

**UNIVERSIDAD NACIONAL DEL CALLAO**  
**FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA Y DE ENERGÍA**  
**ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA MECÁNICA**



**“DISEÑO Y FABRICACIÓN DE PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE  
MANO DE 5 GRADOS DE LIBERTAD DE BAJO COSTO PARA  
PERSONAS CON AMPUTACION TRANSRADIAL”**

**TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE INGENIERO  
MECÁNICO**

**MANUEL FERNANDO FLORES CUENCA**

**CRISTHIAN FERNANDO VERASTEGUI RODRIGUEZ**

A handwritten signature in black ink, appearing to be the name of the author, Manuel Fernando Flores Cuenca.

**Callao, 2019**

**PERÚ**



## **DEDICATORIA**

Este trabajo va dedicado a nuestros padres por su invaluable apoyo en este proceso de estudios profesional y de vida. Al doctor Julio Echevarría por brindarnos el apoyo médico para la realización de la tesis. A Dios por brindarnos salud y poder realizar de forma correcta nuestra investigación.

## **AGRADECIMIENTO**

En primer lugar, agradecer a nuestro asesor el Dr. Oscar Tacza por el tiempo brindado para poder realizar este proyecto y a los profesores que participaron durante el tiempo de aprendizaje en la universidad en donde me brindaron los conocimientos para la elaboración de nuestra investigación.

# ÍNDICE

INDICE DE TABLAS .....	4
INDICE DE IMÁGENES .....	5
INDICE DE GRÁFICOS .....	8
INDICE DE ANEXOS .....	9
RESUMEN .....	10
ABSTRACT .....	11
INTRODUCCIÓN .....	12
I. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA .....	14
1.1. Descripción de la realidad problemática .....	14
1.2. Formulación del problema .....	17
1.2.1. Problema general .....	17
1.2.2. Problema específicos .....	17
1.3. Objetivos .....	17
1.3.1. Objetivo general .....	17
1.3.2. Objetivos específicos .....	17
1.4. Limitante .....	18
1.4.1. Limitante espacial .....	18
II. MARCO TEÓRICO .....	19
2.1. Antecedentes .....	19
2.1.1. Antecedente nacionales .....	19
2.1.2. Antecedentes internacionales .....	20
2.2. Bases teóricas .....	20
2.2.1. Anatomía del antebrazo .....	21
2.2.2. Amputación transradial .....	23

2.2.3.	Tipo de prótesis .....	24
2.2.4.	Electromiografía (EMG) .....	27
2.2.5.	Actuadores usados en prótesis .....	28
2.2.6.	Mecanismo de Actuación de Cuerdas trenzadas .....	30
2.2.7.	Impresión 3D .....	31
2.2.8.	Baterías de litio .....	33
2.3.	Conceptual .....	34
2.3.1.	Norma DIN 33 402 .....	34
2.3.2.	Factores de posición y fuerza .....	36
2.3.3.	Sensor EMG .....	36
2.3.4.	Control PID .....	38
2.3.5.	Encoder magnético del micromotor DC .....	39
2.3.6.	Módulo de dedo .....	40
2.3.7.	Sensor de presión .....	42
2.3.8.	Arduino .....	42
2.3.9.	Simplify 3D .....	43
2.3.10.	Software Autodesk Fusion 360 .....	44
2.4.	Definición de términos básicos .....	45
III.	HIPÓTESIS Y VARIABLES .....	47
3.1.	Hipótesis .....	47
3.1.1.	Hipótesis general .....	47
3.1.2.	Hipótesis específicas .....	47
3.2.	Definición conceptual de variables .....	47
3.3.	Operacionalización de variables .....	48
IV.	DISEÑO METODOLÓGICO .....	49
4.1.	Tipo y diseño de investigación .....	49

4.1.1. Tipo de investigación.....	49
4.1.2. Diseño de la investigación .....	49
4.2. Método de investigación .....	49
4.3. Población y muestra .....	51
4.4. Lugar de estudio y periodo desarrollado .....	51
4.5. Técnicas e instrumentos para la recolección de la información.....	51
4.6. Análisis y procesamiento de datos .....	54
4.6.1. Etapas de desarrollo.....	54
V. RESULTADOS .....	102
5.1. Resultados descriptivos .....	102
VI. DISCUSIÓN DE RESULTADOS .....	105
6.1. Contrastación y demostración de la hipótesis con los resultados.....	105
6.2. Contrastación de los resultados con otros estudios similares .....	106
6.3. Responsabilidad ética de acuerdo a los reglamentos vigentes .....	107
VII. CONCLUSIONES.....	107
VIII.RECOMENDACIONES .....	107
IX. REFERENCIA BIBLIOGRAFICA .....	108
ANEXOS.....	111

## ÍNDICE DE TABLAS

TABLA N° I.1 PRÓTESIS DE MANO COMERCIALES Y SUS COSTOS APROXIMADOS .....	15
TABLA N° I.2 CARACTERÍSTICAS DEMOGRÁFICAS EN EL PACIENTE AMPUTADO DEL INR ( 2002-2007) .....	16
TABLA N° II.1 MÚSCULOS ANTERIORES Y POSTERIORES DEL ANTEBRAZO.....	22
TABLA N° II.2 DIMENSIONES DE PERCENTIL DE NORMA DIN 33 402 .....	35
TABLA N° III.1 OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES .....	48
TABLA N° IV.1 HERRAMIENTA DE INDICADORES .....	51
TABLA N° IV.2 IMPLEMENTOS DEL DISEÑO .....	52
TABLA N° IV.3 ETAPAS DE DESARROLLO DE LA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA.....	54
TABLA N° IV.4 PARÁMETROS OBTENIDOS DEL BANCO DE PRUEBA .....	67
TABLA N° V.1 COSTO DE MATERIALES PARA EL SISTEMA MECÁNICO CONTROLADO .....	102
TABLA N° V.2 COSTOS DE FABRICACIÓN .....	104
TABLA N° V.3 COSTOS INDIRECTOS .....	104
TABLA N° V.4 COSTOS TOTALES .....	104
TABLA N° VI.1 COMPARATIVO CON PROTESIS COMERCIALES.....	106

## ÍNDICE DE FIGURAS

FIGURA N°2.1 MÚSCULOS DEL ANTEBRAZO SUPERFICIAL Y PROFUNDA .....	21
FIGURA N° 2.2 AMPUTACIONES SEGÚN EXTREMIDADES SUPERIORES.	23
FIGURA N°2.3 PRÓTESIS COSMÉTICA .....	24
FIGURA N° 2.4 PRÓTESIS MECÁNICA.....	25
FIGURA N°2.5 PRÓTESIS MIOELÉCTRICAS.....	26
FIGURA N° 2.6 MICRO METAL GEAMOTORS.....	28
FIGURA N°2.7 SERVOMOTOR.....	29
FIGURA N°2.8 MECANISMO DE CUERDA TRENZADA.....	30
FIGURA N° 2.9 MÉTODO DE IMPRESIÓN 3D FFF .....	33
FIGURA N° 2.10 DIMENSIONES DE NORMA DIN 33 402.....	34
FIGURA N° 2.11 SENSOR DE SEÑAL ELECTROMIGRÁFICA.....	36
FIGURA N°2.12 UBICACIÓN DE SENSOR EN EL BRAZO.....	37
FIGURA N°2.13 PROPORCIÓN DEL BRAZO EN DONDE SE COLOCA EL SENSOR EMG .....	38
FIGURA N°2.14 DIAGRAMA DE FLUJO DEL CONTROL PID .....	39
FIGURA N° 2.15 ENCODER DE MICRO-MOTOR.....	40
FIGURA N° 2.16 MÓDULO DEL DEDO.....	41
FIGURA N°2.17 SENSOR DE PRESIÓN EN LA YEMA DEL DEDO .....	42
FIGURA N° 2.18 SOFTWARE SIMPLIFY 3D.....	43
FIGURA N° 2.19 SOFTWARE AUTODESK FUSION 360.....	44
FIGURA N°4.1 FLUJO DEL MÉTODO SISTÉMICO .....	50
FIGURA N° 4.2 DIMENSIONES DE LA PROTESIS DE LA MANO.....	55
FIGURA N°4.3 DEDO INDICE IMPRESO PARA PRUEBAS .....	56
FIGURA N° 4.4 PATRONES DE MOVIMIENTO QUE PUEDE CAPTAR EL SENSOR EMG .....	57
FIGURA N° 4.5 PRUEBA CON EL SENSOR EMG Y EL PUÑO CERRADO ...	58
FIGURA N° 4.6 SEÑALES EMITIDAS POR EL SENSOR EMG .....	59
FIGURA N°4.7 MEDICIÓN DE RESISTENCIA DEL SENSOR SIN PRESIÓN.	60
FIGURA N° 4.8 MEDICIÓN DE RESISTENCIA DE SENSOR CON PRESIÓN	61

FIGURA N° 4.9 MEDICIÓN CON EL SOFTWARE ARDUINO SIN EJERCER PRESIÓN SOBRE EL SENSOR .....	62
FIGURA N° 4.10 MEDICIÓN CON EL SOFTWARE ARDUINO EJERCENDO PRESIÓN SOBRE EL SENSOR .....	63
FIGURA N° 4.11 BANCO DE PRUEBAS PARA MEDIR LA FUERZA DE LA CUERDA .....	65
FIGURA N°4.12 BANCO DE PRUEBAS EN ESTADO NORMAL .....	66
FIGURA N°4.13 BANCO DE PRUEBA CON FUERZA EJERCIDA POR EL MOTOR .....	66
FIGURA N°4.14 D.C.L DEL DEDO DE LA PRÓTESIS .....	70
FIGURA N°4.15 MEDIDAS DE ÁNGULOS DE CADA ARTICULACIÓN MEDIANTE EL GONIÓMETRO .....	72
FIGURA N° 4.16 D.C.L DE LA CUERDA EN EL EJE.....	73
FIGURA N°4.17 D.C.L PARA EL CÁLCULO DE LA FUERZA DE TENSIÓN...75	
FIGURA N°4.18 MÓDULO DE ACCIONAMIENTO DEL DEDO DE LA PRÓTESIS.....	77
FIGURA N° 4.19 VERIFICACIÓN DE CORRECTO ACCIONAMIENTO CON SENSOR EMG .....	78
FIGURA N° 4.20 DISEÑO INTERNO DE LA PROTESIS DE LA MANO .....	79
FIGURA N° 4.21 DISEÑO EXTERNO DE LA PROTESIS DE LA MANO .....	80
FIGURA N° 4.22 DISEÑO DEL DEDO PULGAR .....	81
FIGURA N°4.23 GUARDAR EN FORMATO “.STL” EN AUTODESK FUSION 360 .....	83
FIGURA N°4.24 IMPRESIÓN DE LA MANO EN EL SOFTWARE SIMPLIFY 3D .....	84
FIGURA N° 4.25 TIEMPO DE IMPRESIÓN Y PESO DEL NYLON ALLOY 910 Y NYLON PCTPE PARA LA MANO .....	85
FIGURA N° 4.26 ESQUEMÁTICO DE LA PLACA ELECTRÓNICA DE CONTROL .....	86
FIGURA N° 4.27 IMPRESIÓN 3D DE LA PRÓTESIS DE LA MANO .....	87
FIGURA N°4.28 COMPONENTES PARA EL ENSAMBLE DE LOS DEDOS ...	88

FIGURA N° 4.29 COMPONENTES PARA EL ENSAMBLE DEL DEDO PULGAR .....	88
FIGURA N°4.30 DEDO CON LA CUERDA DYNEEMA INSTALADA .....	89
FIGURA N° 4.31 LATEX CON TINTE DE COLOR NEGRO.....	89
FIGURA N° 4.32 DEDO CON COBERTURA DE LATEX EN LA PARTE DISTAL .....	90
FIGURA N° 4.33 PRÓTESIS DE MANO ENSAMBLADA .....	91
FIGURA N° 4.34 DISEÑO DEL SOCKET .....	92
FIGURA N° 4.35 SOCKET EN EL SOFTWARE SIMPLIFY 3D .....	93
FIGURA N° 4.36 IMPRESIÓN 3D DEL SOCKET.....	94
FIGURA N° 4.37 TIEMPO DE IMPRESIÓN Y PESO DEL NYLON ALLOY 910 Y NYLON PCTPE PARA EL SOCKET .....	94
FIGURA N°4.38 CONECTOR MACHO ENTRE EL SOCKET Y LA MANO .....	95
FIGURA N°4.39 PROTESIS MIOELÉCTRICA DE MANO ENSAMBLADA .....	96
FIGURA N° 4.40 VELCRO PARA LA SUJECIÓN DEL SOCKET Y EL BRAZO DE LA PERSONA AMPUTADA .....	97
FIGURA N°4.41 BATERIA DE LITIO EN EL SOCKET.....	98
FIGURA N°4.42 PESO DEL VASO CON AGUA .....	99
FIGURA N°4.43 DIAMETRO DEL VASO CON AGUA .....	100
FIGURA N°4.44 AGARRE DE LA PRÓTESIS DE MANO .....	101

## ÍNDICE DE GRÁFICOS

GRÁFICO N° 4.1 OSCILACIONES CONTROLADAS POR EL CONTROL PID .....	64
GRÁFICO N° 4.2 DESPLAZAMIENTO VS ÁNGULO.....	68
GRÁFICO N°4.3 FUERZA VS ÁNGULO.....	69

## ÍNDICE DE ANEXOS

ANEXO N° 1 MATRIZ DE CONSISTENCIA.....	112
ANEXO N° 2 HOJA TÉCNICA DEL RESORTE USADO EN EL BANCO DE PRUEBA.....	113
ANEXO N° 3 HOJA TÉCNICA DEL SERVOMOTOR MG90S .....	114
ANEXO N° 4 HOJA TÉCNICA DEL MATERIAL “NYLON ALLOY 910” .....	115
ANEXO N° 5 HOJA TÉCNICA DEL MATERIAL “NYLON PCTPE” .....	116
ANEXO N° 6 HOJA TÉCNICA DEL MICROMOTOR POLOLU .....	117
ANEXO N° 7 GRÁFICO DE PERFORMANCE DEL MICROMOTOR POLOLU 1000:1.....	118
ANEXO N° 8 DETALLES TÉCNICOS DEL SENSOR EMG GFORCE GESTURE .....	119
ANEXO N° 9 DETALLES TÉCNICOS DE LA CUERDA DYNEEMA 8 STRANDS.....	120
ANEXO N° 10 DETALLES TÉCNICOS DEL ARDUINO MEGA .....	121
ANEXO N° 11 HOJA TÉCNICA DEL ARDUINO NANO (ATMEGA328) .....	122
ANEXO N° 12 DIAGRAMA ESQUEMÁTICO DEL ENCODER MAGNÉTICO POLOLU .....	123
ANEXO N° 13 DIAGRAMA ESQUEMÁTICO DEL DRIVER TB6612FNG .....	124
ANEXO N° 14 ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DE LA BATERÍA DE LITIO .....	125
ANEXO N° 15 ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DEL GONIÓMETRO DIGITAL.....	126
ANEXO N° 16 ESPECIFICACIONES DEL LATEX.....	127
ANEXO N° 17 DATOS TÉCNICOS DE LA IMPRESORA 3D CREALITY CR-10S.....	128
ANEXO N° 18 COMPROBANTES DE COMPRA DE MATERIALES.....	129
ANEXO N° 19 COSTO DE ENERGÍA ELÉCTRICA POR PARTE DE ENEL..	133
ANEXO N° 20 PLANOS MECÁNICOS DE LA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE MANO DE 5 GRADOS DE LIBERTAD .....	134

## RESUMEN

En esta tesis se presentó en primera instancia la problemática con la que se cuenta. El punto de partida fue realizar la investigación debido a que existen un gran número de personas amputadas y estas, no cuentan con la suficiente economía para poder adquirir una prótesis; ya que cuentan con un precio elevado. Es por ello, que se tomó en cuenta los precios de algunas prótesis comerciales para brindar un mayor alcance. A causa de la condición socioeconómica de las personas amputadas en el Perú, el objetivo de esta tesis fue lograr un bajo costo aplicando diferentes sistemas en el diseño y fabricación de la prótesis mioeléctrica para personas con amputación transradial.

Para esto se especificó la teoría para conocer los sistemas que se usaron, además de la norma y equipos, los cuales fueron fundamentales al momento del diseño y fabricación del prototipo de la prótesis mioeléctrica de mano. Hay que mencionar además, que se presentaron cálculos teóricos del mecanismo de cuerdas trenzadas y pruebas experimentales, la cual ayudó a validar los parámetros y así la prótesis de mano que se diseñó en esta investigación, cuente con una correcta funcionalidad.

Por otro lado, en esta investigación se expuso el diseño final de la prótesis en el software llamado "Autodesk Fusion 360" y luego la fabricación mediante impresión 3D y el software llamado "Simplify3D". Luego de la fabricación de la prótesis de mano, se realizó un comparativo en precio entre la prótesis mioeléctrica realizada en esta investigación y otras prótesis comerciales.

Luego del estudio, diseño y fabricación de la prótesis mioeléctrica de mano para personas con amputación transradial, se dieron las conclusiones obtenidas. Además, las recomendaciones que se deben tener en consideración para el uso de esta prótesis.

Palabras claves: "Prótesis de mano, amputación transradial, sensor EMG, bajo costo".

## **ABSTRACT**

First of all, this thesis will illustrate the problem which it have. The point of departure to carry out the research is because there are a large number of amputees which do not have enough money to buy a prosthesis because commercial prosthesis have a high price. So, this research mention the prices for a few commercial prosthetics hand. Due to the socio-economic status of the Peruvian amputees, the milestone of this tesis is to achieve a low cost applying different systems in the design and manufacture of the transradial myoelectric prosthetic hand.

For this reason, this research outlines the theory to know the applied systems. Furthermore, it shows the standards and decives which are relevant for the design and fabrication of the myoelectric prosthetic hand's prototype. In addition. This thesis will present theoretical calculations and experimental test. The last one helps to validate the parameters' prosthetic hand and this has a good performance.

On the other hand, in this research explain the prosthetic hand's last design in the software called "Autodesk Fusion 360" and then the fabrication using 3D printing using the software called "Simplify 3D". After the prosthetic hand's fabrication, a price comparison will be made between myoelectric prosthetic hand performed in this research and other commercial prostheses.

The conclusions obtained after the study, design and manufacture of the transradial prosthetic hand will be given. Moreover, the suggestions which should be taken into consideration for the prosthesis' use.

Keywords: "Prosthetic hand, transradial amputation, EMG sensor, low cost".

## INTRODUCCIÓN

Actualmente, existen empresas que realizan prótesis comerciales. Sin embargo, el costo de estas es muy elevado, debido a su singularidad en el mecanismo, los materiales usados y un procesamiento de señales más complejo; este tipo de tecnología no se encuentra al alcance de países en desarrollo. Es por ello, que uno de los principales propósitos de este proyecto es desarrollar una prótesis mioeléctrica de mano a bajo costo mediante impresión 3D y así permitir un fácil acceso de esta tecnología a las personas amputadas que no tienen el recurso económico suficiente para solventar una más costosa.

La manufactura digital es una tecnología que está evolucionando de manera exponencial en la última década, un ejemplo claro de ello es la impresión 3D. Este tipo de tecnología es muy usada en diferentes campos, debido a que te permite usar una amplia variedad de materiales con una buena precisión y con la habilidad de imprimir formas complejas.

En el sector Salud, la alternativa de impresión 3D, está siendo cada vez más usada, con el fin de reducir costos y que esté al alcance de la mayoría de los usuarios. Un claro ejemplo: las prótesis de manos impresas en 3D están captando mucha atención, debido al amplio rango de posibilidades que permite obtener siendo una de ellas la reducción de costos y tiempos de manufactura.

Esta investigación se basa en diseñar y construir una prótesis transradial de mano que será controlada mediante una señal electromiográfica (EMG). Esta señal EMG es captada por ocho juegos de 3 electrodos(sensores) instaladas en el brazo de la persona. Los electrodos captaran un voltaje muy pequeño que es emitido por el cerebro; esto ocurre cuando alguien quiere hacer algún movimiento con la mano o con cualquier otra parte del cuerpo; este voltaje pequeño es amplificado al rango de 0 – 5 Voltios, para luego ser procesado por un microcontrolador. El microcontrolador del sensor EMG clasificará en 6 patrones de movimiento, el cuál solamente usaremos el patron de movimiento llamado “puño” y de acuerdo a ello controlará a 5 micro-motores DC para el movimiento de los dedos. Adicionalmente, habrá un sensor de fuerza que será

usado para estimar la presión que la prótesis aplicará al sostener algún objeto y así poder tener un control retroalimentado.

El prototipo de prótesis de mano que se realizará en esta investigación será de 5 grados de libertad con un sistema mecánico controlado. Además, gracias a la impresión 3D también tendrá poco peso y buena resistencia por los materiales utilizados, con un precio razonable acorde al funcionamiento, calidad y utilidad de esta.

