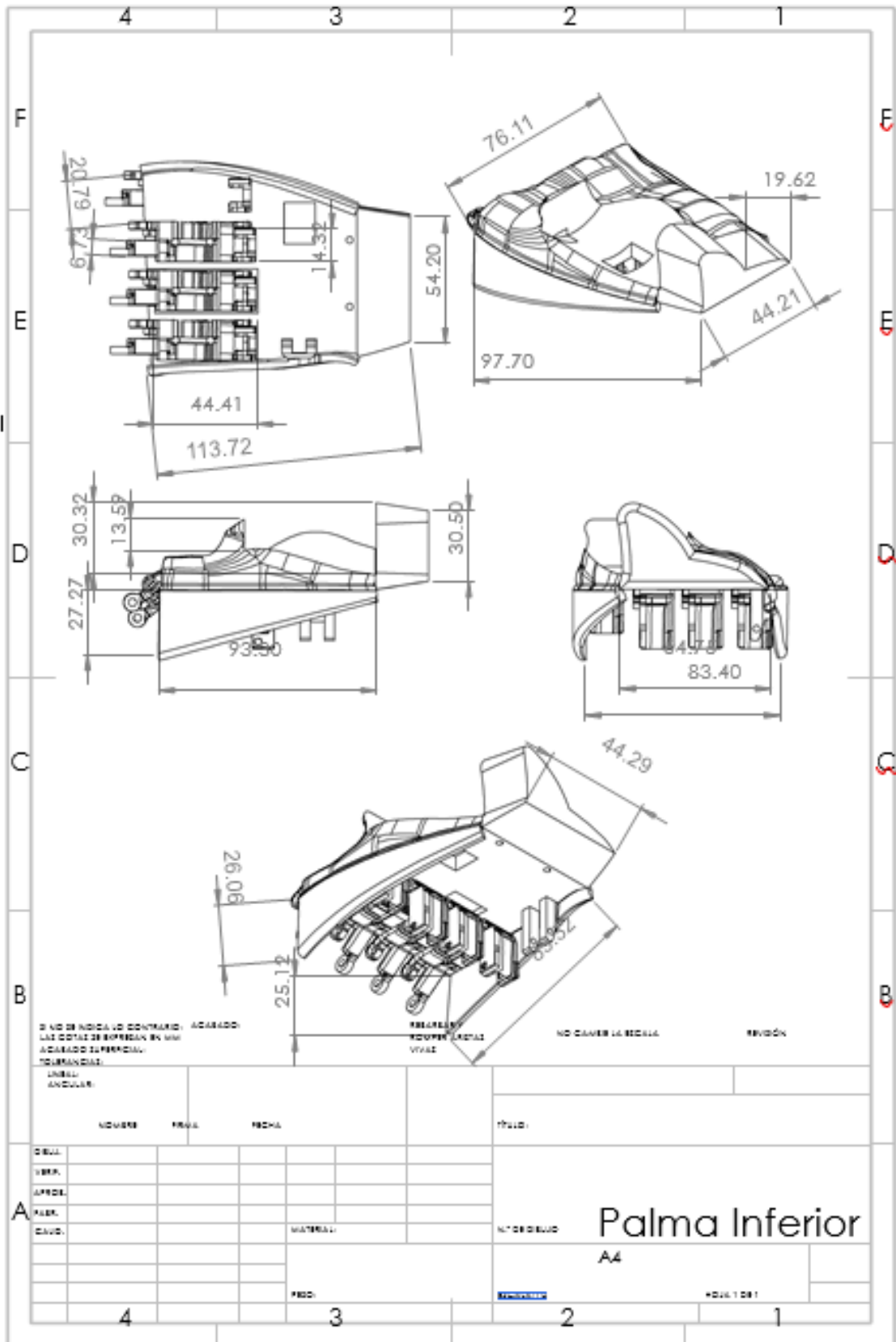
    } else {
        digitalWrite(ledPin3, LOW);
        pwm.setPWM(0, 0, pulseWidth(0));
        pwm.setPWM(1, 0, pulseWidth(0));

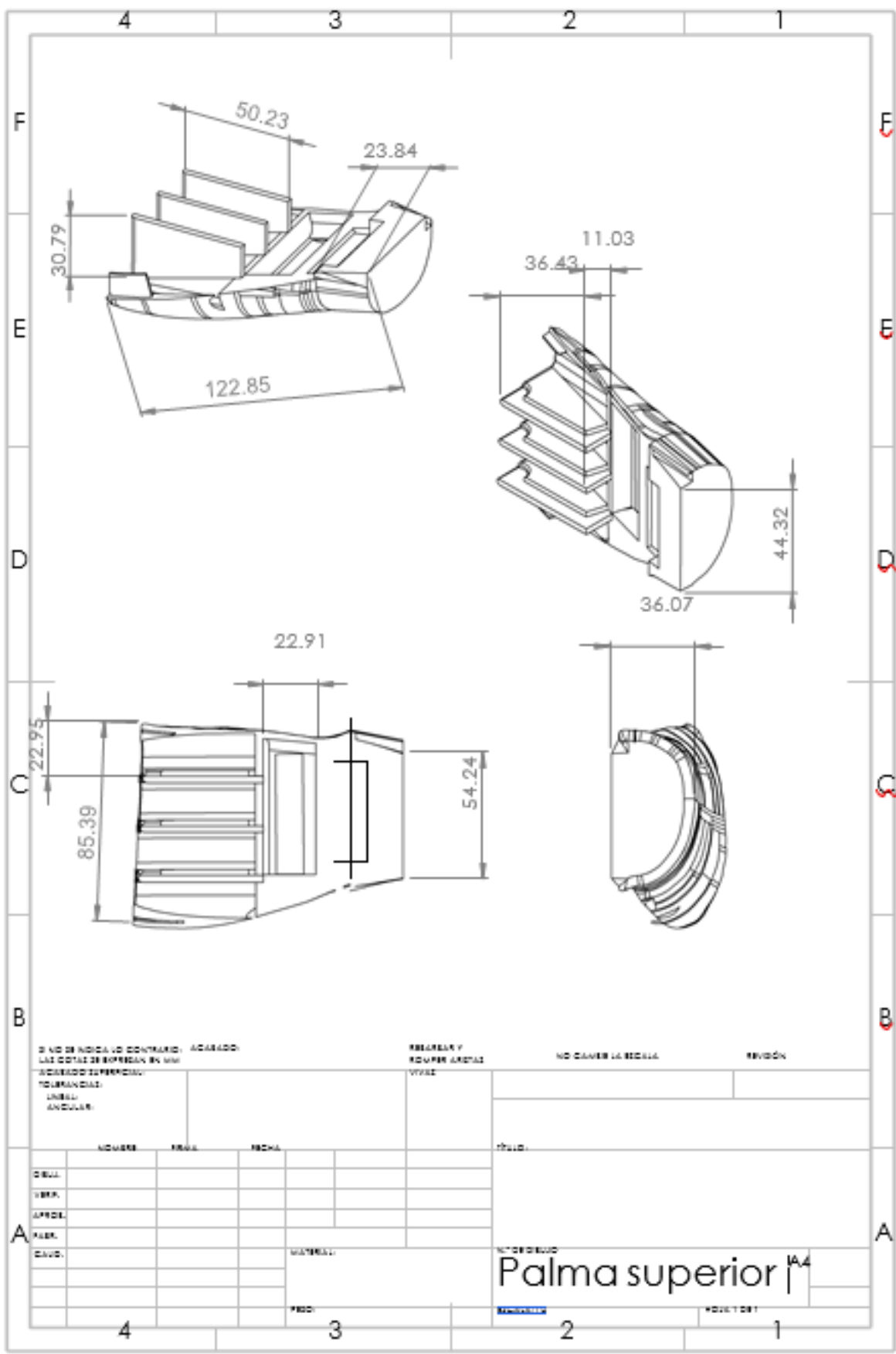
```

```
pwm.setPWM(1, 0, pulseWidth(0));
pwm.setPWM(2, 0, pulseWidth(0));
pwm.setPWM(3, 0, pulseWidth(0));
pwm.setPWM(4, 0, pulseWidth(0));
pwm.setPWM(5, 0, pulseWidth(0));
Serial.println("0");
delay(500);
pwm.setPWM(0, 0, pulseWidth(180));
pwm.setPWM(1, 0, pulseWidth(180));
pwm.setPWM(2, 0, pulseWidth(180));
pwm.setPWM(3, 0, pulseWidth(180));
pwm.setPWM(4, 0, pulseWidth(180));
pwm.setPWM(5, 0, pulseWidth(180));
Serial.println("180");
delay(500);
}
delay(500);
}

int angleToPulse(int ang){
    int pulse = map(ang, 0, 180, SERVOMIN, SERVOMAX);
    Serial.print("Angle: ");Serial.print(ang);
    Serial.print(" pulse: ");Serial.println(pulse);
    return pulse;
}
```

ANEXO I: PROYECCIONES DE LA ESTRUCTURA DE LA PRÓTESIS DE MANO





2 NO DE INDICAO CONTRA O ACABADO
 LAS COTAS DE PROFUND. EN MM.