## **I. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA**

### **1.1. Descripción de la realidad problemática**

En el Perú existe un gran número de personas con discapacidad, puede ser de diferentes formas tales como: discapacidad física, sensorial, intelectual, psíquica, etc. La ley peruana N°29973 publicada el 24 de diciembre del 2012, cuyo nombre es “Ley general de la persona con discapacidad”, menciona en su artículo N° 2 la siguiente definición sobre discapacidad:

“La persona con discapacidad es aquella que tiene una o más deficiencias físicas, sensoriales, mentales o intelectuales de carácter permanente que, al interactuar con diversas barreras actitudinales y del entorno, no ejerza o pueda verse impedida en el ejercicio de sus derechos y su inclusión plena y efectiva en la sociedad, en igualdad de condiciones que las demás”. (Congreso de República del Perú, 2012)

Esta definición sobre discapacidad nos permite entender un poco más, ya que es importante saber la verdadera definición para poder entender las limitaciones que puede tener una persona con discapacidad. Además, esto nos permite comprender mejor como influye la discapacidad en el aspecto psicológico de las personas; donde muchas veces tienen el rechazo o el temor a no ser aceptados por la sociedad. Es por ello, que la persona con discapacidad sin importar la edad o sexo, tiene la necesidad de corregir o mejorar sus limitaciones, buscando medios para de alguna manera mejorar su autoestima en el ámbito socio-laboral y familiar.

Esta necesidad permite la creación de algunas compañías a nivel mundial que diseñan prótesis de mano con la funcionalidad y estética casi parecida a una mano real. Algunas de estas compañías son Ottobock, TouchBionics. DEKA, Bebionic, Vincent Systems entre otras como se muestra en la tabla N° 1.1.

**TABLA N° 1.1 PRÓTESIS DE MANO COMERCIALES Y SUS COSTOS APROXIMADOS**

<b>Nombre de la prótesis</b>	<b>Compañía</b>	<b>US\$</b>
Michelangelo	Ottobock	73800 aprox.
bMano i-LIMB	TouchBionics	70000 aprox.
Luke Arm	DEKA	100000 aprox.
Bebionic v2	Bebionic	71000 aprox.

Fuente: (Salas Casapino, 2014)

En relación con el precio de las prótesis mencionadas anteriormente son muy costosas para el aspecto socioeconómico de las personas discapacitadas que viven en el Perú, dicha afirmación la podemos comprobar en la estadística proporcionada por el “Instituto Nacional de Rehabilitación (INR)” desde el 2002 y 2007, véase la tabla N° 1.2.

**TABLA N° 1.2 CARACTERÍSTICAS DEMOGRÁFICAS EN EL PACIENTE AMPUTADO DEL INR ( 2002-2007)**

	<b>N°</b>	<b>%</b>
<b>SEXO</b>		
Masculino	422	74
Femenino	148	26
<b>CONDICION SOCIOECONOMICA</b>		
No pobre	58	17.5
Pobre no extremo	189	57.1
Pobre extremo	84	25.4
<b>PROCEDENCIA</b>		
Lima-Callao	267	46.8
Costa( Excepto Lima-Callao)	176	30.9
Sierra	96	16.8
Selva	31	5.4

Fuente: (Características clínicas y demográficas del paciente amputado, 2012)

Todavía cabe señalar que el mayor porcentaje (51%) de personas amputadas tiene una condición socioeconómica de “pobre no extremo” y el 25,4% son de “pobreza extrema”. En vista de que un gran número de personas no tienen los recursos socioeconómicos suficientes para poder adquirir una prótesis costosa que mejore su incapacidad funcional, se origina la idea de desarrollar una prótesis de mano mioeléctrica de bajo costo mediante impresión 3D capaz de coadyuvar en las necesidades básicas motoras que otorga la mano, y así poder mejorar las condiciones de vida de una persona amputada, ya sea en el ámbito laboral y personal.

## **1.2. Formulación del problema**

### **1.2.1. Problema general**

- ¿Cómo se puede diseñar y fabricar una prótesis mioeléctrica de mano de 5 grados de libertad que permita lograr un menor costo comparado a una prótesis comercial para personas con amputación transradial?

### **1.2.2. Problemas específicos**

- ¿Cómo se puede diseñar el sistema mecánico controlado para una prótesis mioeléctrica de mano de 5 grados de libertad que permita reducir los costos?
- ¿Cuál es el método de fabricación de una prótesis mioeléctrica de mano de 5 grados de libertad que permita reducir los costos?

## **1.3. Objetivos**

### **1.3.1. Objetivo general**

- Diseñar y fabricar una prótesis mioeléctrica de mano de 5 grados de libertad que permita lograr un menor costo comparado a una prótesis comercial para personas con amputación transradial.

### **1.3.2. Objetivos específicos**

- Diseñar el sistema mecánico controlado para una prótesis mioeléctrica de mano de 5 grados de libertad mediante cuerda trenzada y sensores para reducir los costos.
- Fabricar una prótesis mioeléctrica de mano de 5 grados de libertad mediante el uso de impresión 3D por modelado de deposición fundida para reducir los costos.

## **1.4. Limitante**

### **1.4.1. Limitante espacial**

Este trabajo de investigación se enfocó en las personas que viven en Perú y que tienen una amputación transradial con un promedio de edad de 15 a 50 años.

## II. MARCO TEÓRICO

### 2.1. Antecedentes

#### 2.1.1. Antecedentes nacionales

- Carlos Alberto Salas Casapino (Pontificia Universidad Católica del Perú, Perú, 2014) en su tesis para optar por el título profesional de ingeniero mecatrónico titulada: “Diseño de una prótesis mioeléctrica para desarticulación de muñeca”, concluye que se puede diseñar una prótesis mioeléctrica capaz de controlar la fuerza mediante el uso de sensores a bajo costo, accesible para las personas que pueden tener alguna incapacidad en las manos.
- Enzo Fernando Romero Muñiz (Pontificia Universidad Católica del Perú, Perú, 2018) en su tesis para optar por el título profesional de ingeniero mecatrónico, titulada: “Diseño de un sistema de retroalimentación háptico para una prótesis mioeléctrica transradial de miembro superior”, concluye que la aplicación del sistema de retroalimentación háptico mejora la funcionalidad y destreza del uso de la prótesis. Lo cual es aceptado por el usuario ya que muy aparte de tener una prótesis, la persona busca la comodidad con el fin de realizar las actividades con plena normalidad sin sentir que está llevando una prótesis puesta.
- Marisol Cristel Galarza Flores( Universidad Nacional de San Agustín de Arequipa, Perú, 2018) en su tesis para optar por el título profesional de ingeniero de sistemas, titulada: “Clasificación de señales mioeléctricas superficiales de los movimiento de la mano utilizando técnicas de aprendizaje supervisado”, concluye que con el uso de electrodos bipolares para captar señales en 4 puntos diferentes, los cuales botan un porcentaje de exactitud del 91% de señales correctamente clasificadas, lo que con lleva a un mejor desempeño de los movimientos realizados por la prótesis.

### **2.1.2. Antecedentes internacionales**

- Paul Ventimiglia (Instituto politécnico de Worcester, EE. UU, 2012) en su tesis presentada para optar el grado de bachiller en artes, titulada: “Diseño de una prótesis de mano humana” concluye que se puede desarrollar un novedoso diseño de prótesis a bajo costo que incorpora 5 dedos cada uno con un sistema de accionamiento individual.
- Rafael José Correia Batista (Universidad de Coimbra, Portugal, 2014) en su tesis presentada para optar el grado de maestro en ingeniería mecánica, titulada: “Un sistema de accionamiento de cuerdas trenzadas compacto para aplicaciones robóticas” concluye que la aplicación de un mecanismo de cuerdas trenzadas mejora el accionamiento de la mano robótica debido a que es un eficaz actuador lineal ya que logra una relación de contracción del 81% mediante la fase del torcido de la cuerda. Otro aporte de este proyecto es lo ligero que puede llegar a ser la prótesis a comparación de la mano humana, sin perder la correcta funcionabilidad.
- Mónica Alonso Carrión (Universidad de Valladolid, España, 2018) en su tesis presentada para optar el grado de ingeniero mecánico, titulada: “Fabricación aditiva de prótesis de mano de bajo coste” concluye que aplicando el uso del material PLA, la prótesis puede llegar a ser de un costo bajo y un corto tiempo de impresión 3D, lo cual mejora un porcentaje mínimo el grado de adaptación de las piezas a usar en la prótesis.

### **2.2. Bases teóricas**

Hasta la actualidad se han desarrollado una amplia variedad de prótesis de mano con fines protésicos y también industriales. Cada prótesis desarrollada se caracteriza por algo en particular; ya sea por los grados de libertad, por la cantidad de actuadores que usa, por el mecanismo usado para el movimiento de los dedos, por el tipo de sistema usado para la captación de señales eléctricas enviadas por el cerebro; tales como EMG (Electromiografía) o MMG (mecanomiografía) son las formas más usadas para la captación de señales no forma no invasiva en prótesis de mano.

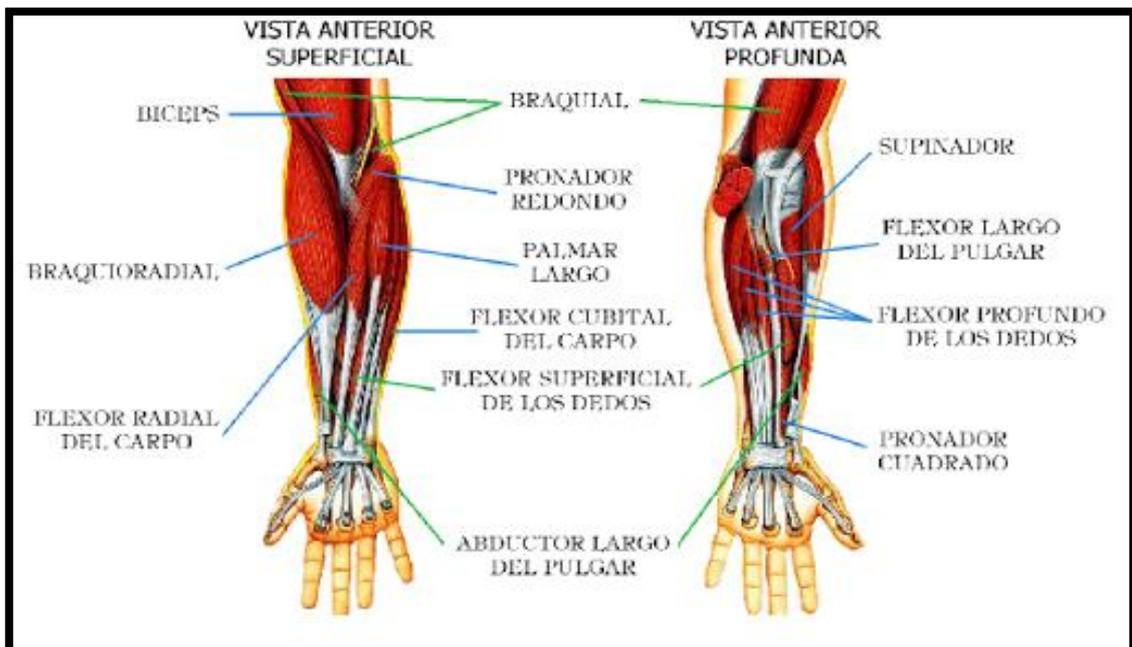
Para poder entender lo mencionado anteriormente; en primer lugar, es importante hablar sobre la anatomía de la zona a estudiar.

### 2.2.1. Anatomía del antebrazo

Los músculos del antebrazo están divididos en múltiples grupos, los cuáles originan el movimiento de los dedos y de la muñeca. Estos grupos son los flexores anteriores, donde la mayoría son inervados por el nervio mediano; y los extensores posteriores, donde la mayoría son inervados por el nervio radial. (Keatig, 2014)

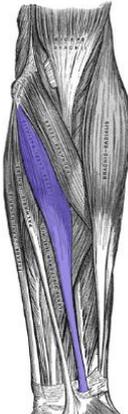
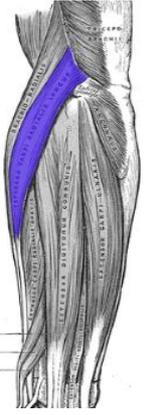
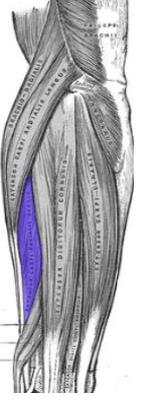
Los músculos flexores anteriores y extensores posteriores tienen capas musculares superficiales y profundas. En la figura N°2.1 y tabla N°2.1 se puede apreciar algunos músculos ubicados en las capas musculares superficiales y profundas.

**FIGURA N°2.1 MÚSCULOS DEL ANTEBRAZO SUPERFICIAL Y PROFUNDA**



Fuente: (Juan, 2016)

**TABLA N°2.1 MÚSCULOS ANTERIORES Y POSTERIORES DEL ANTEBRAZO**

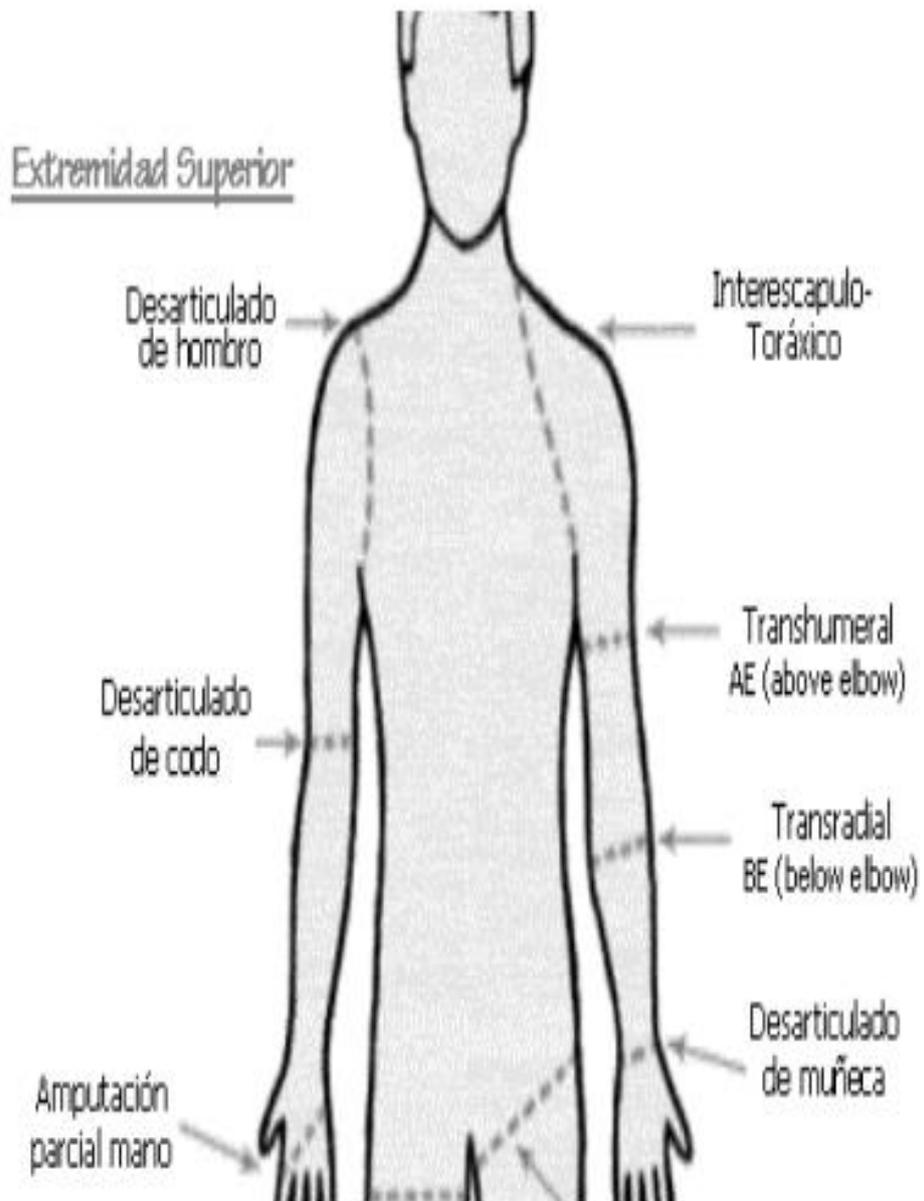
	CAPA	MÚSCULO	IMAGEN	ACCIÓN
<b>FLEXORES MÚSCULOS</b>	<b>SUPERFICIAL</b>	Flexor Radial del carpo		Flexiona y separa la mano mediante la muñeca
<b>MÚSCULOS EXTENSORES POSTERIORES</b>	<b>SUPERFICIAL</b>	Extensor radial largo del carpo		Extiende y separa la mano mediante la muñeca
		Extensor radial corto del carpo		

Fuente: Elaboración Propia

### 2.2.2. Amputación transradial

Este tipo de amputación se encuentra por debajo del codo en donde se encontrará el muñón, como se muestra en la figura N° 2.2.

**FIGURA N° 2.2 AMPUTACIONES SEGÚN EXTREMIDADES SUPERIORES**



Fuente: (Muñoz Rodriguez , 2012)

### **2.2.3. Tipo de prótesis**

#### **a) Prótesis cosméticas**

La finalidad de las prótesis cosméticas solamente tiene el objetivo de reemplazar una parte del cuerpo teniendo en cuenta la parte estética, es decir ésta no prioriza la funcionabilidad. En efecto, su único objetivo es mejorar y contribuir la rehabilitación psicológica del paciente o de la persona amputada. Véase en la figura N° 2.3.

**FIGURA N°2.3 PRÓTESIS COSMÉTICA**



Fuente: (Sullcahuamán Jáuregui, 2013)

## b) Prótesis mecánicas

Se acciona mediante un sistema de propulsión muscular, utilizando una transmisión por medio de cables, véase en la figura N° 2.4 . No es utilizada para desempeñar movimientos intrincados o delicados. (Bustamante Carvallo, 2018)

**FIGURA N° 2.4 PRÓTESIS MECÁNICA**



Fuente : (Protésica S.A.S, 2019)

### c) Prótesis mioeléctricas

Es el tipo de prótesis con el más alto grado rehabilitador. Sintetiza el mejor aspecto estético con moderada fuerza y velocidad de presión, así como muchas posibilidades de combinación y ampliación, como podemos ver en la figura N° 2.5. Las prótesis mioeléctricas tienen un sistema de accionamiento, mayormente usando un micromotor. El motor es controlado mediante la captación de señales eléctricas generadas en el músculo de la persona amputada, estas señales son captadas mediante electrodos de superficie.

**FIGURA N°2.5 PRÓTESIS MIOELÉCTRICAS**



Fuente: (Salas Casapino, 2014)

## 2.2.4. Electromiografía (EMG)

Las pequeñas corrientes eléctricas son generadas por las fibras musculares antes de la producción del movimiento del músculo. Estas corrientes son generadas por el intercambio de iones a través de las membranas de la fibra muscular, una parte del proceso de señalización para que las fibras musculares se contraigan. La señal llamada electromiograma (EMG) se pueden medir aplicando elementos conductores o electrodos (sensores) a la superficie de la piel o invasivamente dentro del músculo. La electromiografía superficial es el método de medición común, ya que es no invasivo y puede ser realizado por personal distinto que no sean médicos, con riesgo mínimo para el paciente. (Day, 2002)

### a) Características de la señal EMG

La señal EMG tiene una amplitud típica entre 0 y 6 mV, y la frecuencia útil está en el rango de 0 a 500 Hz con la mayor cantidad de energía concentrada entre los 50 y 150 Hz. Según el teorema de muestreo de Nyquist-Shannon, también conocido como teorema de muestreo de Whittaker-Nyquist-Kotelnikov-Shannon, teorema de Nyquist indica lo siguiente (Acquisition, processing and analysis of the surface electromyogram, 1999):

Si la frecuencia más alta contenida en una señal analógica  $x_a(t)$  es  $F_{max} = B$  y la señal se muestrea a una tasa  $F_s > 2F_{max} \equiv 2B$ , entonces  $x_a(t)$  se puede recuperar totalmente.

Si el criterio no es satisfecho, existirán frecuencias cuyo muestreo coincide con otras (el llamado aliasing).