 ACORDADO TOPOGRAFIA
 TOPOGRAFIA
 UNID. ANGLES

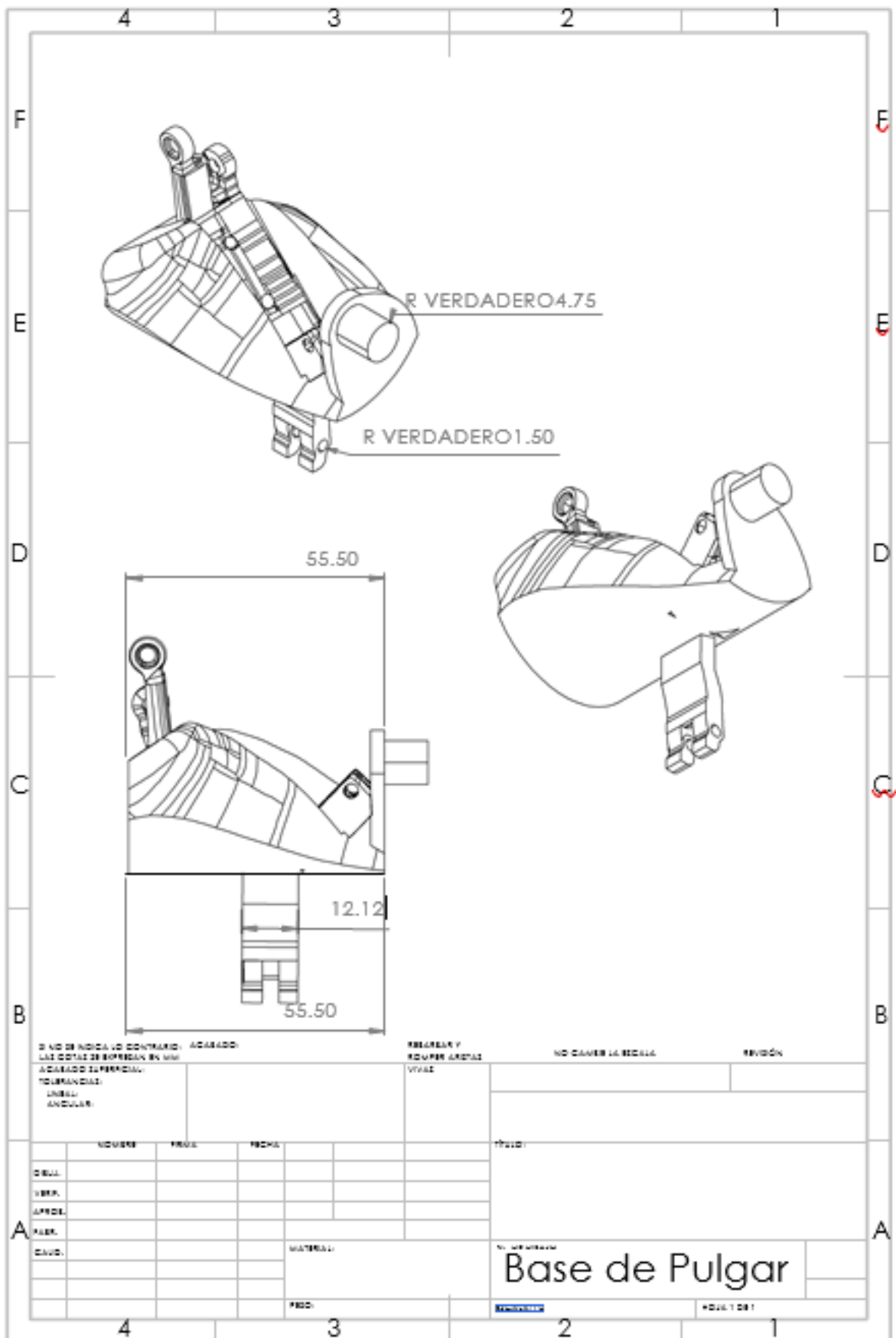
FREQUENT
 EQUIPE LOCAL
 VVX

NO CAVER LA BICELA

REVISÃO

	USUÁRIO	FECHA	FECHA		
DESA.					