Con esta consideración, la frecuencia de muestreo debe ser igual o mayor a 300 Hz. (Galarza Flores, 2018)

### **2.2.5. Actuadores usados en prótesis**

Un actuador es un dispositivo capaz de transformar energía hidráulica, neumática o eléctrica en la activación de un proceso con la finalidad de generar un efecto sobre un proceso automatizado. (Sullcahuamán Jáuregui, 2013)

Los actuadores más comunes para prótesis de mano son micro-motores y motores DC, servomotores, micro motores lineales. A continuación, mencionaremos sobre cada uno de los mencionados:

#### **a) Micro-motores DC**

El micromotor DC como se muestra en la figura N°2.6, son perfectos para aplicaciones de prótesis, debido a que son muy pequeños pero bastante poderosos. (Ventimiglia, 2012) De acuerdo a lo mencionado anteriormente, estos micro-motores también cuentan con un aumento de torque proporcionado por una caja de reducción, estas varían desde la relación 5:1 a 1000:1, en diferentes voltajes 6 y 12 V. (ver anexo N°6)

**FIGURA N° 2.6 MICRO METAL GEAMOTORS**

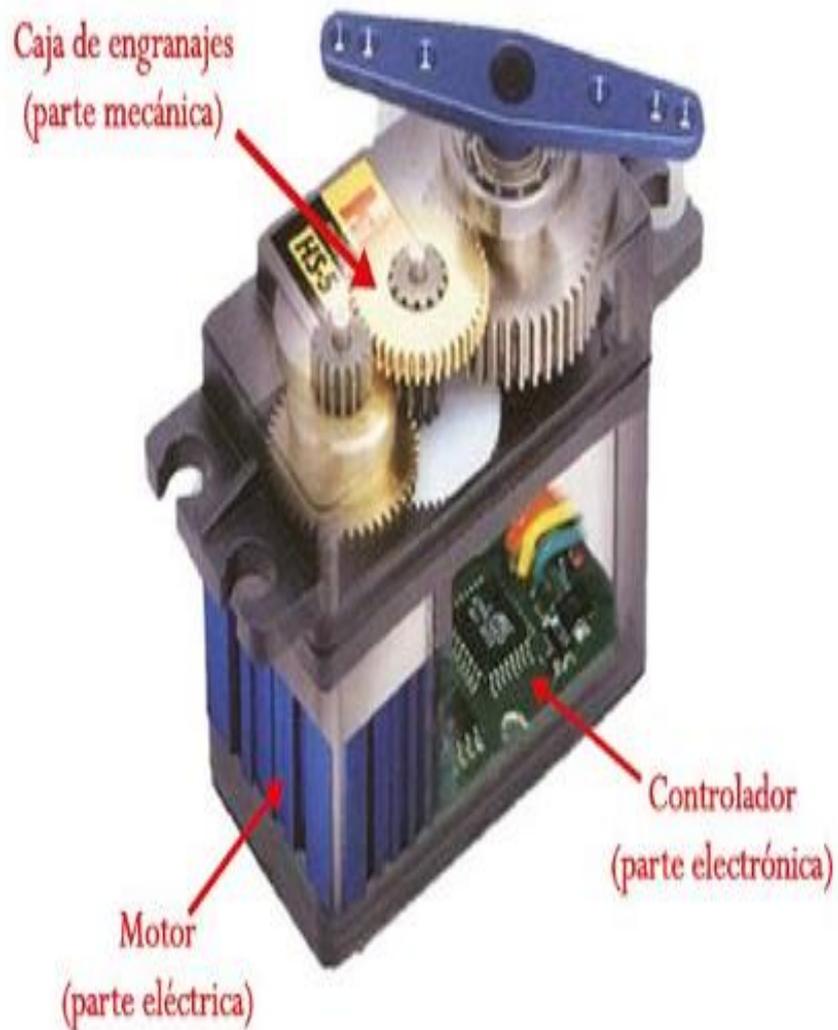


Fuente : (Pololu, 2019)

## b) Servomotores

El servo es un potente dispositivo que dispone en su interior de un pequeño motor con un reductor de velocidad y multiplicador de fuerza, también dispone de un circuito que controla el sistema. El ángulo de giro del eje es de  $180^\circ$  en la mayoría de ellos, pero puede ser fácilmente modificado para tener un giro libre de  $360^\circ$ , como un motor standard. El motor servo es el encargado de dar movilidad al robot y su forma física es posible de apreciar en la figura N° 2.7. (UTFSM, 2003)

**FIGURA N°2.7 SERVOMOTOR**



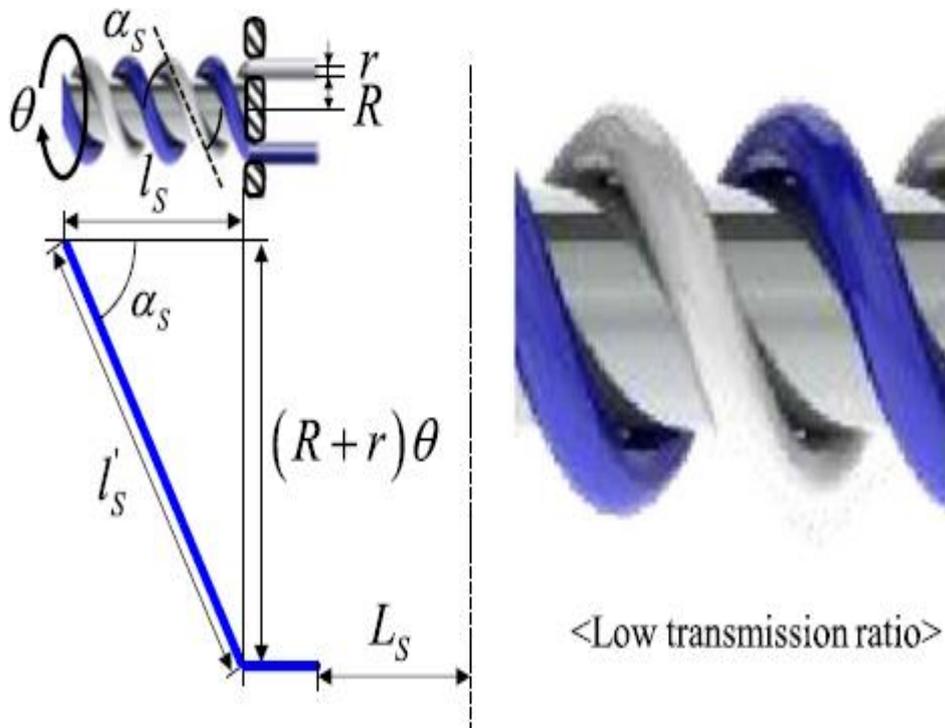
Fuente: (Garcia Gonzáles, 2016)

### 2.2.6. Mecanismo de Actuación de Cuerdas trenzadas

“Un sistema de accionamiento de cuerda trenzada es un actuador lineal que se puede utilizar en muchas aplicaciones robóticas”. (Correia Batista, 2014). Además, que el mecanismo de cuerdas de actuación puede generar altas transmisiones compactas. La función de la cuerda es primordial para la línea de accionamiento y la línea de transmisión debido a que puede soportar fuerzas de tracción grandes. Se ha propuesto un sistema con un radio de trenzado.

El modelo matemático convencional está basado en los desplazamientos con diferentes radios de trenzado, como se muestra en la figura N° 2.8. Dando como resultado lo siguiente:

**FIGURA N°2.8 MECANISMO DE CUERDA TRENZADA**



Fuente: (Speed small transmission mechanism based on twisted string actuation and a dog clutch, 2018)

$$L_s = l'_s - l_s = \sqrt{l_s^2 + (R + r)^2 \theta^2} \dots\dots\dots \text{ecuación N}^\circ 2.1$$

En donde  $L_s$  es el desplazamiento cuando las cuerdas son retorcidas alrededor de un eje.  $R$  y  $r$  son el radio de la cuerda y el radio del eje, respectivamente.

Los parámetros  $l_s$ ,  $l'_s$ ,  $\theta$  son la longitud del eje, la longitud de la cuerda enrollada en el eje y el ángulo de rotación, respectivamente.

De esta fórmula se deriva la siguiente:

$$\tau d\theta = F dL_n \dots\dots\dots \text{ecuación N}^\circ 2.2$$

Dependiendo del radio torcido, la rotación del mecanismo de cuerda trenzada es lineal con respecto a la relación de transmisión, lo cual se expresa de la siguiente manera:

$$\frac{F}{\tau} = \frac{1}{dL_s/d\theta} = \frac{\sqrt{l_s^2 + (R+r)^2 \theta^2}}{(R+r)^2 \theta} \dots\dots\dots \text{ecuación N}^\circ 2.3$$

### 2.2.7. Impresión 3D

La impresión 3D, también conocida como factura por adición, es un proceso por el cual se crean objetos físicos colocando un material por capas en base a un modelo digital. Todos los procesos de impresión 3D requieren que el software, el hardware y los materiales (filamentos) trabajen en conjunto.

“La tecnología de impresión 3D puede utilizarse para crear todo tipo de cosas, desde prototipos y piezas simples hasta productos finales altamente técnicos, como piezas de aeronaves, implantes médicos e incluso órganos artificiales que se producen con capas de células humanas” (Autodesk, 2019).

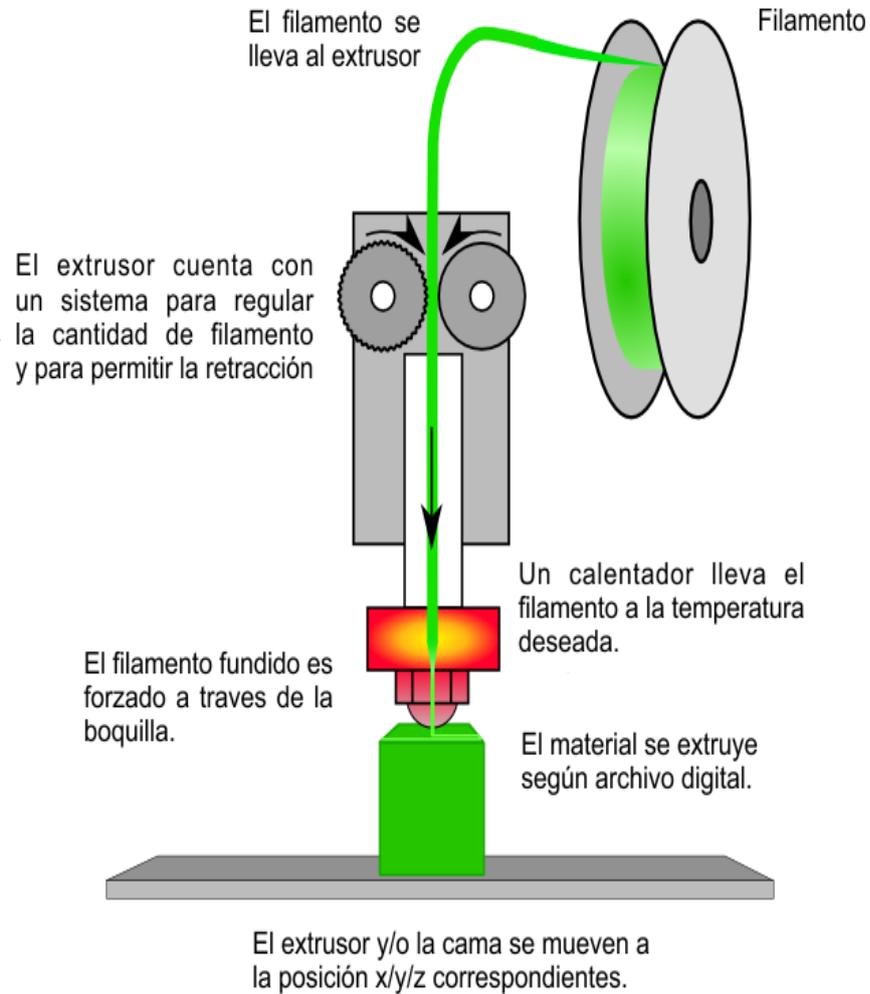
Existen varios métodos de impresión 3D, entre los más comunes tenemos la fabricación con filamento fundido (FFF), estereolitografía (SLA) y sinterizado selectivo por láser (SLS).

La fabricación con filamento fundido (FFF) o también conocida como modelado por deposición fundida (MDF) es la más usada para el prototipo de prótesis de bajo costo, por la variedad de materiales (filamentos) que existen. Es necesario recalcar los tipos de materiales que pueden ser usados en este método de impresión 3D:

- ❖ **PLA** (ÁCIDO POLILÁCTICO)
- ❖ **ABS** (ACRILONITRILO BUTADIENO ESTIRENO)
- ❖ **ASA** (ACRILONITRILO ESTIRENO ACRILATO)
- ❖ **PETG** (TEREFTALATO DE POLIETILENO)
- ❖ **NYLON**
- ❖ **PC** (POLICARBONATO)
- ❖ **FIBRA DE CARBONO** (COMO REFORZAMIENTO A LOS MENCIONADOS ANTERIORMENTE)
- ❖ **CONDUCTIVO**
- ❖ **TPE, TPU, TPC** (MATERIALES FLEXIBLES)
- ❖ **HIPS** (POLIESTIRENO DE ALTO IMPACTO)
- ❖ **PVA** (ALCOHOL POLIVINÍLICO)
- ❖ **PP** (POLIPROPILENO)

Cabe resaltar que, el método de Impresión 3D “FFF ( Fabricación con filamento fundido) consiste en la deposición de capas de plástico fundido sobre otras capas para ir elaborando la pieza. (Alonso Carrión, 2018) Véase en la figura N° 2.9

**FIGURA N° 2.9 MÉTODO DE IMPRESIÓN 3D FFF**



Fuente: (Proyectos 3D)

### **2.2.8. Baterías de litio**

“Las baterías de litio se caracterizan por cargarse más rápido, durar más, contar con una mayor vida útil y ofrecer más densidad energética, por lo que en menos espacio se puede obtener una mayor autonomía” (AutoSolar, 2017).

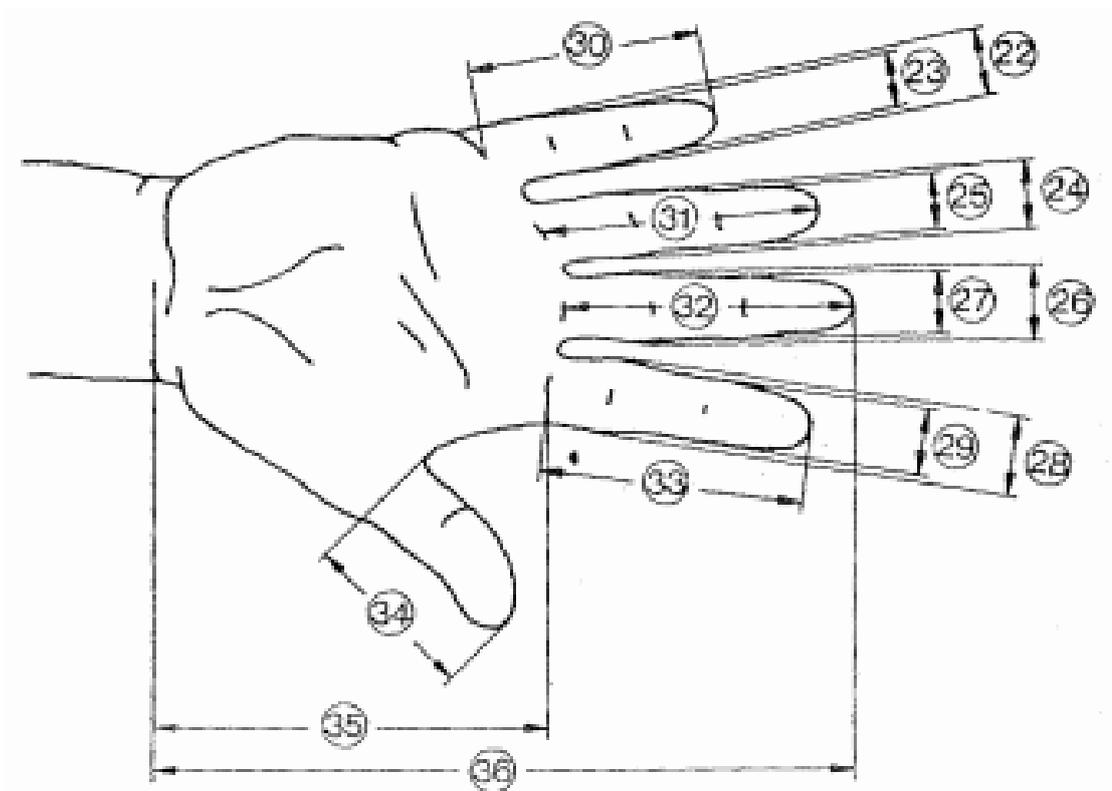
## 2.3. Conceptual

En este punto se presentará los requerimientos y accesorios usados en el sistema de retroalimentación, así como las consideraciones que se tomaron en cuenta para el diseño del sistema. Además de los softwares usados para el diseño y fabricación de la prótesis.

### 2.3.1. Norma DIN 33 402

La dimensión de las manos fue de suma importancia para el desarrollo de esta esta investigación. Ante ello tomamos como referencia los datos de la norma DIN 33 402 con la finalidad de tener las medidas estándar y que pueda ser útil al momento de ser usada, como se observa en la figura N° 2.10 y la tabla N° 2.2.

**FIGURA N° 2.10 DIMENSIONES DE NORMA DIN 33 402**



Fuente: (Salas Casapino, 2014)

**TABLA N°2.2 DIMENSIONES DE PERCENTIL DE NORMA DIN 33 402**

Dimensiones En cm.	PERCENTIL					
	Hombres			Mujeres		
	5 %	50 %	95 %	5 %	50 %	95 %
<b>22</b> Ancho del meñique en la palma de la mano	1,8	1,7	1,8	1,2	1,5	1,7
<b>23</b> Ancho del meñique próximo de la yema	1,4	1,5	1,7	1,1	1,3	1,5
<b>24</b> Ancho del dedo anular en la palma de la mano	1,8	2,0	2,1	1,5	1,6	1,8
<b>25</b> Ancho del dedeo anular próximo a la yema	1,5	1,7	1,9	1,3	1,4	1,6
<b>26</b> Ancho del dedo mayor en la palma de la mano	1,9	2,1	2,3	1,6	1,8	2,0
<b>27</b> Ancho del dedo mayor próximo a la yema	1,7	1,8	2,0	1,4	1,5	1,7
<b>28</b> Ancho del dedo índice en la palma de la mano	1,9	2,1	2,3	1,6	1,8	2,0
<b>29</b> Ancho del dedo índice próximo a la yema	1,7	1,8	2,0	1,3	1,5	1,7
<b>30</b> Largo del dedo meñique	5,6	6,2	7,0	5,2	5,8	6,6
<b>31</b> Largo del dedo anular	7,0	7,7	8,6	6,5	7,3	8,0
<b>32</b> Largo del dedo mayor	7,5	8,3	9,2	6,9	7,7	8,5
<b>33</b> Largo del dedo índice	6,8	7,5	8,3	6,2	6,9	7,6
<b>34</b> Largo del dedo pulgar	6,0	6,7	7,6	5,2	6,0	6,9
<b>35</b> Largo de la palma de la mano	10,1	10,9	11,7	9,1	10,0	10,8
<b>36</b> Largo total de la mano	17,0	18,6	20,1	15,9	17,4	19,0

Fuente: (Salas Casapino, 2014)

## 2.3.2. Factores de posición y fuerza

### a) Factor de posición

La prótesis mioeléctrica se ha desarrollado con la finalidad de poder ejecutar una postura estándar de posición cilíndrica, con la finalidad de poder realizar el proceso de agarre de un objeto, la cual es la que se ejecuta con mayor frecuencia. Cabe mencionar que también se puede diseñar la prótesis con varias funciones complejas con la finalidad de que cumpla otros propósitos.

### b) Factor de fuerza

Para el desarrollo de la prótesis se tomó en consideración los estudios realizados en la investigación denominada “Diseño y fabricación de una mano de código abierto de seis grados de libertad” en donde menciona que la fuerza brindada a cada dedo es de  $9.28 \pm 2.46$  N.

## 2.3.3. Sensor EMG

El sensor que fue usado para la captación de señales electromiográficas generadas por las personas, tiene como característica que es un sensor seco de uso superficial el cual cuenta con 8 juegos de electrodos , cada juego contiene: “ 2 electrodos que captan la señal y un tercer electrodo que tiene la función de tierra” , véase la figura N° 2.11.