VERA.					
APROB.					
REVIS.					
CAV.					

TÍTULO	
Palma superior ^{1/4}	
Nº DE DESENHO	
Nº DE TÍTULO	



0 NO SE INDICA LO CONTRARIO: ACABADO:
 LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM
 ACABADO SUPERFICIAL:
 TOLERANCIAS:
 LINEAS:
 ANGULOS:

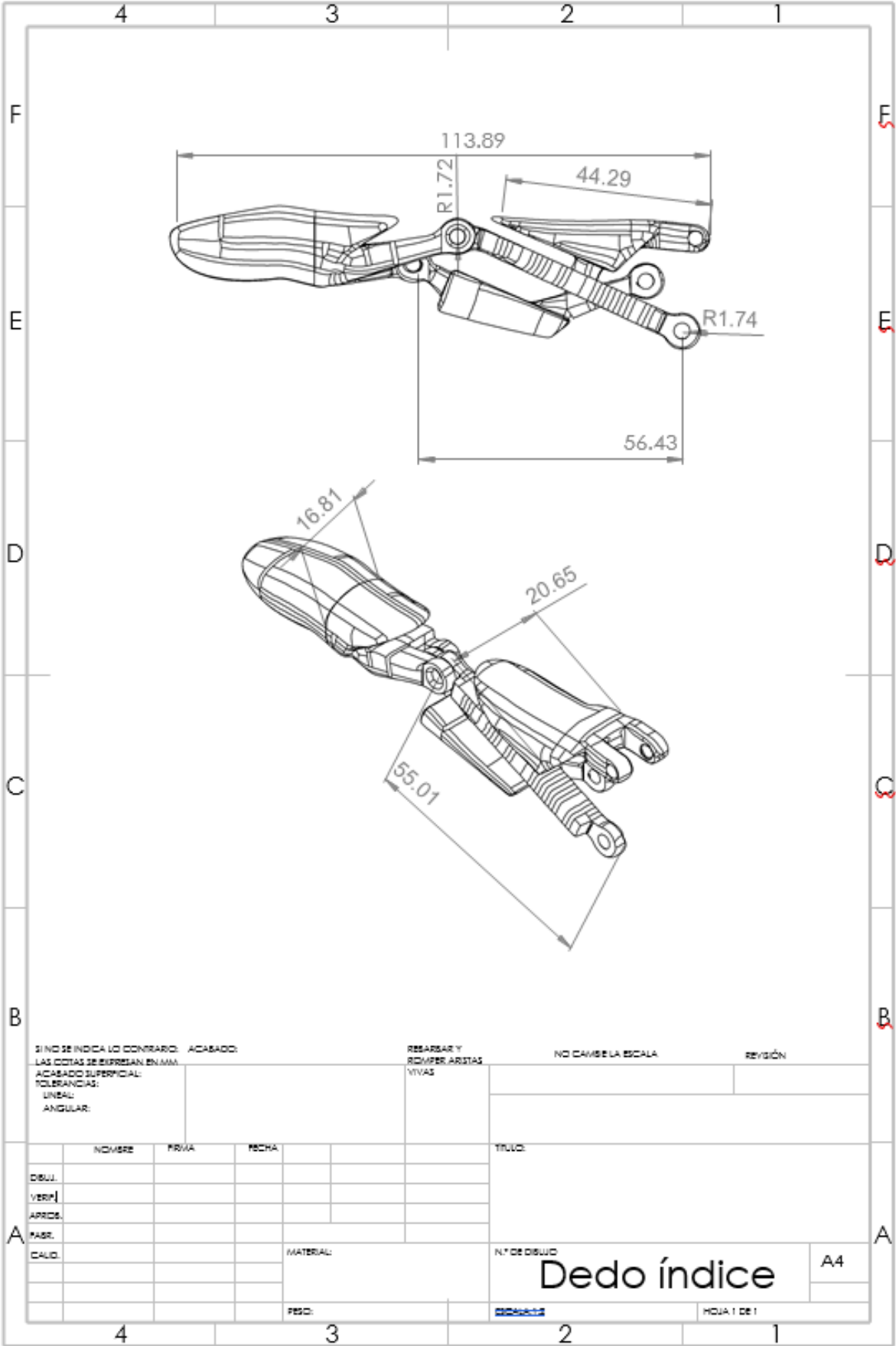
TRAZAR Y
 EQUIPAR LINEAS
 VIVAS

NO CAVAR LA BOCALA

REVISION

	NUMERO	FECHA	FECHA	FECHA	FECHA
DESA.					
TRAZ.					
APROB.					
ELAB.					
CAUD.					

FECHA:	
MATERIAL:	
N.º DE PIEZA Base de Pulgar	
PROY.	HOJA 1 DE 1



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: ACABADO:
 LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM.