**FIGURA N° 2.11 SENSOR DE SEÑAL ELECTROMIGRÁFICA**

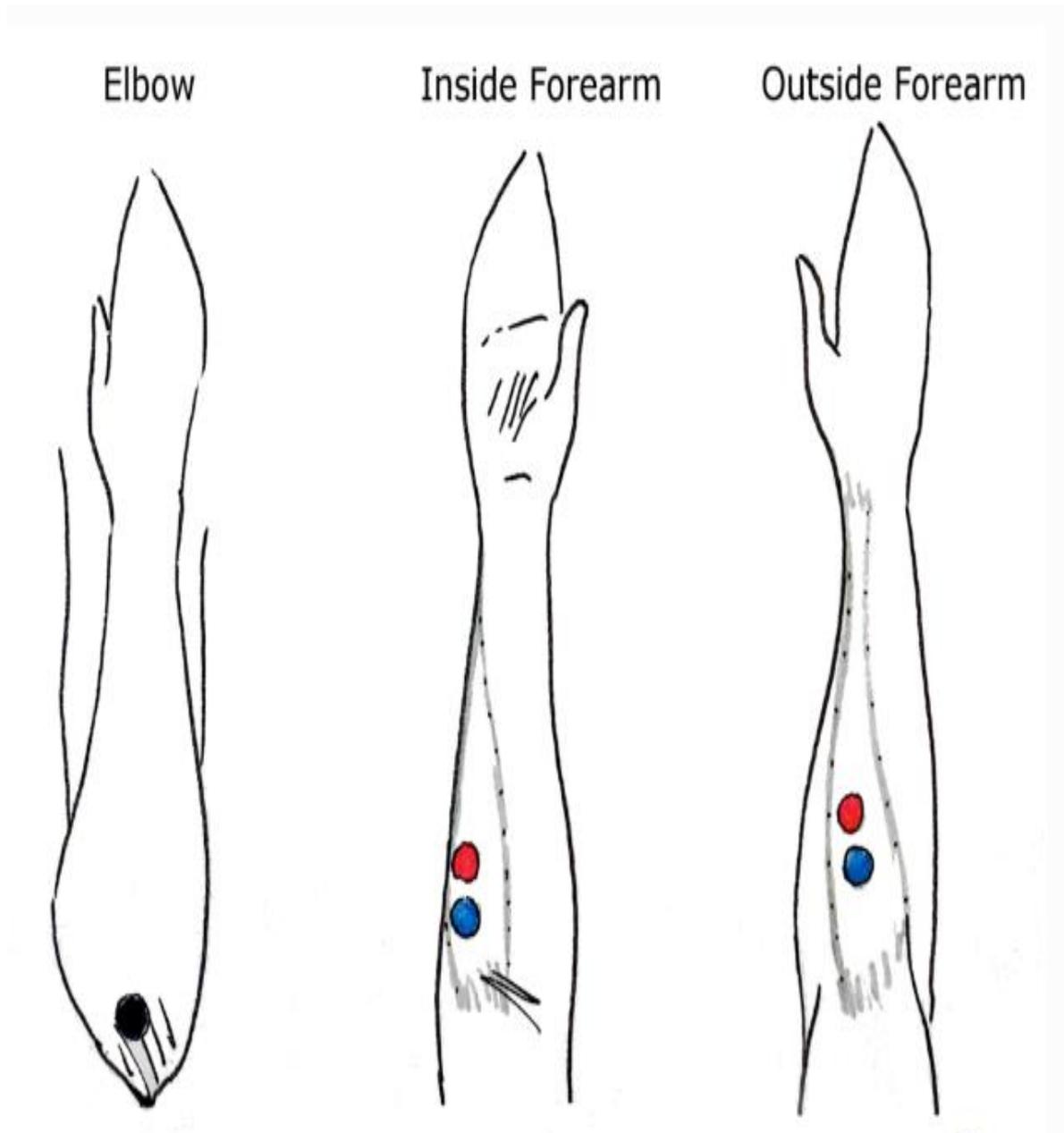


Fuente: Elaboración propia

### a) Ubicación del sensor EMG

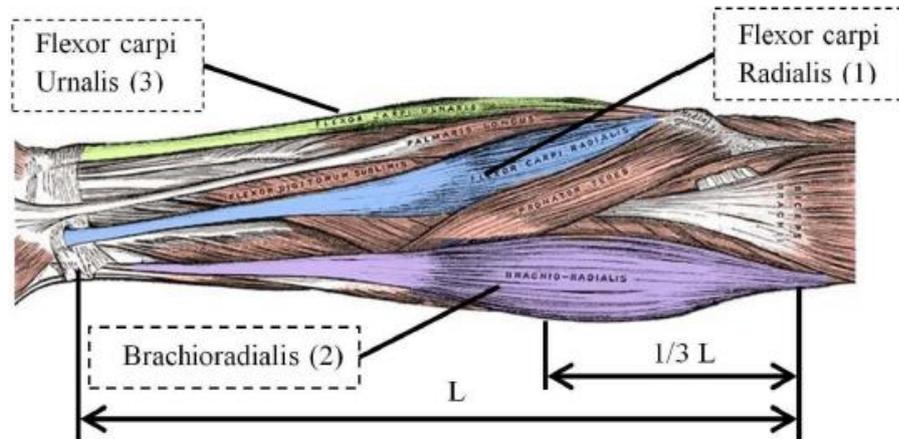
La ubicación del sensor para captar las señales debe estar ubicado en la tercera parte superior del brazo, con la finalidad de que recepcione los pulsos generados por las personas que cuentan con amputación. Véase en la figura N° 2.12. y N° 2.13

**FIGURA N°2.12 UBICACIÓN DE SENSOR EN EL BRAZO**



Fuente: (Open bionics 2018, 2016)

**FIGURA N°2.13 PROPORCIÓN DEL BRAZO EN DONDE SE COLOCA EL SENSOR EMG**



Fuente: (Hand grip-EMG muscle response, 2014)

#### **2.3.4. Control PID**

El controlador PID es un controlador realimentado cuyo propósito es hacer que el error en estado estacionario, entre la señal de referencia y la señal de salida de la planta, sea cero. (Martín Ballesteros, y otros, 2013)

##### **a) Estructura del PID**

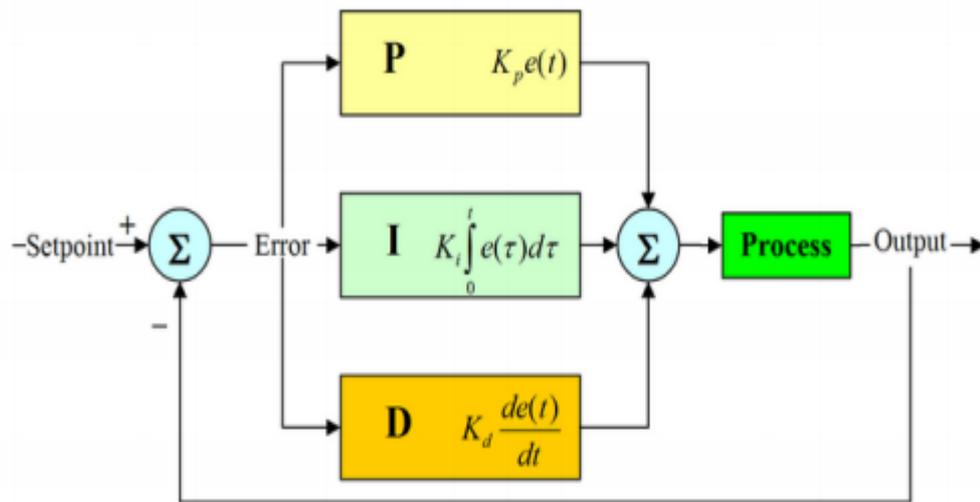
La estructura del PID está conformado por tres bloques en un diagrama de flujo en donde se describe lo siguiente, véase la figura N°2.14:

- **El primer bloque de control P (proporcional)** consiste en el producto entre la señal de error y la constante proporcional, quedando un error en estado estacionario casi nulo. (Beauregard, 2011)
- **El segundo bloque de control I (integral)** tiene como propósito disminuir y eliminar el error en estado estacionario, provocado por el modo proporcional. El control integral actúa cuando hay una desviación entre la variable y el punto de consigna, integrando esta

desviación en el tiempo y sumándola a la acción proporcional. (Beauregard, 2011)

- **El tercer bloque de control D (Derivativo)** considera la tendencia del error y permite una repercusión rápida de la variable después de presentarse una perturbación en el proceso. (Beauregard, 2011)

**FIGURA N°2.14 DIAGRAMA DE FLUJO DEL CONTROL PID**

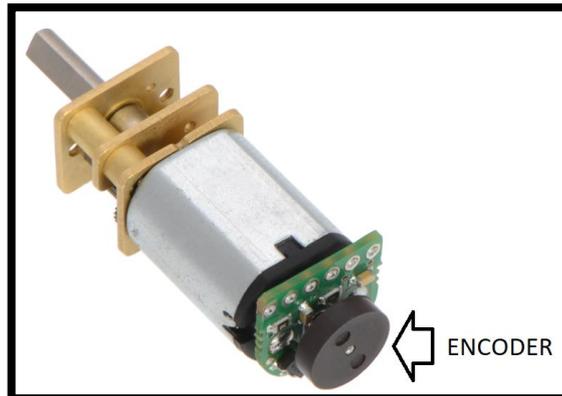


Fuente: (Beauregard, 2011)

### 2.3.5. Encoder magnético del micromotor DC

Los encoder de eje de Pololu compuesto por un disco magnético de 6 polos al eje del motor, así como dos sensores de efecto Hall. A medida que el motor gira, el disco gira más allá de los sensores. Cada vez que un polo magnético pasa un sensor, el codificador emite un pulso digital, con la finalidad de cuantificar cuantas vueltas debe de realizar el motor, véase la figura N° 2.15.

**FIGURA N° 2.15 ENCODER DE MICRO-MOTOR**



Fuente: (blog del bot, 2016)

### **2.3.6. Módulo de dedo**

“Los dedos meñiques, anular, medio e índice, cuentan con tres falanges, es decir, con tres articulaciones móviles: la articulación metacarpofalángica (MP), la articulación interfalángica proximal (PIP, por sus siglas en inglés); y la articulación interfalángica distal (DIP).

En caso del pulgar, este solo cuenta con dos falanges (proximal y distal), articulados en MP y una articulación interfalángica (IP)”. (Romero Muñiz, 2018)

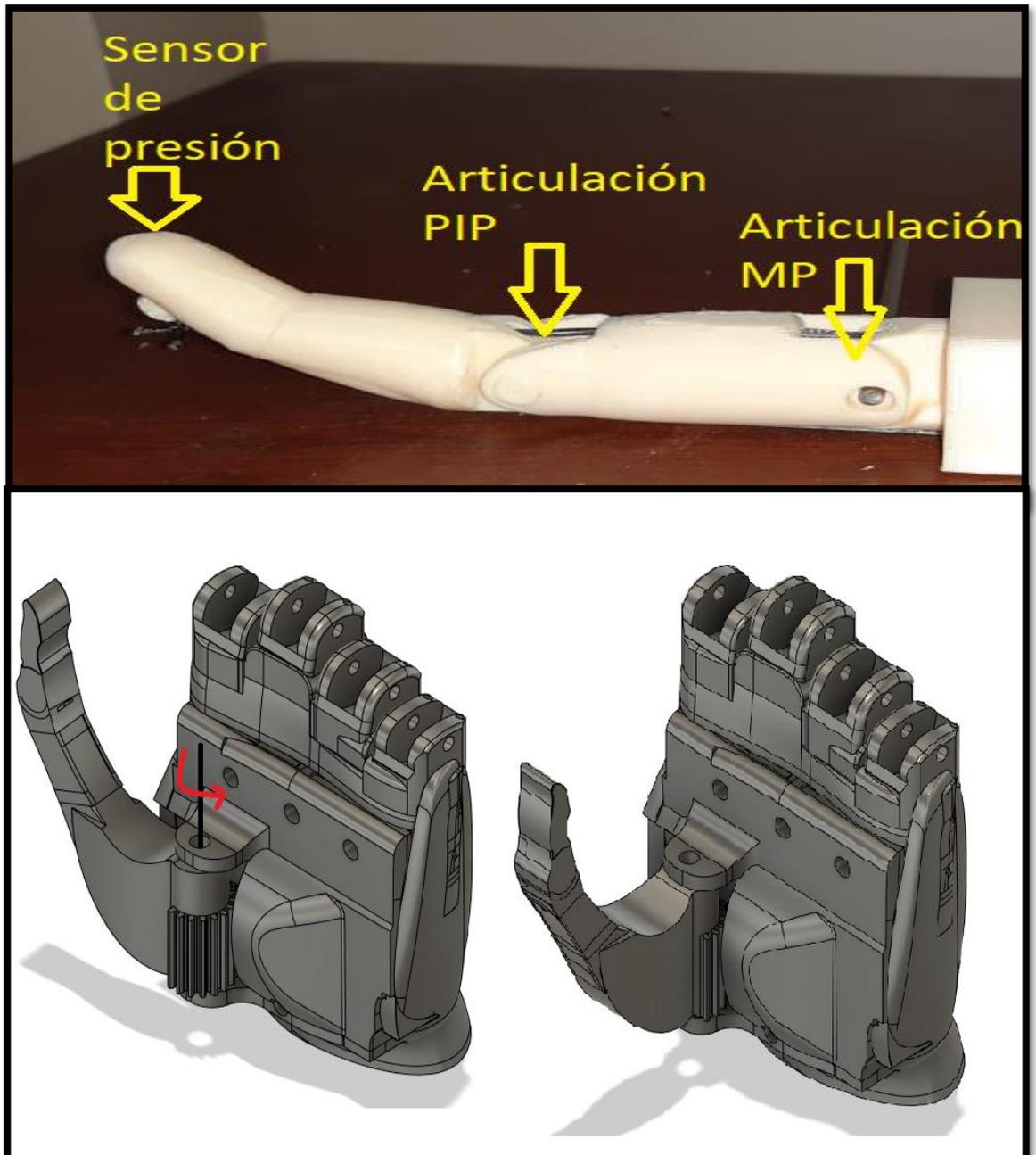
En caso de la prótesis elaborada, el dedo índice, medio, anular y meñique; contará con dos falanges (proximal y distal), articulados en MP y una articulación interfalángica distal (DIP). Por otro lado, el dedo pulgar contará con una sola articulación (MP) y efectuará solamente el movimiento de oposición.

El módulo consta de 2 articulaciones llamadas:

- **MP:** la articulación metacarpofalángica
- **PIP:** articulación interfalángica proximal

En donde el modulo tiene 1 grado de libertad con movimiento dependiente del mecanismo de cuerda trenzada conectada al micro-motor. Véase en la figura N° 2.16.

**FIGURA N° 2.16 MÓDULO DEL DEDO**

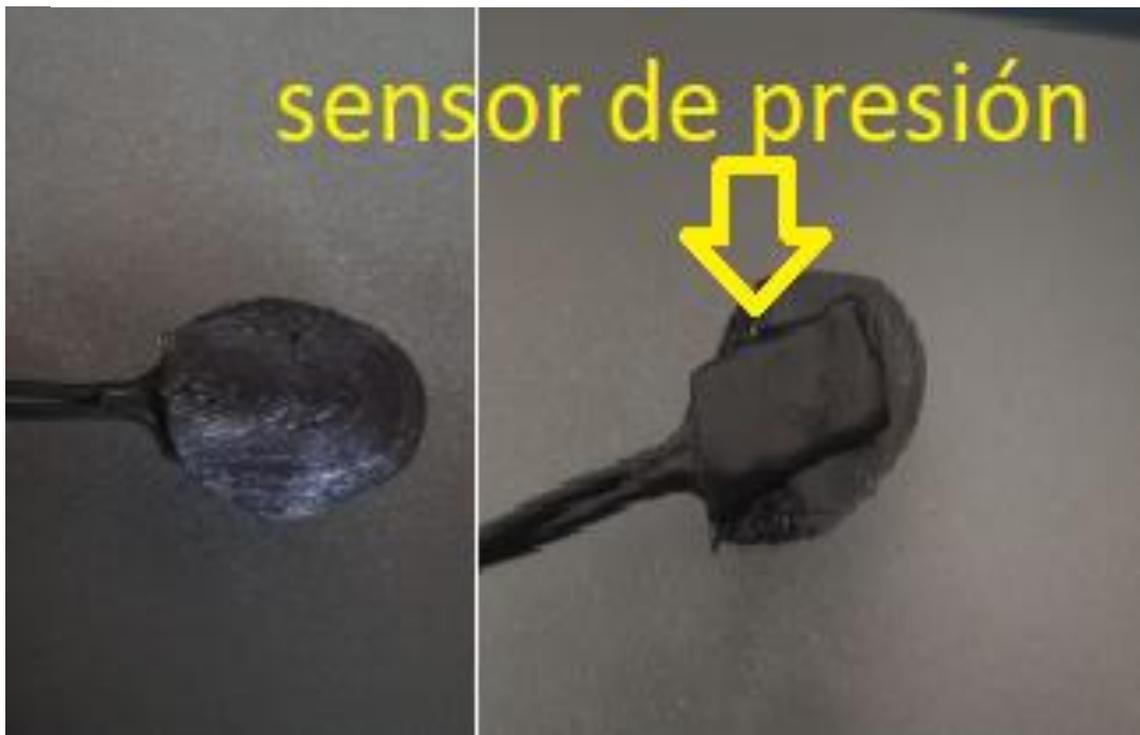


Fuente: Elaboración Propia

### 2.3.7. Sensor de presión

El sensor está compuesto de un material conductor conocido como Velostat, la cual es sensible a la presión en donde al apretarlo se reducirá la resistencia, por lo que es útil para hacer sensores flexibles. Véase en la figura N° 2.17.

**FIGURA N°2.17 SENSOR DE PRESIÓN EN LA YEMA DEL DEDO**



Fuente: Elaboración propia

### 2.3.8. Arduino

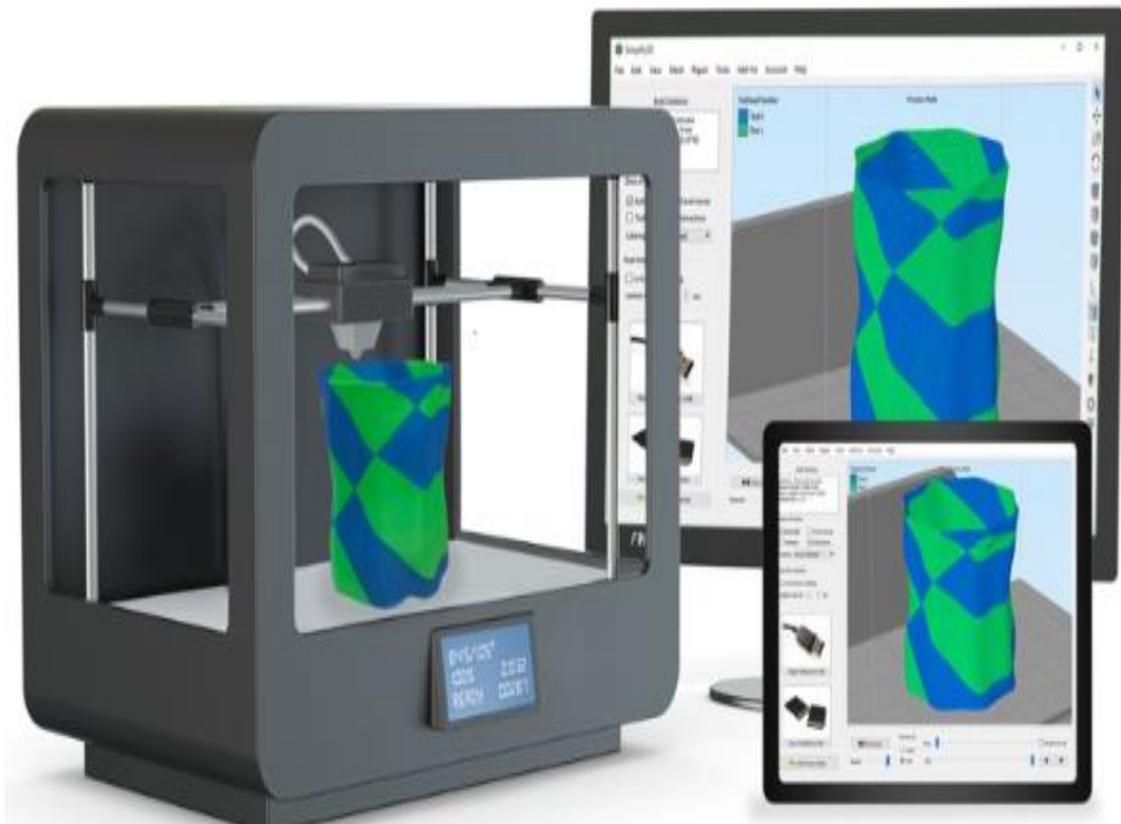
La mano protésica requiere un procesador integrado capaz de manejar todos los movimientos de la mano, además de todas las entradas del sensor y la retroalimentación del usuario. Un proyecto de esta naturaleza no requiere una gran cantidad de potencia de procesamiento, pero teniendo en cuenta las limitaciones extremas de espacio, hay muchas entradas analógicas a digitales y E / S digitales generales necesarias.