 ACABADO SUPERFICIAL:
 TOLERANCIAS:
 LINEAL:
 ANGULAR:

RESARAR Y
 ROMPER ARISTAS
 VIVAS

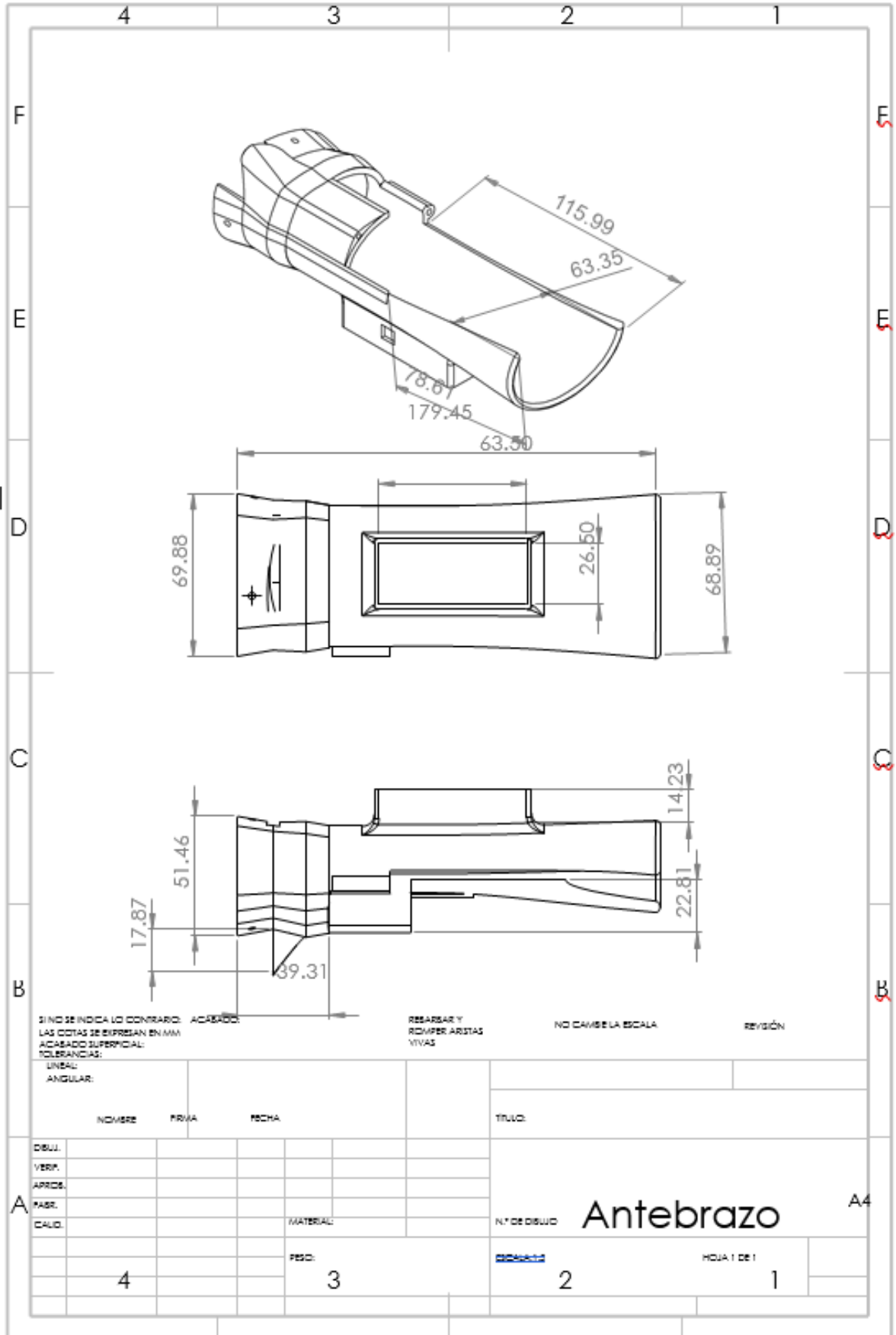
NO CAMBIE LA ESCALA

REVISIÓN

	NOMBRE	PRIMA	FECHA		
DESUJ.					
VERIF.					
ARRIBA					
FABR.					
CALID.					

TÍTULO:

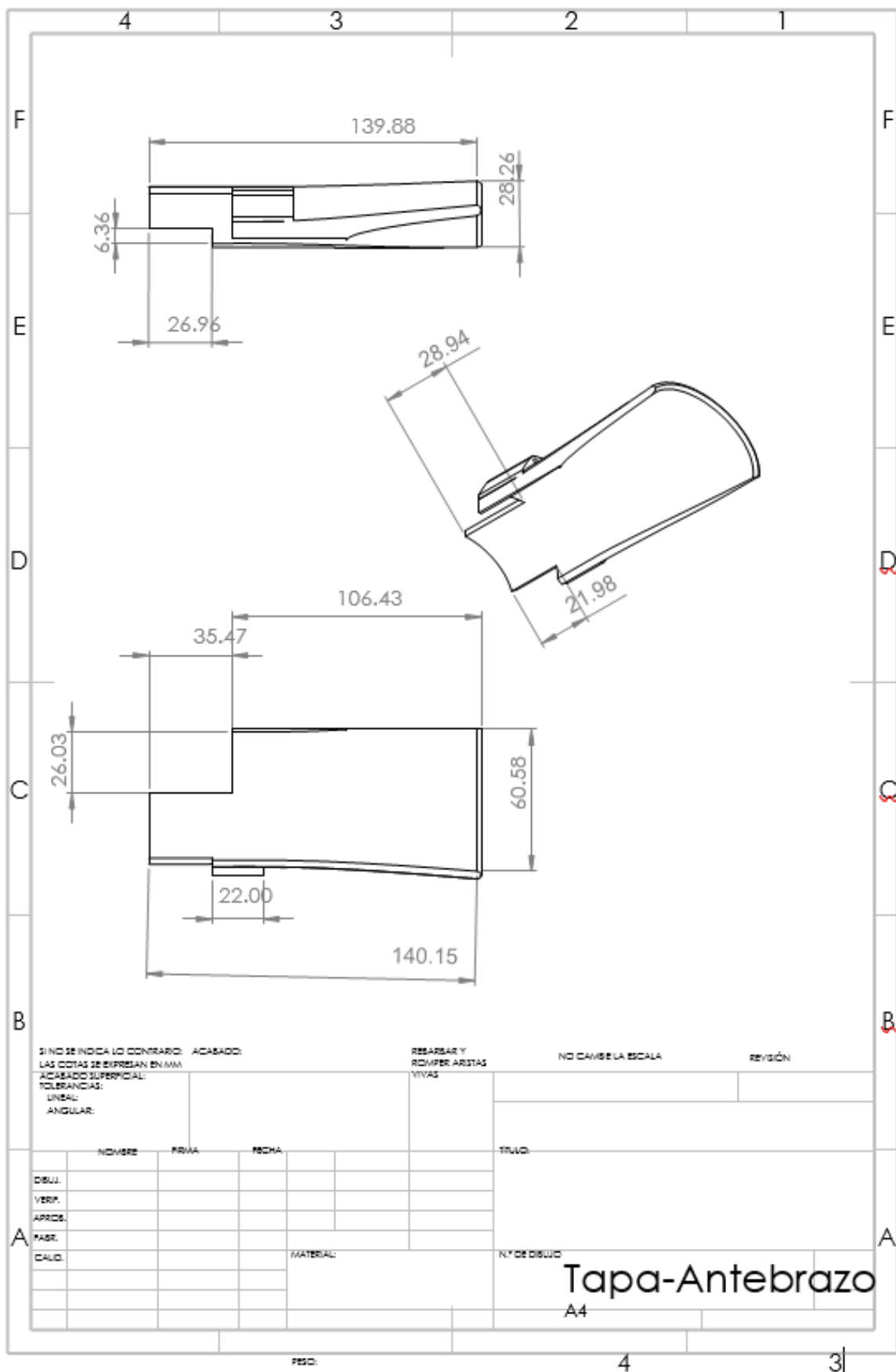
 N.º DE DISEÑO:
Dedo índice
 A4
 HOJA 1 DE 1



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: ACABADO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM ACABADO SUPERFICIAL: TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR: REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS NO CAMBIE LA ESCALA REVISIÓN

NOMBRE		PRIMA	FECHA	TÍTULO	
DIBUJ. VERIF. APROB. FABR. CALID.				Antebrazo	
MATERIAL:			N.º DE DIBUJO		
FECH:			HOJA 1 DE 1		
4			2		
3			1		

A4



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: ACABADO: RESARBAR Y ROMPER ARISTAS NO CAMBIA LA ESCALA REVISIÓN
 LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM
 ACABADO SUPERFICIAL: VIVAS
 TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR:

NOMBRE		PRIMA	FECHA	TRUJO
DISEÑ.				
VERIF.				
APROB.				
PASR.				
CAUD.				
MATERIAL:			N.º DE DISEÑO	

Tapa-Antebrazo

A4

ANEXO J: RESULTADO FINAL DE LA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE MANO





ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE
CHIMBORAZO



DIRECCIÓN DE BIBLIOTECAS Y RECURSOS
PARA EL APRENDIZAJE Y LA INVESTIGACIÓN

UNIDAD DE PROCESOS TÉCNICOS
REVISIÓN DE NORMAS TÉCNICAS, RESUMEN Y BIBLIOGRAFÍA

Fecha de entrega: 28 de febrero de 2020

INFORMACIÓN DEL AUTOR/A (S)	
Nombres – Apellidos: Brenda Isabel Guevara Pico	
INFORMACIÓN INSTITUCIONAL	
Facultad: Informática y Electrónica	
Carrera: Ingeniería Electrónica Control y Redes Industriales	
Título a optar: Carrera: INGENIERA ELECTRÓNICA EN CONTROL Y REDES INDUSTRIALES	
f. Analista de Biblioteca responsable:	REVISADO 27 FEB 2020 Ing. Jhonatan Parraño Uquillas, M.B. ANALISTA DE BIBLIOTECA 