La familia de microcontroladores Arduino se ha convertido recientemente en el controlador estándar de aficionados y robots por su bajo costo, gran cantidad de funciones y facilidad de uso. La mayor razón por la cual es muy popular es porque hay miles de bibliotecas de códigos y ejemplos de proyectos de varias personas. Existe una tremenda red de soporte comunitario y foros en línea donde se discuten la resolución de problemas y ejemplos. (Ventimiglia, 2012)

### 2.3.9. Simplify 3D

Es el software con el cual se controla cada aspecto de la impresión. Esta genera un impacto en la calidad de impresión la cual se es beneficioso para que la elaboración de la prótesis tenga buena estética. Véase en la figura N°2.18

**FIGURA N° 2.18 SOFTWARE SIMPLIFY 3D**

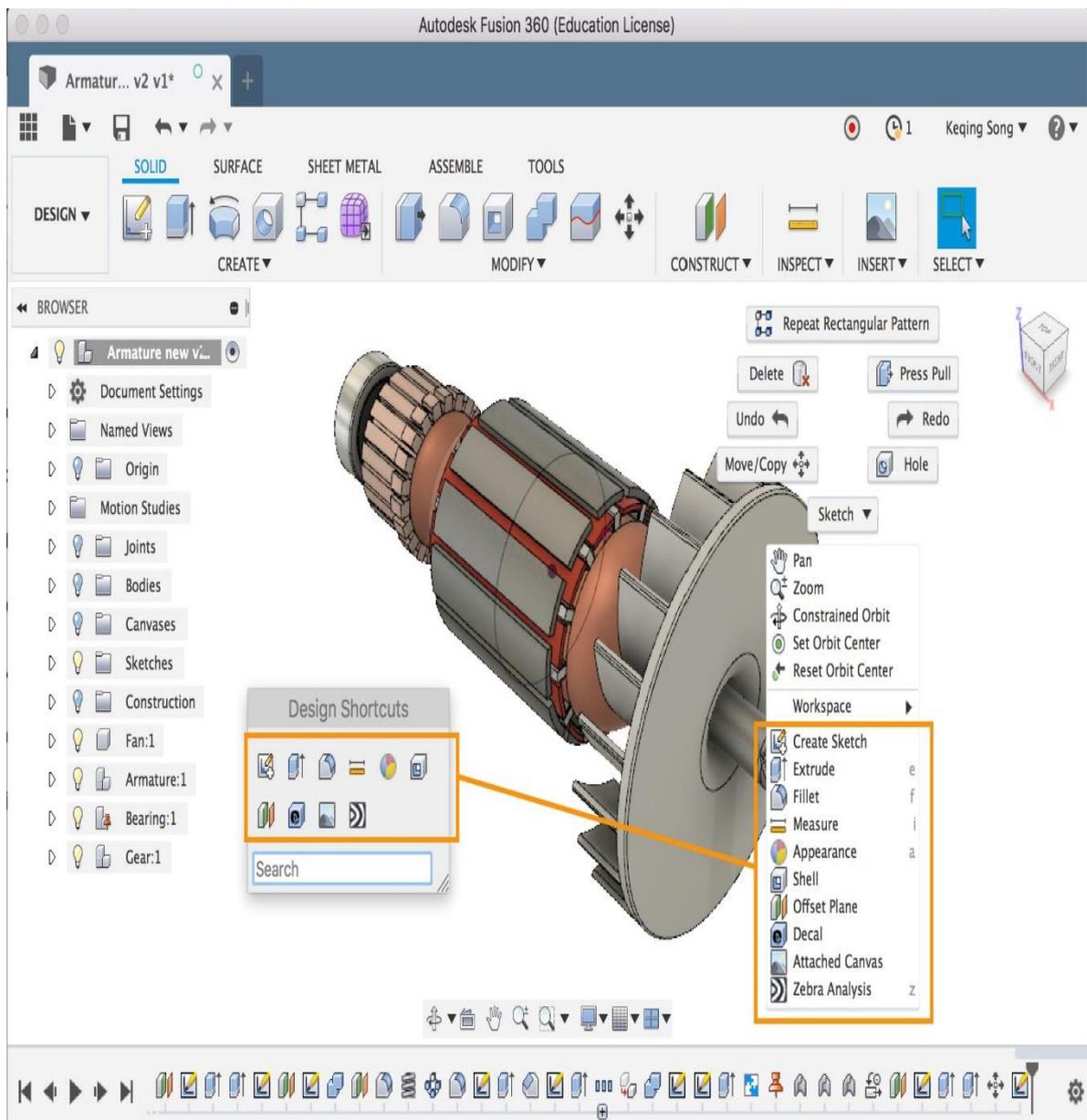


Fuente: (SIMPLIFY3D)

### 2.3.10. Software Autodesk Fusion 360

Fusion 360 es un programa CAD 3D desarrollado por Autodesk. Es un programa CAD mucho más intuitivo que otros programas profesionales de modelado 3D. Abarca todo el proceso de planificación, prueba y ejecución de un diseño 3D. Fusion 360 tiene un excelente soporte para impresión. Véase en la figura N° 2.19

**FIGURA N° 2.19 SOFTWARE AUTODESK FUSION 360**



Fuente: (Autodesk, 2019)

## 2.4. Definición de términos básicos

- **Amplitud**

Es la medida de la variación máxima de desplazamiento que puede tener una señal mioeléctrica, ésta varía periódicamente.
- **Electrodo de superficie**

Son sensores no invasivos que se utilizan para la medición y detección de la señal EMG. Estos sensores se encargan de medir el potencial eléctrico de los músculos
- **Filamentos**

Es el material usado por impresión 3D, viene almacenado en un carrete circular y tiene un peso de 500 gramos, 1000 gramos o 2000 gramos; dependiendo del tipo de material a usar. Además, el filamento tiene un diámetro de 1.75 mm y 3 mm, se selecciona depende de la aplicación y tamaño del objeto a imprimir.
- **Fibras musculares**

Es una célula que tiene la capacidad de contraerse y expandirse. El conjunto de estas células forma el tejido muscular.
- **Frecuencia**

Es una magnitud que mide el número de repeticiones por unidad de tiempo de la señal mioeléctrica.
- **Frecuencia de muestreo**

Representa al número de muestras por unidad de tiempo, esto se presenta cuando necesitamos transformar una señal mioeléctrica continua a discreta.
- **Hardware**

El hardware en esta investigación es el sistema embebido de control y también el sensor de señales mioeléctricas.
- **Señal analógica**

Es un tipo de señal que se presenta en una señal mioeléctrica, debido a que su amplitud y periodo varían continuamente.
- **Software**

El software usado para la impresión 3D es nuestra investigación es un software libre llamado Simplify3D, nos permite hacer un pre-procesado del objeto a imprimir.

- **Torque**

Es el momento de fuerza que ejerce el motor eléctrico sobre el punto de apoyo del dedo. Si el torque del motor es mayor entonces la prótesis de mano podrá cargar un peso mayor.

- **Grado de libertad**

Es el movimiento orientado hacia una dirección que puede ejercer un punto con respecto a los ejes X, Y y Z.

- **Inervado**

Es la acción generada por los nervios sobre las diferentes funciones en los órganos.

- **Funcionabilidad**

Es el correcto funcionamiento óptimo para ejercer algún trabajo o función requerido.

- **Densidad energética**

Es la cantidad de energía que existe por unidad de masa o de volumen.

- **Electromiografía**

Es un procedimiento el cuál mide la actividad eléctrica muscular.

### III. HIPÓTESIS Y VARIABLES

#### 3.1. Hipótesis

##### 3.1.1. Hipótesis general

- El diseño y la fabricación adecuada de una prótesis mioeléctrica de mano de 5 grados de libertad logra un menor costo comparado a una prótesis comercial para personas con amputación transradial.

##### 3.1.2. Hipótesis específicas

- La prótesis mioeléctrica de mano de 5 grados de libertad utilizando un sistema mecánico controlado mediante cuerda trenzada y sensores permiten lograr un menor costo comparado a una prótesis comercial para personas con amputación transradial.
- La prótesis mioeléctrica de mano de 5 grados de libertad fabricado con la tecnología de impresión 3D por modelado de deposición fundida permite lograr un menor costo comparado a una prótesis comercial para personas con amputación transradial.

#### 3.2. Definición conceptual de variables

- **Variable independiente:**

La **prótesis mioeléctrica de mano de 5 grados de libertad** es el sistema que capta las señales eléctricas generadas en las fibras musculares, luego las procesa mediante componentes electrónicos para posteriormente convertirlas en movimiento lineal por medio de los actuadores. Cabe mencionar que, el sistema cuenta también con sensores de presión para cumplir con un proceso de retroalimentación “Feedback” y así lograr un bajo costo.

- **Variable dependiente:**

El **bajo costo** es el gasto económico que representa la fabricación del producto que se quiere realizar.

### 3.3. Operacionalización de variables

**TABLA N°3.1 OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES**

VARIABLE	DIMENSIÓN	INDICADORES
<b>Independiente</b>		
Prótesis mioeléctrica de mano de 5 grados de libertad	Sistema mecánico controlado	• Dimensiones de la mano
		• Cantidad de electrodos del sensor EMG
		• Rango de resistencia del FSR
		• Fuerza de agarre de objetos
		• Tensión de la cuerda
	Fabricación de prótesis	• Resistencia a la tracción del material
		• Temperatura de impresión del material
		• Tiempo de impresión
• Peso del material utilizado		
<b>Dependiente</b>		
Bajo costo	Impresión 3D	• Costo de fabricación
	Sistema mecánico controlado	• Costos de materiales

Fuente: Elaboración propia

## **IV. DISEÑO METODOLÓGICO**

### **4.1. Tipo y diseño de investigación**

#### **4.1.1. Tipo de investigación**

En esta tesis se aplicó **la investigación tecnológica de nivel aplicada**. Es investigación tecnológica por que tiene el objetivo de aplicar los conocimientos desarrollados por la ciencia para apoyar a las personas con amputación transradial que no cuentan con economía suficiente para adquirir una prótesis mioeléctrica comercial.

Es de nivel aplicada por que se aplicaran los resultados de pruebas realizadas con la finalidad de lograr un correcto diseño de una prótesis mioeléctrica de 5 grados de libertad para personas con amputación transradial.

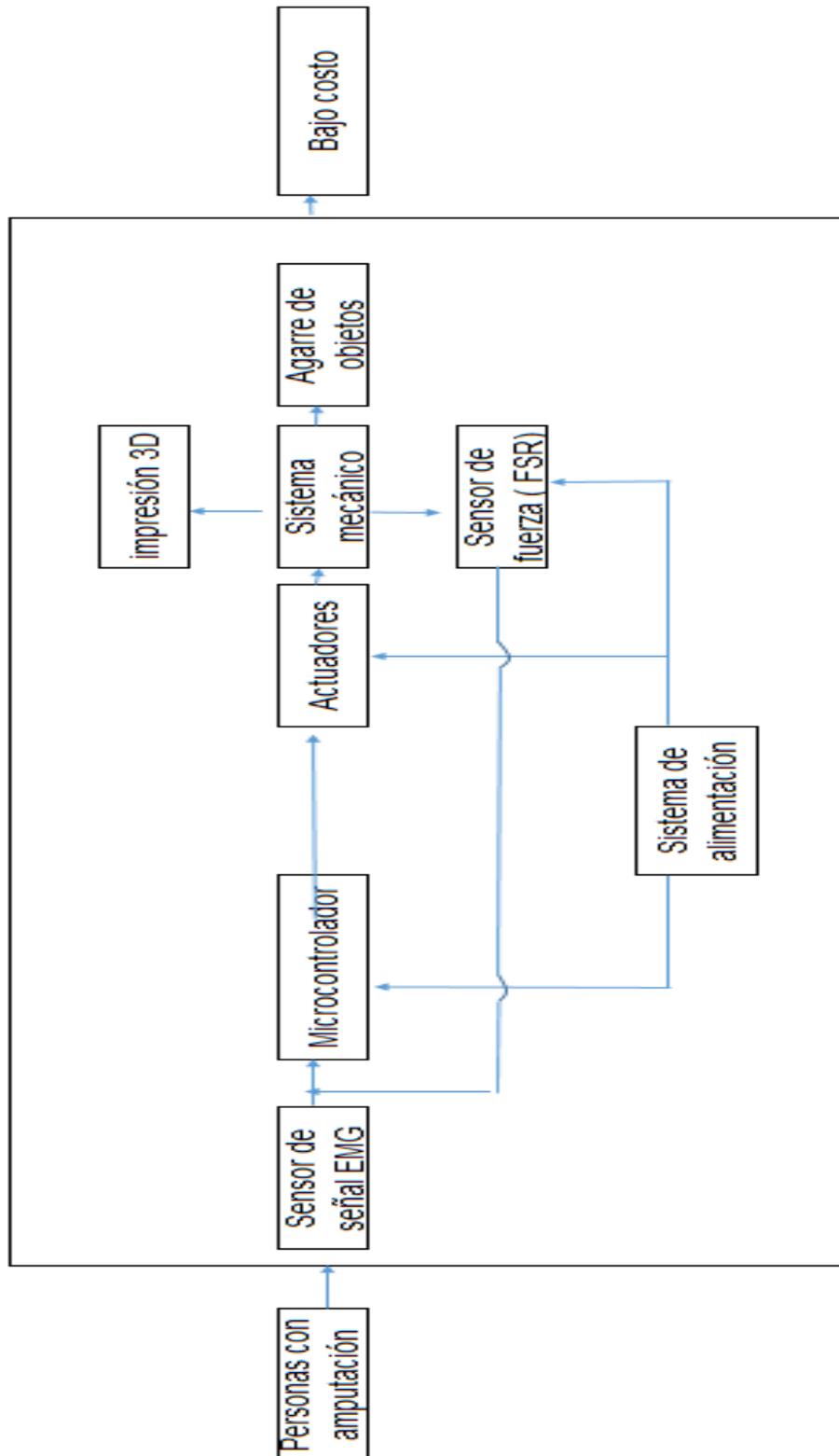
#### **4.1.2. Diseño de la investigación**

En esta tesis se realizó un diseño de aplicación, el cual consta de 2 objetos de acuerdo con lo mencionado por el autor **Ciro Espinoza Montes** en su libro llamado "Metodología de la investigación tecnológica". Uno es el objeto diseñado y fabricado; mientras que el otro objeto, es uno existente llamado objeto de control al cuál se quiere superar con un menor costo. (Espinoza Montes, 2010)

### **4.2. Método de investigación**

El método de investigación es sistémico porque se considera la relación entre los componentes de la prótesis de mano mioeléctrica con la entrada y salida, la cuál es el bajo costo. Véase en la figura N° 4.1.

FIGURA N°4.1 FLUJO DEL MÉTODO SISTÉMICO



Fuente: Elaboración propia

### 4.3. Población y muestra

La población de esta investigación son todas las prótesis mioeléctricas realizadas en el Perú. La muestra a utilizar es el que se desarrollara en la presente tesis, debido a que no se logra tener la muestra suficiente por ello que es una muestra no probabilístico.

### 4.4. Lugar de estudio y periodo desarrollado

Esta investigación se realizó en el departamento de Lima, por un periodo de 6 meses desde junio del presente año, debido que se tuvo que desarrollar desde el diseño, selección de materiales y elaboración de este proyecto.

### 4.5. Técnicas e instrumentos para la recolección de la información

En esta investigación se están tomando las herramientas adecuadas para poder desarrollar cada indicador que se muestra en nuestra operacionalización de variables con la finalidad de resolver y en conjunto poder lograr el objetivo del diseño de la prótesis. Véase en la tabla N°4.1 y N°4.2.

**TABLA N°4.1 HERRAMIENTA DE INDICADORES**

INDICADOR	HERRAMIENTA
<ul style="list-style-type: none"><li>• Dimensiones de la mano</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>• Se ha tomado la Norma DIN 33402.</li></ul>
<ul style="list-style-type: none"><li>• Cantidad de electrodos del sensor EMG</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>• Se han tomado como referencia la tesis titulada “Clasificación de señales mioeléctricas superficiales del movimiento de la mano utilizando técnicas de aprendizaje supervisado” que presentamos en nuestros antecedentes.</li></ul>
<ul style="list-style-type: none"><li>• Rango de resistencia del FSR</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>• Se usó el equipo multímetro y el software y el hardware y software Arduino.</li></ul>
<ul style="list-style-type: none"><li>• Fuerza de agarre de objetos</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>• Se tomó el valor de la publicación científica titulada (Design and fabrication of a six degree-of-freedom open source hand, 2015)</li></ul>
<ul style="list-style-type: none"><li>• Tensión de la cuerda</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>• Se utilizara un sistema de prueba que consta de resortes y el instrumento goniómetro y vernier digital</li></ul>

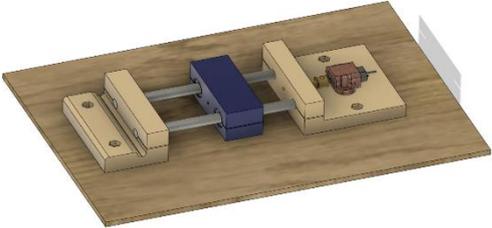
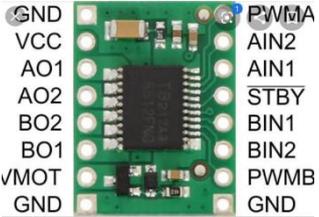
<ul style="list-style-type: none"> <li>Resistencia a la tracción del material</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Se reconoció mediante la hoja técnica. Véase Anexo N°3</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>Temperatura de extrusión del material</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Se reconoció mediante la hoja técnica. Véase Anexo N°3</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>Tiempo de impresión</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>El valor será tomado del software Simplify 3D. Véase Imagen N°IV-25 y N°IV-37</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>Peso del material utilizado</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>El valor será tomado del software Simplify 3D. Véase Imagen N°IV-25 y N°IV-37</li> </ul>

Fuente: Elaboración propia

Es importante mencionar los equipos usados para el desarrollo de esta investigación:

**TABLA N° 4.2 IMPLEMENTOS DEL DISEÑO**

Equipos y materiales	Imagen
Goniómetro (ver anexo N°15)	
Hardware Arduino mega(ver anexo N°11)	
Motor pololu con encoder magnético (ver anexo N°12)	

<p>Sensor de señal EMG (ver anexo N°8)</p>	
<p>Sensor de presión</p>	
<p>Cuerda Dyneema 8 strands(ver anexo N°9)</p>	
<p>Banco de pruebas de tensión de cuerda</p>	
<p>Driver del motor(ver anexo N°12)</p>	

Fuente: Elaboración propia

## 4.6. Análisis y procesamiento de datos

En el desarrollo de la tesis se realizaron diferentes etapas con la finalidad de lograr el diseño y la fabricación de la prótesis

### 4.6.1. Etapas de desarrollo

Se ejecutaron 6 etapas separadas en diseño y fabricación, como se muestra en la tabla N° 4.3.

**TABLA N° 4.3 ETAPAS DE DESARROLLO DE LA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA**

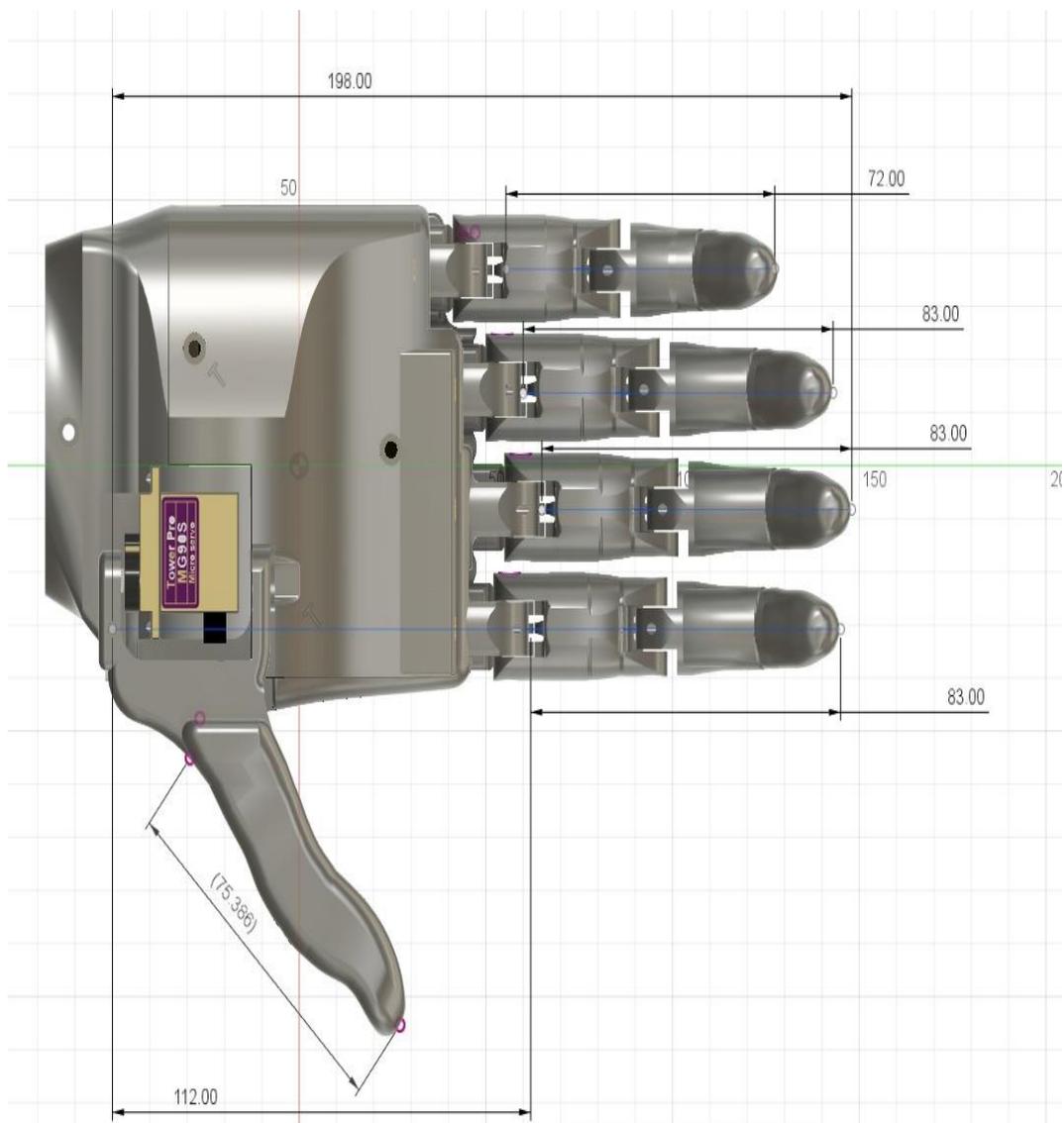
ETAPAS	ACTIVIDADES	
	DISEÑO MECÁNICO CONTROLADO	FABRICACIÓN DE LA PRÓTESIS
ETAPA 1	Diseño de los dedos de acuerdo a la norma DIN 33402	Impresión del dedo índice para pruebas.
	Pruebas del sensor de señal EMG	
ETAPA 2	Hallar el rango de resistencia del sensor de presión de acuerdo a las dimensiones seleccionadas	
	Prueba del control PID del micromotor DC (con encoder magnético)	
	Diseño del módulo de prueba 1	Impresión del módulo de prueba 1
	Hallar las fuerza requeridas en el dedo	
ETAPA 3	Diseño del módulo de prueba 2	Impresión del módulo de prueba 2
	Diseño de la mano completa con los parámetros obtenidos anteriormente	Impresión de la mano modelo
ETAPA 4	Diseño de la placa electrónica de control	Ensamble de componentes de la prótesis de mano
ETAPA 5	Diseño del socket	Impresión del socket
		Ensamble del socket con la prótesis de mano
ETAPA 6		Funcionamiento de la prótesis

Fuente: Elaboración propia

a) **Etapa 1**

- Se realizó el diseño de la mano derecha tomando como referencia la normal DIN 33402. Tomando los parámetros de las medidas que cuentan con el 95% de mayoría de varones, como se muestra en la figura N°4.2

**FIGURA N° 4.2 DIMENSIONES DE LA PROTESIS DE LA MANO**



Fuente: Elaboración propia

- Con las medidas establecidas se procedió a la impresión del dedo índice con la finalidad de ejecutar pruebas para comprobar parámetros requeridos para el diseño, como se muestra en la figura N° 4.3.

**FIGURA N°4.3 DEDO INDICE IMPRESO PARA PRUEBAS**



Fuente: Elaboración propia

- Se realizaron pruebas con el sensor de señal EMG, el cual para esta investigación es el OY MOTION Gesture, debido a que este implemento tiene como función principal de recepcionar la pequeña diferencia de voltaje que las personas amputadas generan cuando quieren realizar un movimiento de la mano, con la finalidad de amplificar a un voltaje aceptable (2 a 5 Voltios); generando 6 patrones de movimiento, véase la figura N° 4.4. Dichos patrones son enviados al microcontrolador para que pueda procesarlos y así poder generar el movimiento deseado en la prótesis mioeléctrica.

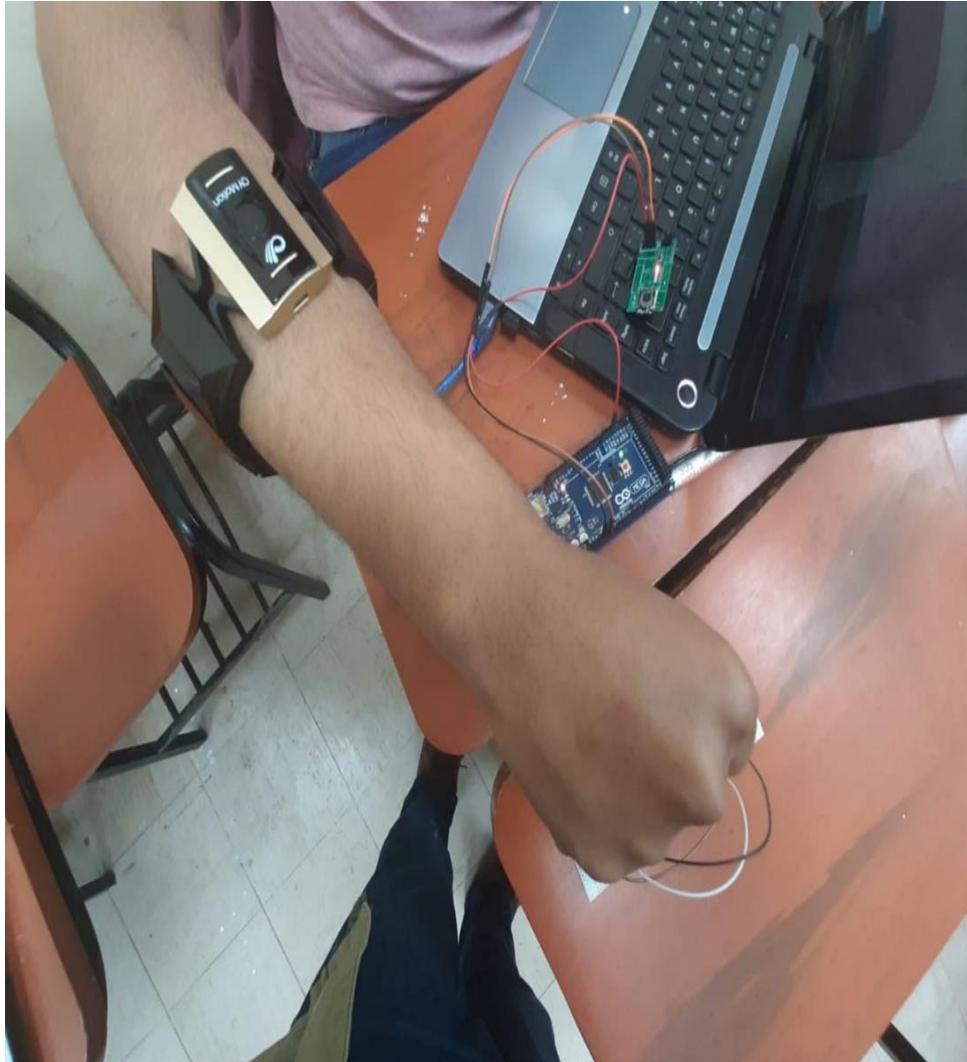
**FIGURA N° 4.4 PATRONES DE MOVIMIENTO QUE PUEDE CAPTAR EL SENSOR EMG**



Fuente: (OY MOTION Inc.)

Es importante mencionar que para el desarrollo de esta tesis solo se consideró la prótesis de la mano derecha y el movimiento g1- puño que se muestra en la figura N° 4.5 y en la figura N° 4.6.

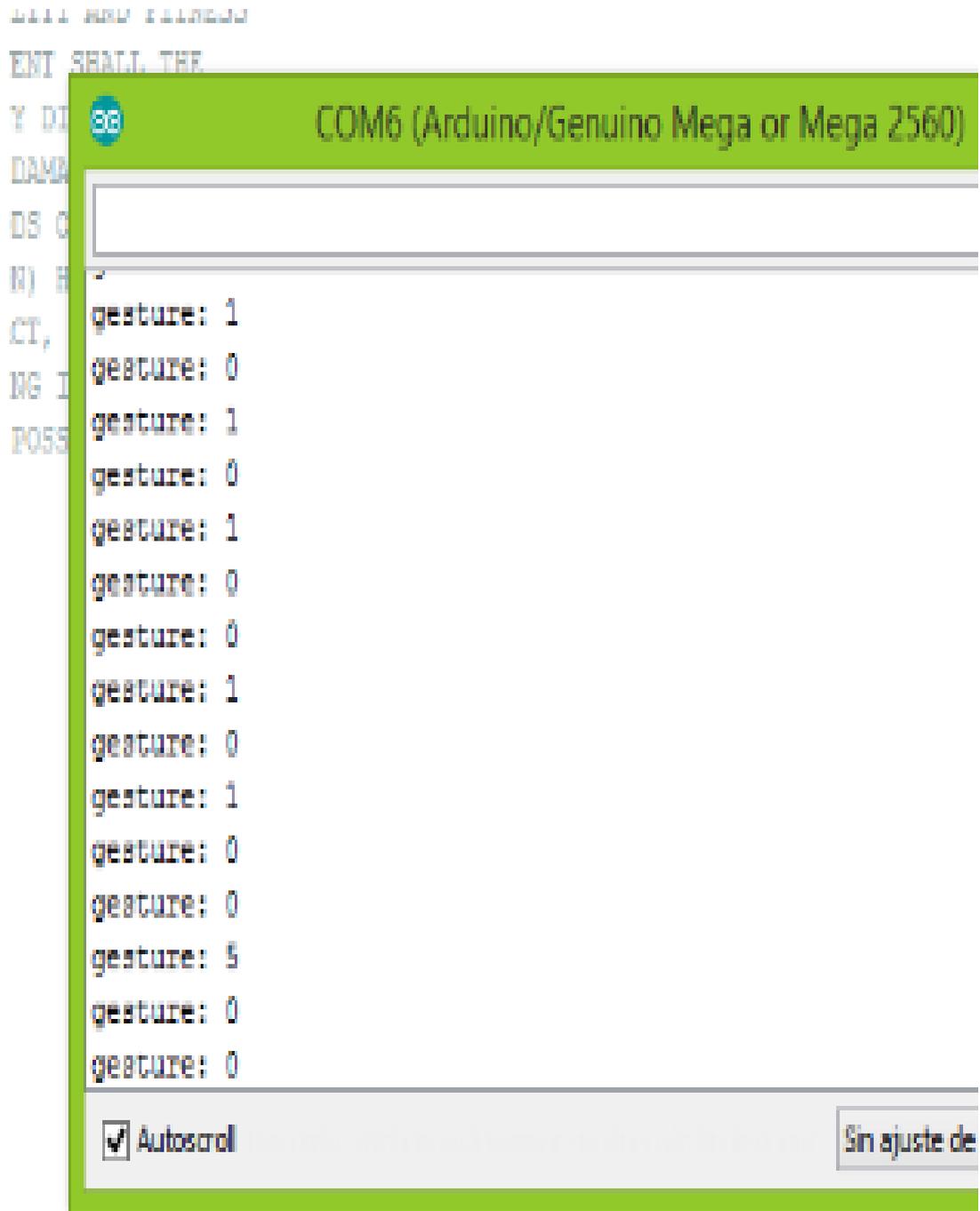
**FIGURA N° 4.5 PRUEBA CON EL SENSOR EMG Y EL PUÑO CERRADO**



Fuente: Elaboración propia

Los resultados de esto es la siguiente marcación: "1" si en caso detecta el pulso de movimiento y "0" si no se genera ningún movimiento, lo cual podemos observar en la imagen N° 4.6. Estos datos fueron procesados por el software Arduino.

**FIGURA N° 4.6 SEÑALES EMITIDAS POR EL SENSOR EMG**



Fuente: Elaboración propia

b) Etapa 2

- Se realizó el cálculo de la resistencia que se genera el sensor de presión, para verificar que al no tener presión con la misma la resistencia del sensor es alta, véase en la figura N° 4.7. Caso contrario; al ejecutar presión, la resistencia del sensor disminuye, véase en la figura N° 4.8.

**FIGURA N°4.7 MEDICIÓN DE RESISTENCIA DEL SENSOR SIN PRESIÓN**



Fuente: Elaboración propia

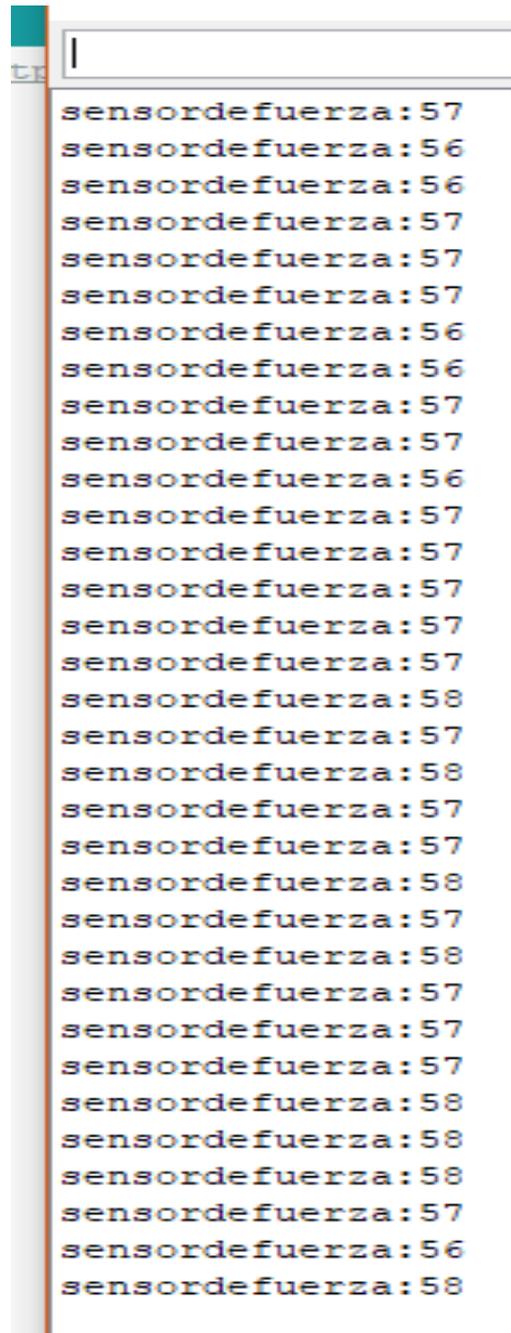
FIGURA N° 4.8 MEDICIÓN DE RESISTENCIA DE SENSOR CON PRESIÓN



Fuente: Elaboración propia

- Luego se procedió a validar los parámetros en el software arduino en donde se volvió a realizar el procedimiento ejecutando con presión como se muestra en la figura N° 4.9 y sin presión como se muestra en la figura N° 4.10.

**FIGURA N° 4.9 MEDICIÓN CON EL SOFTWARE ARDUINO SIN EJERCER PRESIÓN SOBRE EL SENSOR**

A screenshot of an Arduino IDE serial monitor window. The window title is partially visible as 'C...'. The serial output shows a list of 30 lines of text, each representing a sensor reading. The readings are: 'sensordefuerza: 57', 'sensordefuerza: 56', 'sensordefuerza: 56', 'sensordefuerza: 57', 'sensordefuerza: 57', 'sensordefuerza: 57', 'sensordefuerza: 56', 'sensordefuerza: 56', 'sensordefuerza: 57', 'sensordefuerza: 57', 'sensordefuerza: 56', 'sensordefuerza: 57', 'sensordefuerza: 57', 'sensordefuerza: 57', 'sensordefuerza: 57', 'sensordefuerza: 58', 'sensordefuerza: 57', 'sensordefuerza: 58', 'sensordefuerza: 57', 'sensordefuerza: 57', 'sensordefuerza: 58', 'sensordefuerza: 57', 'sensordefuerza: 57', 'sensordefuerza: 58', 'sensordefuerza: 58', 'sensordefuerza: 58', 'sensordefuerza: 58', 'sensordefuerza: 57', 'sensordefuerza: 56', and 'sensordefuerza: 58'.

```
sensordefuerza: 57
sensordefuerza: 56
sensordefuerza: 56
sensordefuerza: 57
sensordefuerza: 57
sensordefuerza: 57
sensordefuerza: 56
sensordefuerza: 56
sensordefuerza: 57
sensordefuerza: 57
sensordefuerza: 56
sensordefuerza: 57
sensordefuerza: 57
sensordefuerza: 57
sensordefuerza: 57
sensordefuerza: 58
sensordefuerza: 57
sensordefuerza: 58
sensordefuerza: 57
sensordefuerza: 57
sensordefuerza: 58
sensordefuerza: 57
sensordefuerza: 57
sensordefuerza: 58
sensordefuerza: 58
sensordefuerza: 58
sensordefuerza: 58
sensordefuerza: 57
sensordefuerza: 56
sensordefuerza: 58
```

Fuente: Elaboración propia

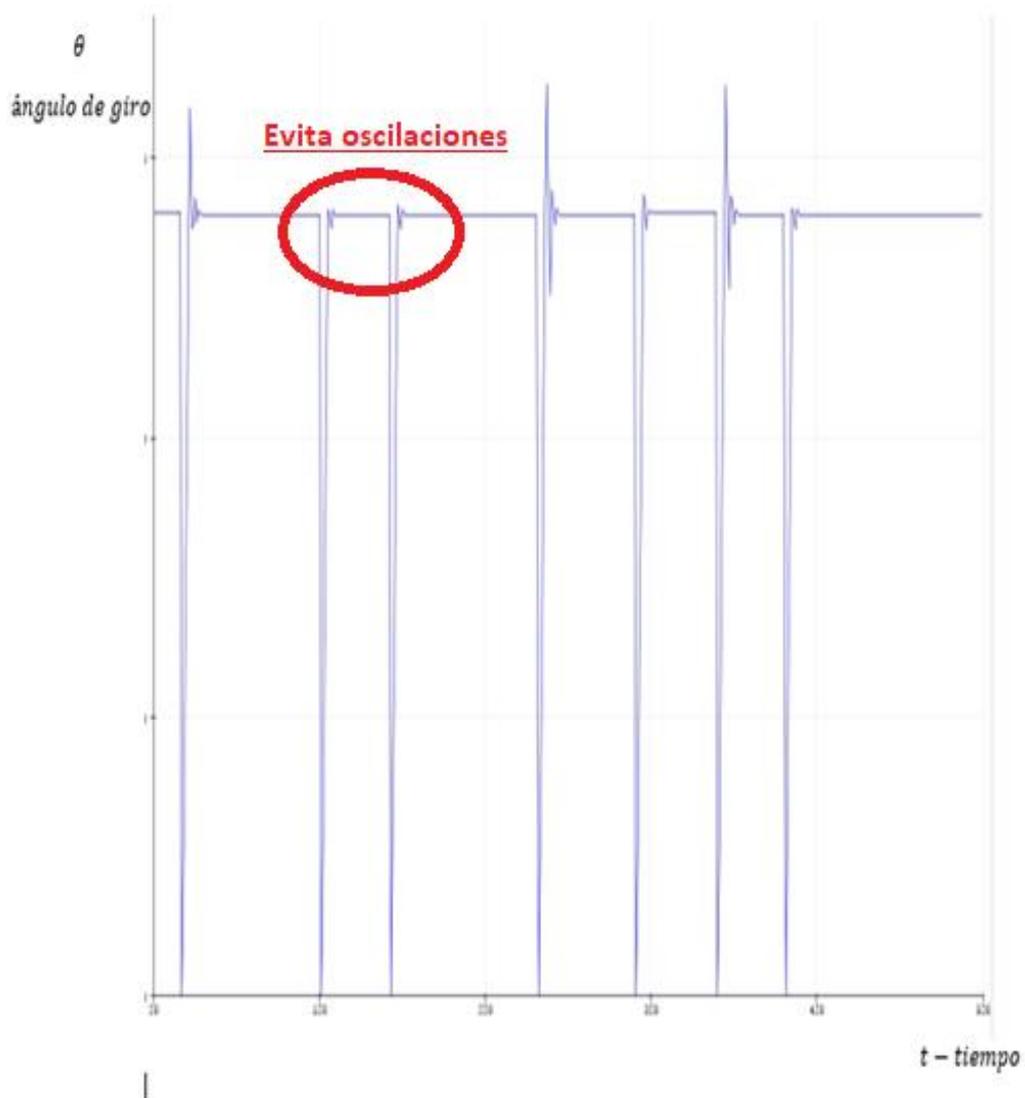
**FIGURA N° 4.10 MEDICIÓN CON EL SOFTWARE ARDUINO EJERCIENDO PRESIÓN SOBRE EL SENSOR**

```
Analog reading = 158  
Analog reading = 166  
Analog reading = 163  
Analog reading = 167  
Analog reading = 168  
Analog reading = 178  
Analog reading = 174  
Analog reading = 192  
Analog reading = 189  
Analog reading = 188  
Analog reading = 166  
Analog reading = 153  
Analog reading = 164  
Analog reading = 167  
Analog reading = 170  
Analog reading = 174  
Analog reading = 175  
Analog reading = 174  
Analog reading = 178  
Analog reading = 184  
Analog reading = 178  
Analog reading = 180  
Analog reading = 119  
Analog reading = 106  
Analog reading = 143  
Analog reading = 162  
Analog reading = 164  
Analog reading = 176  
Analog reading = 170  
Analog reading = 175  
Analog reading = 179  
Analog reading = 179  
Analog reading = 167  
Analog reading = 165  
Analog reading = 171  
Analog reading = 175  
Analog reading = 173
```

Fuente: Elaboración propia

- Luego de validar los parámetros de resistencia del sensor de presión, se procedió a ejecutar las pruebas del control PID en el micro-motor. En donde se valida que ejecutando el control se evitan las oscilaciones altas que provocan vibración al motor, como se muestra en el gráfico N°4.1. Además, el control PID del motor proporciona la no alteración de la posición del motor ante cualquier perturbación.

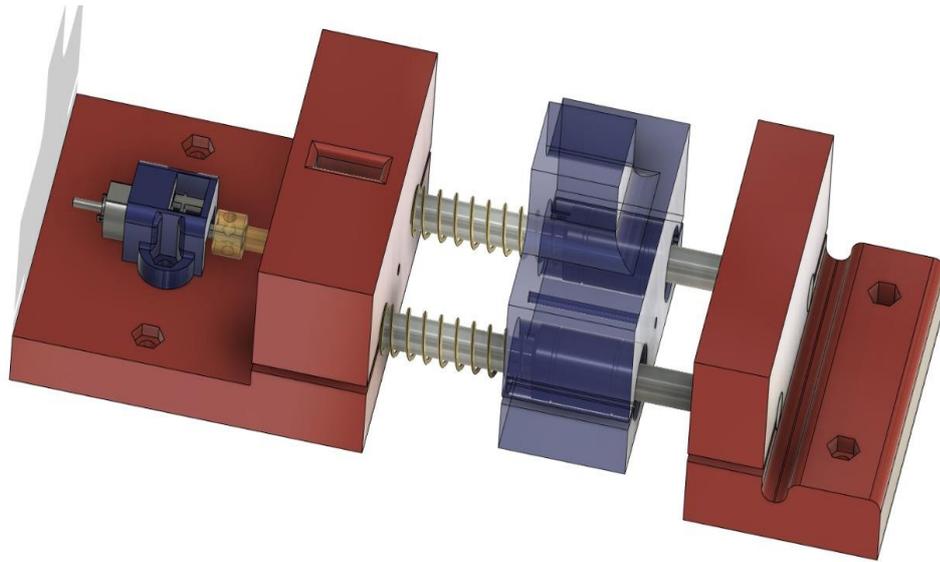
**GRÁFICO N° 4.1 OSCILACIONES CONTROLADAS POR EL CONTROL PID**



Fuente: Elaboración propia

- Luego de validar los puntos anteriores, se procedió a realizar el diseño del banco de pruebas con la finalidad de validar parámetros requeridos para el diseño, véase la figura N° 4.11.

**FIGURA N° 4.11 BANCO DE PRUEBAS PARA MEDIR LA FUERZA DE LA CUERDA**



Fuente: Elaboración propia

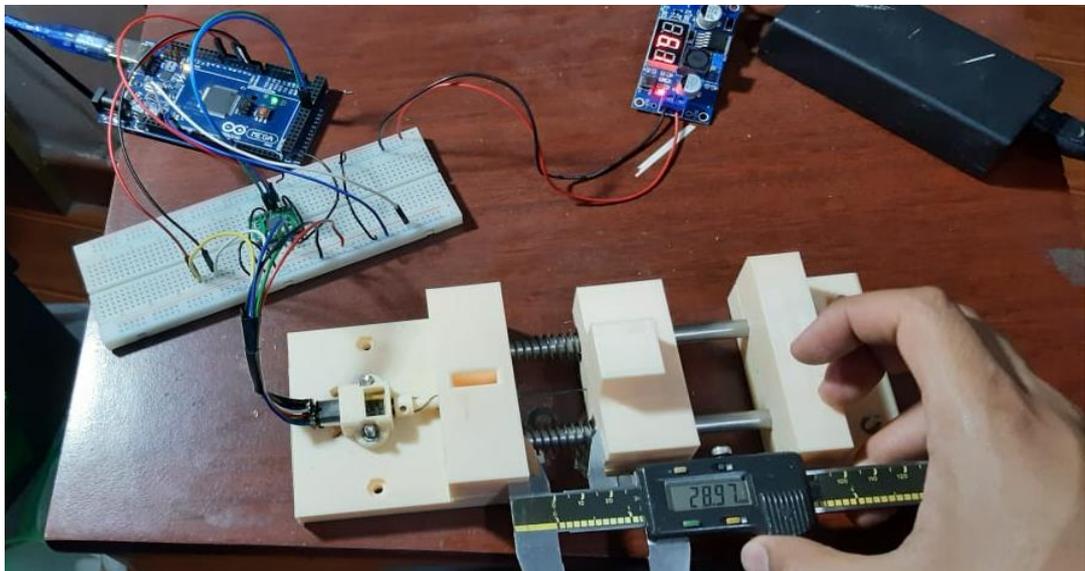
- Este banco de prueba como se muestra en la figura N°4.11, fue impreso e implementado como se muestra en la figura N°4.12, con la finalidad de verificar la fuerza de tensión y el desplazamiento de la cuerda considerada para el diseño, como se observa en la figura N°4.13.

**FIGURA N°4.12 BANCO DE PRUEBAS EN ESTADO NORMAL**



Fuente: Elaboración propia

**FIGURA N°4.13 BANCO DE PRUEBA CON FUERZA EJERCIDA POR EL MOTOR**



Fuente: Elaboración propia

Tomando como longitud de cuerda inicial, véase la figura N° 4.12:

- $L_0 = 38.92 \text{ mm}$
- Constante de rigidez del resorte  $K = 0.125 \text{ Kg/mm}$  (Ver Anexo N°2)

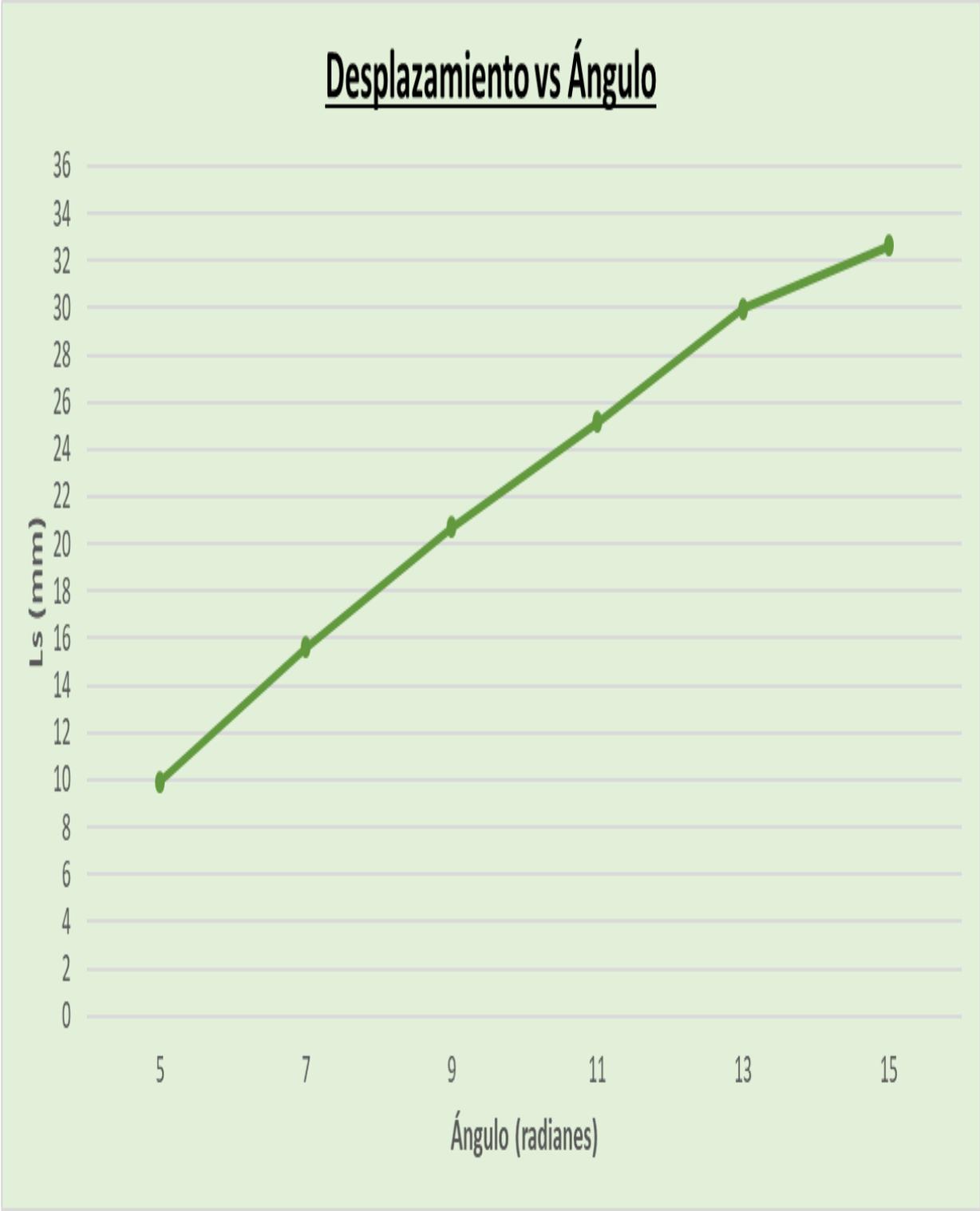
Se procedió a realizar las pruebas, en donde se obtienen el desplazamiento de la cuerda y la fuerza que se genera al momento que el motor gira un determinado ángulo. Véase en la tabla N°4.4 y gráfico N°4.3 y gráfico N°4.4.

**TABLA N°4.4 PARÁMETROS OBTENIDOS DEL BANCO DE PRUEBA**

Angulo (rad)	L(mm)	Delta L(mm)	$K_{\text{elástica}}$ (kg/mm)	F(kg)	F(N)	F(lb)
5	28.97	9.95	0.125	2.49	24.40	5.49
7	23.29	15.63	0.125	3.91	38.33	8.62
9	18.21	20.71	0.125	5.18	50.79	11.42
11	13.78	25.14	0.125	6.29	61.66	13.86
13	8.96	29.96	0.125	7.49	73.48	16.52
15	6.29	32.63	0.125	8.16	80.03	17.99

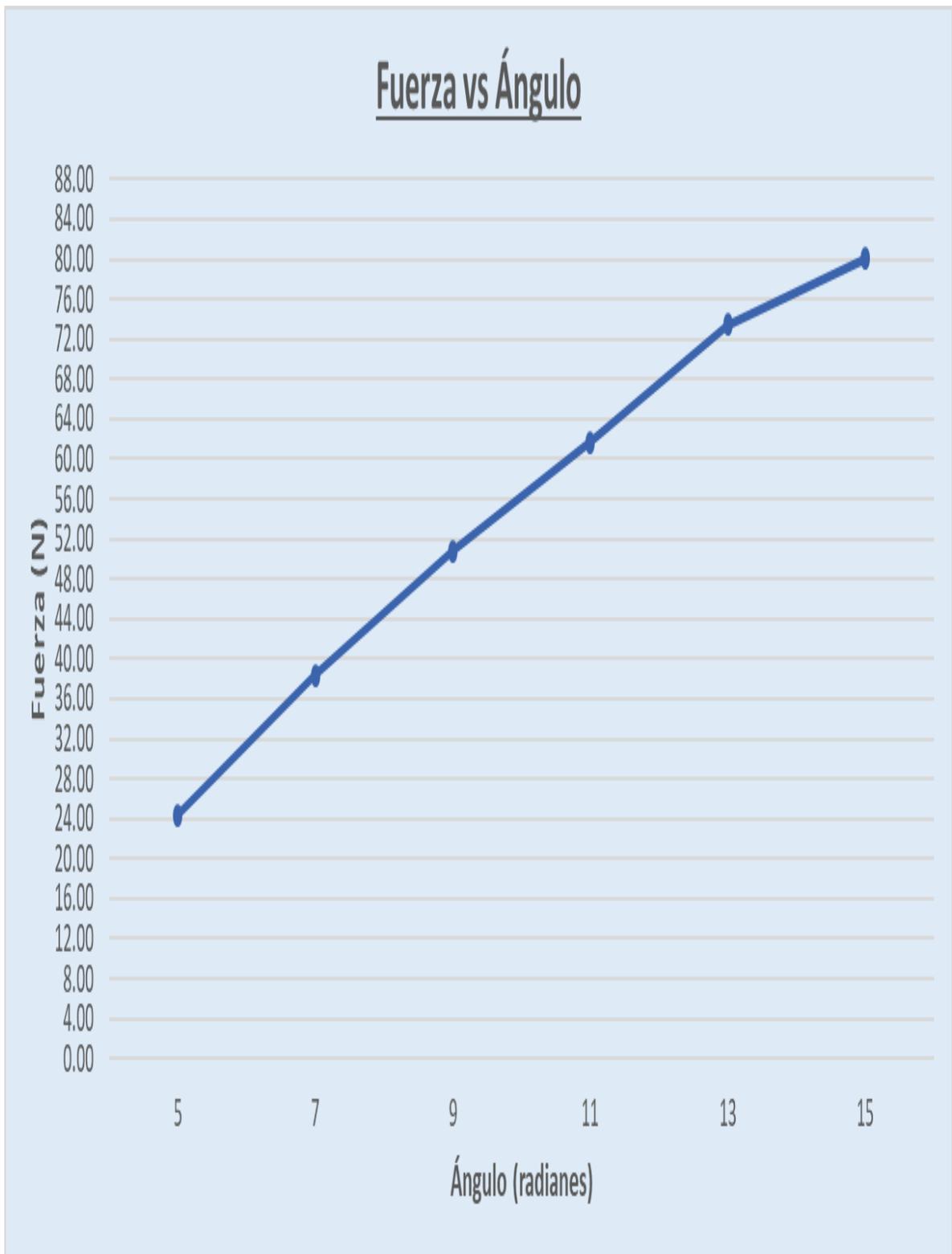
Fuente: Elaboración propia

GRÁFICO N° 4.2 DESPLAZAMIENTO VS ÁNGULO



Fuente: Elaboración propia

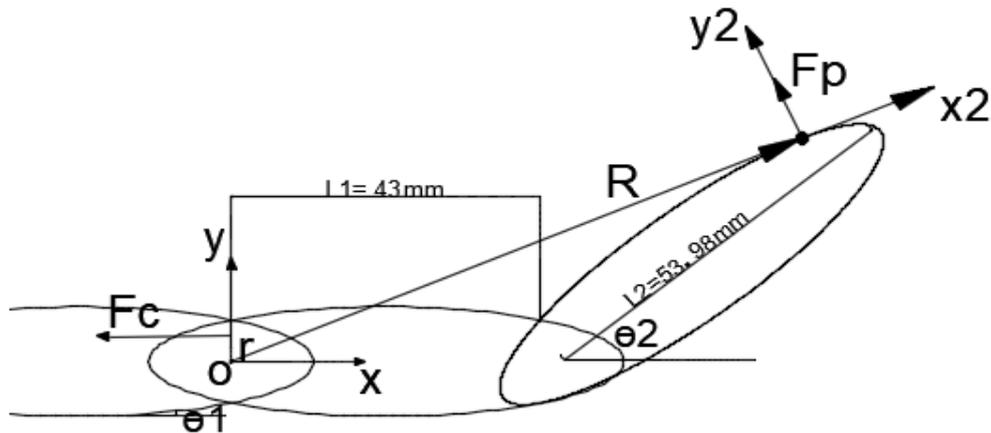
GRÁFICO N°4.3 FUERZA VS ÁNGULO



Fuente: Elaboración propia

- Con las pruebas verificadas experimentalmente, se procedió a realizar los cálculos para realizar el comparativo con los parámetros que se requieren. Véase en la figura N°4.14.

**FIGURA N°4.14 D.C.L DEL DEDO DE LA PRÓTESIS**



Fuente: Elaboración propia

Realizando momento con respecto al punto "o":

$$F_c \times r = F_p \times R \dots\dots\dots \text{ecuación N° 4.1}$$

En donde:

Fc: Fuerza de la cuerda, al momento de que se acciona el motor.

Fp: Fuerza de presión, ejercida en la yema del dedo.

R: Radio de giro de la Fp, con respecto al punto O.

r: Radio de giro de la Fc, con respecto al punto O.

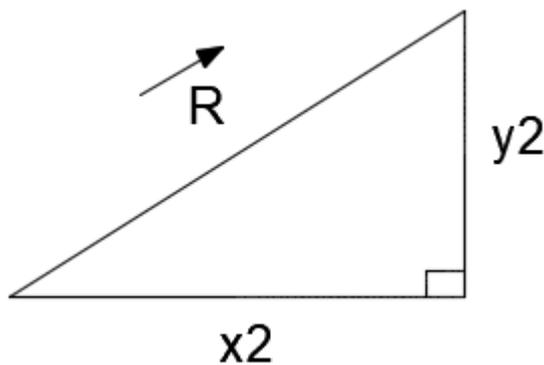
$\theta_1$ ;  $\theta_2$  = Ángulos de inclinación

Sabemos que por transformación de coordenadas:

$$x_2 = L_1x \cos(\theta_1) + L_2x \cos(\theta_1 + \theta_2) \dots \text{ecuación N}^\circ 4.2$$

$$y_2 = L_1x \sin(\theta_1) + L_2x \sin(\theta_1 + \theta_2) \dots \text{ecuación N}^\circ 4.3$$

Entonces por el triángulo de pitágoras:



$$R = \sqrt{x_2^2 + y_2^2} \dots \text{ecuación N}^\circ 4.4$$

Parámetros de la mano, por diseño:

$$L_1 = 43mm$$

$$L_2 = 53.98mm$$

$$\theta_{1max} = 75.12^\circ$$

$$\theta_{2max} = 78.15^\circ$$

$$r = 8.10mm$$

Cabe mencionar, que los ángulos máximos fueron medidos por el instrumento goniómetro. Véase en la figura N° 4.15

**FIGURA N°4.15 MEDIDAS DE ÁNGULOS DE CADA ARTICULACIÓN MEDIANTE EL GONIÓMETRO**



Fuente: Elaboración propia

Reemplazando  $L_1, L_2, \theta_{1max}, \theta_{2max}$  en las ecuaciones N°4.2 y N° 4.3:

$$x_2 = 43x \text{ Cos}(75.12) + 53.98x \text{ Cos}(75.12 + 78.15)$$

$$x_2 = 11.04 - 48.21 = -37.17mm$$

$$y_2 = 43x \text{ Sen}(75.12) + 53.48x \text{ Sen}(75.12 + 78.15)$$

$$y_2 = 41.56 + 24.28 = 65.84mm$$

Reemplazando  $x_2, y_2$  en la ecuación N° 4.4:

$$R = \sqrt{(-37.17)^2 + (65.84)^2} = 75.61mm$$

Calculamos  $F_c$  reemplazando  $R$  y  $r$  en la ecuación N° 4.1, sabiendo que  $F_p=9.28N$  “Este valor fue tomado de la publicación científica llamada (Design and fabrication of a six degree-of-freedom open source hand, 2015)”

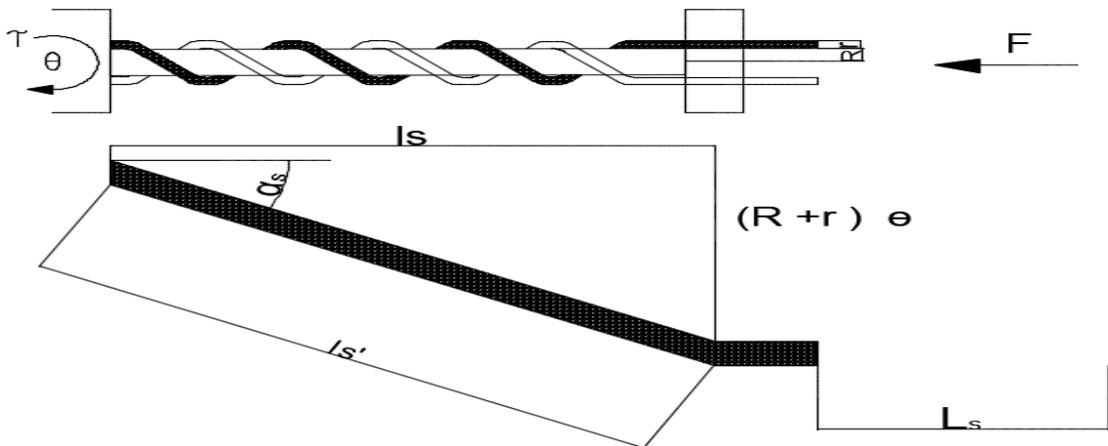
$$F_c = \frac{F_p \times R}{r} = \frac{9.28 \times 75.61}{8.10} = 86.62N = 8.83kgf = 19.47 Lbf$$

Teniendo la magnitud de la  $F_c$  requerido, hallamos al torque del motor requerido( $\tau$ ) , en la siguiente formula:

$$\tau d\theta = F_c dL_s$$

$$\tau = F_c \times \frac{dL_s}{d\theta} \dots\dots\dots \text{ecuación N° 4.5}$$

**FIGURA N° 4.16 D.C.L DE LA CUERDA EN EL EJE**



Fuente: Elaboración propia

De la figura N°4.16 sabemos que:

$$L_s = l'_s - l_s$$

$$L_s = \sqrt{(R + r)^2 \times \theta^2 + l_s^2} - l_s \dots\dots\dots \text{ecuación N° 4.6}$$

$$\frac{dL_s}{d\theta} = \frac{(R+r)^2 x \theta}{\sqrt{(R+r)^2 x \theta^2 + l_s^2}} \dots\dots\dots \text{ecuación N° 4.7}$$

Con los parámetros usados experimentalmente:

$$\theta = 15 \text{ rad} \begin{cases} r = 0.25 \text{ mm} \\ R = 2.25 \text{ mm} \\ l_s = 8.5 \text{ mm} \end{cases}$$

En donde:

r : radio de la cuerda Dyneema 8 strands.

R: radio del eje donde será trenzada la cuerda.

l<sub>s</sub>: longitud del eje(zona de trenzado de la cuerda)

Luego, reemplazamos los parámetros en las ecuaciones N° 4.6 y N° 4.7:

$$L_s = \sqrt{(2.5)^2 x 15^2 + 8.5^2} - 8.5$$

$$L_s = 29.95 \text{ mm}$$

$$\frac{dL_s}{d\theta} = \frac{(2.5)^2 x 15}{\sqrt{(2.5)^2 x 15^2 + 8.5^2}} = \frac{93.75}{38.45} = 2.44 \text{ mm}$$

Reemplazando Fc y  $\frac{dL_s}{d\theta}$  en la ecuación (4.5):

$$\tau = 8.83 x 2.44$$

$$\tau = 21.53 \text{ kg} - \text{mm} = 2.15 \text{ kg} - \text{cm}$$

Con el torque hallado seleccionamos el motor correspondiente:

$$\tau = 21.53 \text{ kg} - \text{mm} \left\{ \begin{array}{l} \text{Micromotor Pololu alto - poder} \\ \text{caja de reducci3n} = 986,41: 1 \\ \text{voltaje} = 6V \\ I_{\text{m}\acute{a}\text{x}} = 1.6A ; \text{eficiencia m}\acute{a}\text{x}} = 0.32A \\ \tau_{\text{m}\acute{a}\text{x}} = 120 \text{ kg} - \text{mm}; \tau_{\text{ef m}\acute{a}\text{x}} = 20 \text{ kg} - \text{mm} \\ \text{Efic m}\acute{a}\text{x}} = 28\% \\ \text{Pot m}\acute{a}\text{x}} = 0.96W ; \text{Pot ef max}} = 0.53W \end{array} \right.$$

$\tau_{\text{necesario}} = \tau \times \text{factor de seguridad} \dots \dots \dots \text{ecuaci3n N}^\circ 4.8$

$$\tau_{\text{necesario}} = 21.53 \times 1.3 = 27.99 \text{ Kg} - \text{mm} \approx 28 \text{ kg} - \text{mm}$$

$$\tau_{\text{necesario}} = 28 \text{ Kg} - \text{mm} \left\{ \begin{array}{l} \text{Velocidad} = 31 - 0.26x\tau \\ \text{Velocidad} = 31 - 0.26x28 \\ \text{Velocidad} = 23.72 \text{ RPM} \approx 24 \text{ RPM} \\ \text{Potencia} = 0.7W \\ \text{Amperaje} = 0.063 + 0.013x\tau \\ \text{Amperaje} = 0.063 + 0.013x28 \\ \text{Amperaje} = 0.43A \\ \text{Eficiencia} = 26 - 27\% \end{array} \right.$$

**Los datos del motor fueron tomados del anexo N°7.**

Cabe mencionar que la cuerda seleccionada tiene el diámetro de 0.25mm con una tensi3n máxima de 80Lb-f.

$$F_c = 19.47 \text{ Lb-f}$$

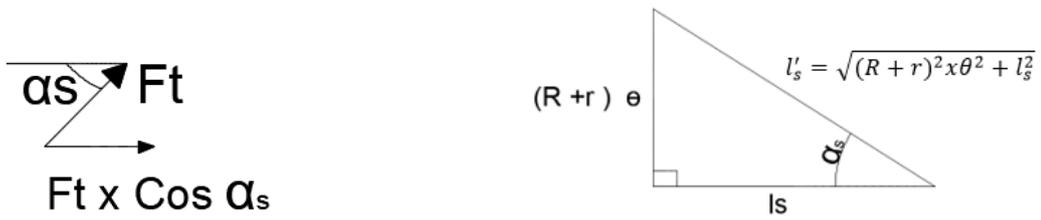
$$F_t = 80 \text{ Lb-f}$$

**FIGURA N°4.17 D.C.L PARA EL CÁLCULO DE LA FUERZA DE TENSI3N**



Fuente: Elaboraci3n propia

Vista A:



Donde:

$$0 < F_c < 2F_t \cos \alpha_s \dots\dots\dots \text{ecuación N}^\circ 4.9$$

$$\cos \alpha_s = \frac{l_s}{\sqrt{(R+r)^2 \theta^2 + l_s^2}} = \frac{8.5}{\sqrt{(2.5)^2 \times 15^2 + 8.5^2}} = 0.22$$

Reemplazando  $F_c$  y  $\cos \alpha_s$  en la ecuación VII

$$19.47 < 2(80) (0.22)$$

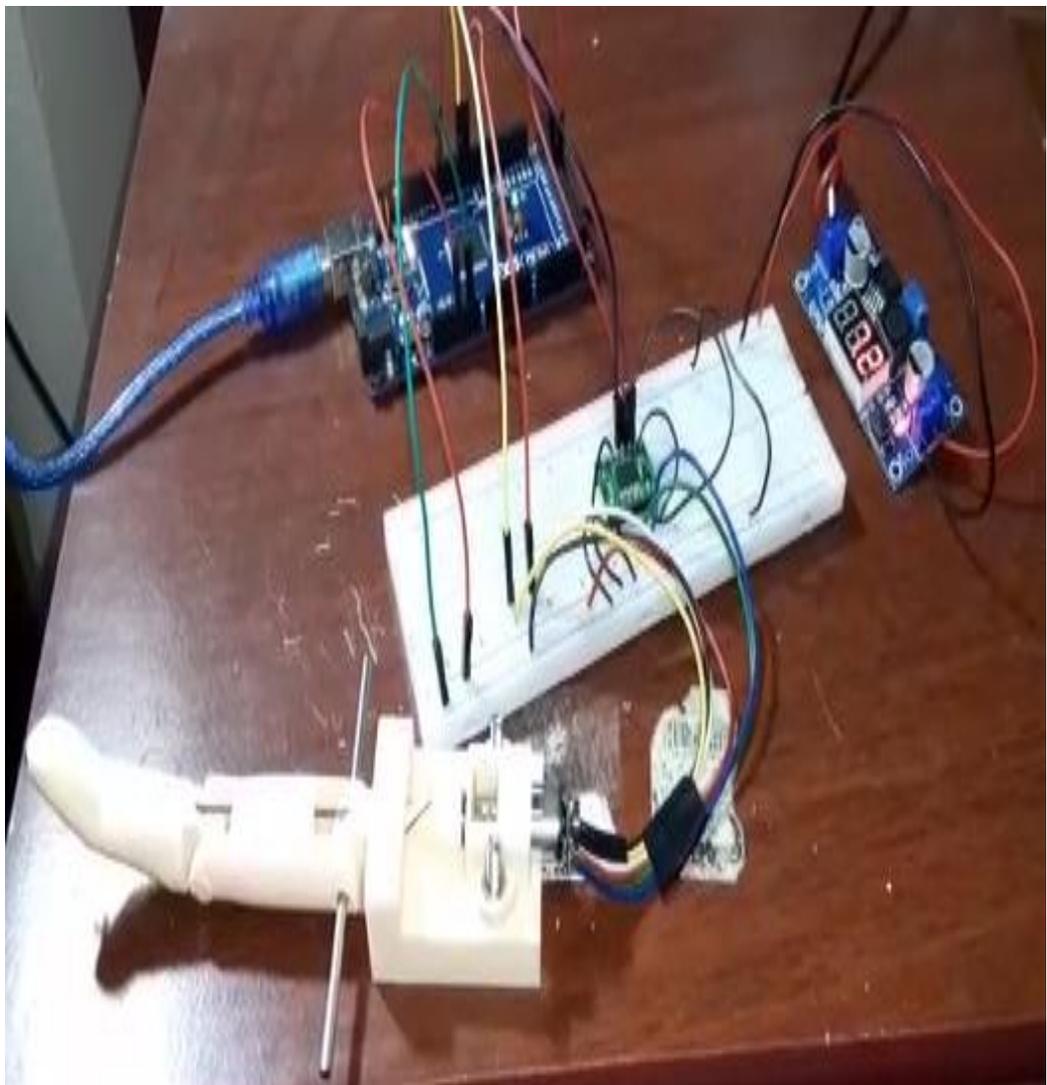
$$19.47 < 35.36 \text{ Lb-f}$$

Se verifico que cumple, con lo que se demuestra que la selección de la cuerda es la correcta.

c) **Etapa 3**

- Diseño y fabricación del sistema de módulo 2, como se muestra en la figura N° 4.18 , para validar el funcionamiento del sistema mecánico controlado mediante las señales emitidas por el sensor EMG, como se observa en la figura N° 4.19.

**FIGURA N°4.18 MÓDULO DE ACCIONAMIENTO DEL DEDO DE LA PRÓTESIS**



Fuente: Elaboración propia

**FIGURA N° 4.19 VERIFICACIÓN DE CORRECTO ACCIONAMIENTO CON SENSOR EMG**



Fuente: Elaboración propia

- Luego de la validación del funcionamiento del módulo de prueba mencionado anteriormente, se procede a realizar el diseño de la mano completa en el software Autodesk Fusion 360. Véase en la figura N° 4.20 y N°4.21.

Cabe señalar que, para el movimiento de oposición del dedo pulgar, se utilizó el micro-servo MG90S (Ver ficha técnica en el Anexo N°3). Véase en la figura N° 4.22.

**FIGURA N° 4.20 DISEÑO INTERNO DE LA PROTESIS DE LA MANO**



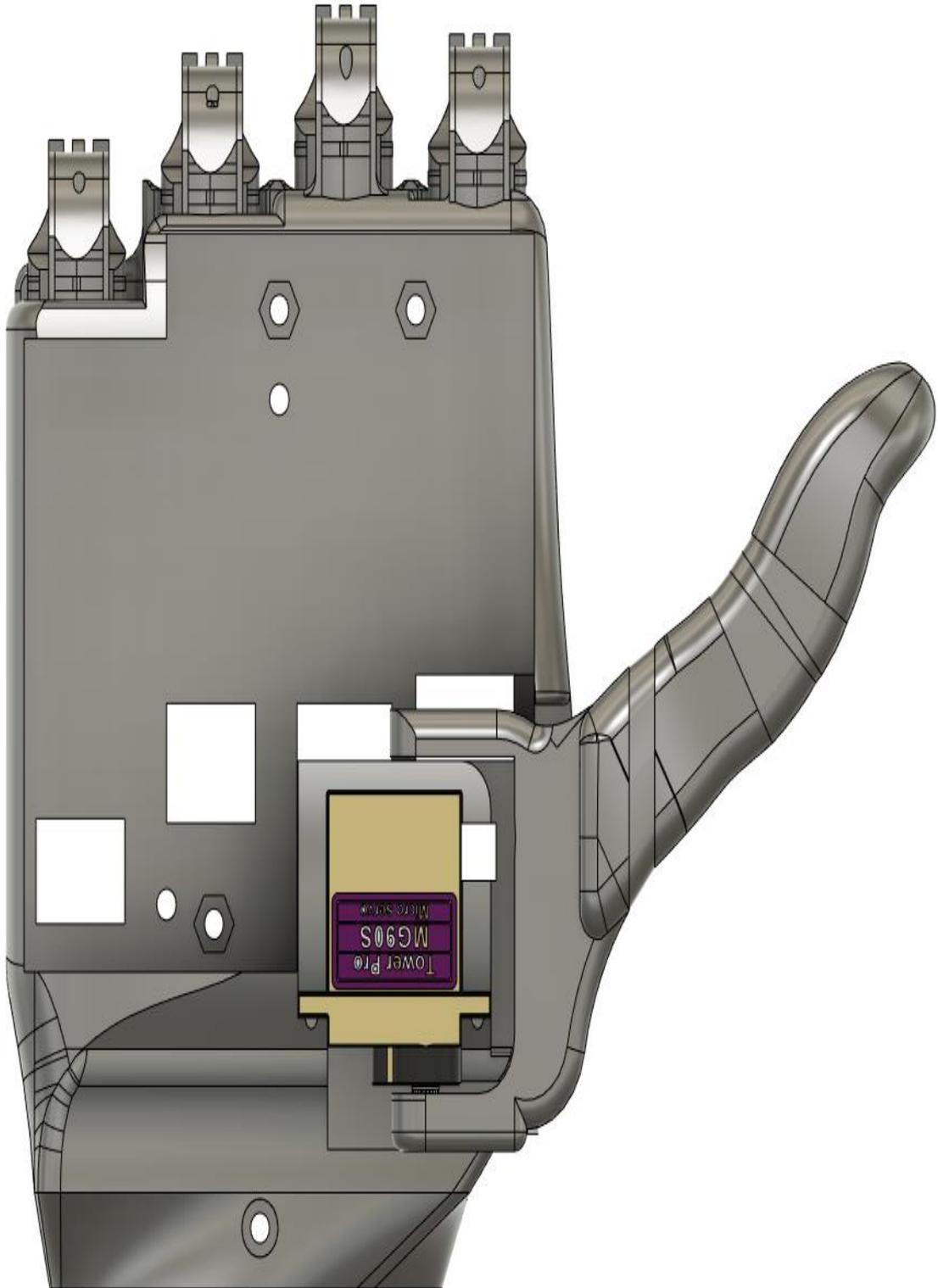
Fuente: Elaboración propia

**FIGURA N° 4.21 DISEÑO EXTERNO DE LA PROTESIS DE LA MANO**



Fuente: Elaboración propia

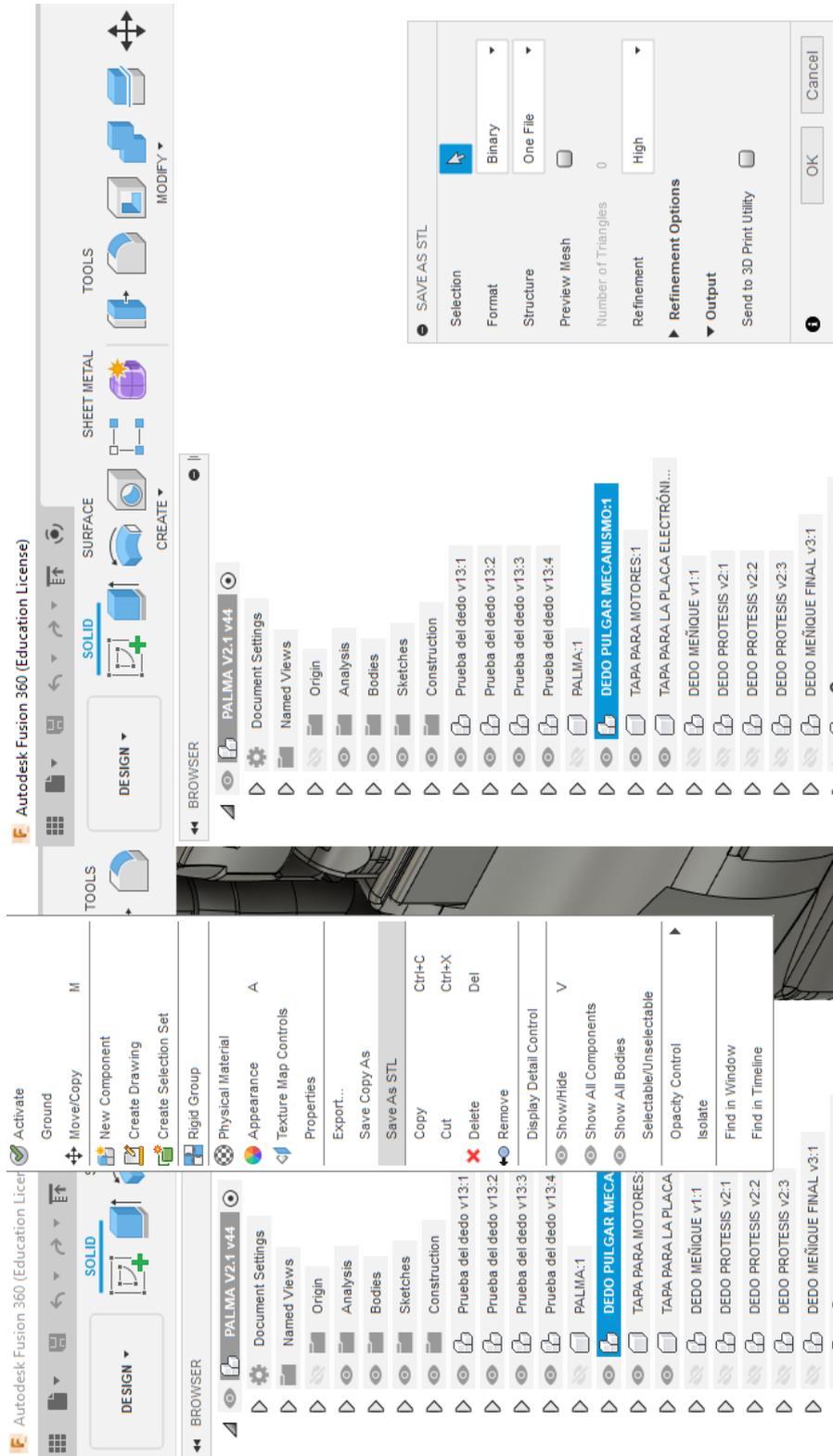
**FIGURA N° 4.22 DISEÑO DEL DEDO PULGAR**



Fuente: Elaboración propia

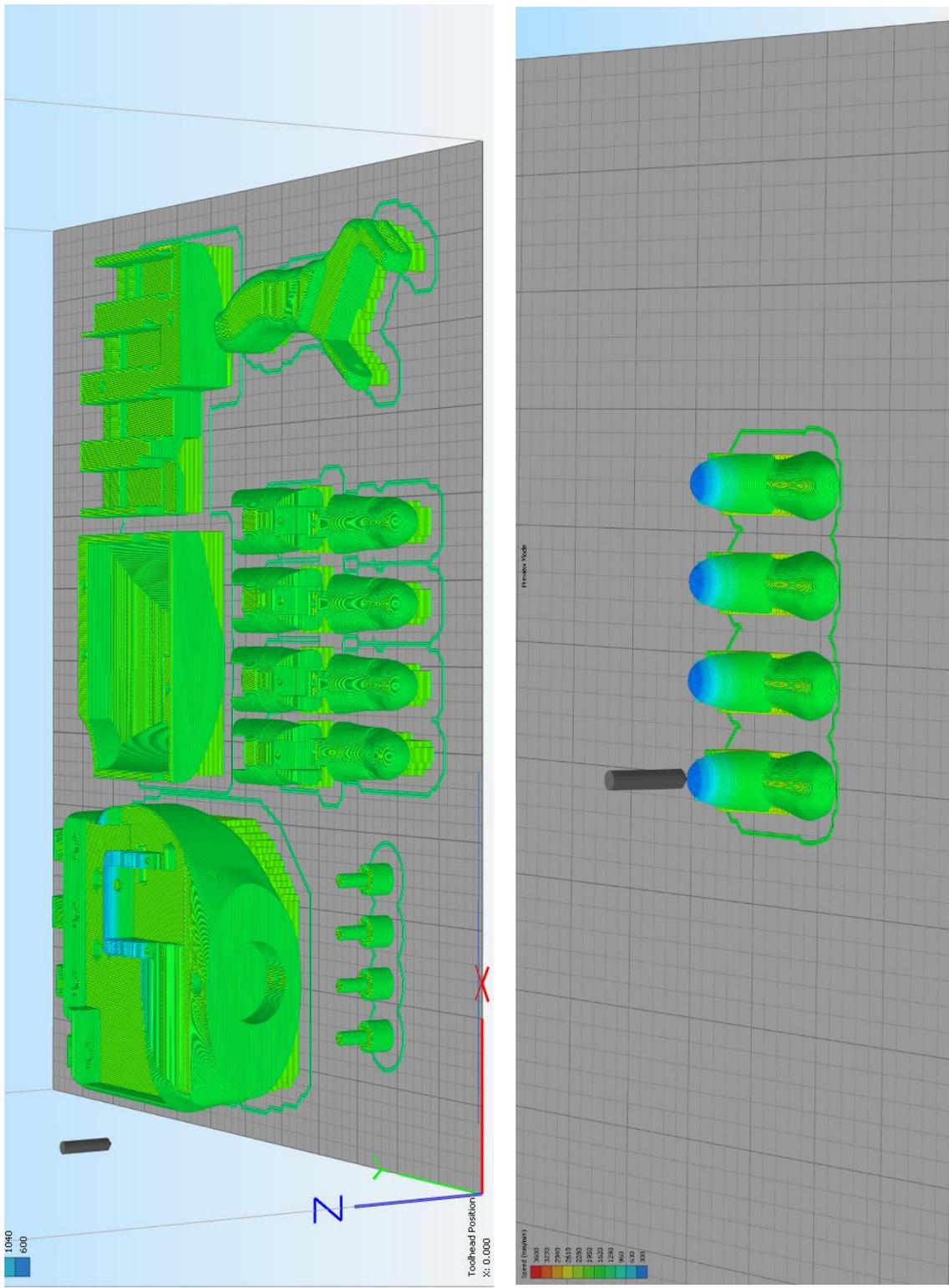
- Después de haber realizado el diseño de la mano completa con los parámetros calculados, se procedió a realizar la fabricación de la misma mediante impresión 3D. La fabricación de la prótesis de mano, consta de los siguientes procedimientos:
  - Las piezas que conforman la mano se guardó en un formato “.stl” en el software Autodesk Fusion 360. Véase en la figura N° 4.23.
  - Luego se exportó los archivos en el formato “.stl” al software Simplify3D para configurar los parámetros de impresión. Véase en la figura N°4.24. Cabe resaltar que, la temperatura de impresión del material de impresión 3D “Nylon Alloy 910” y “Nylon PCTPE” es de  $250 \pm 5$  °C. (Ver anexo N°4 y N°5)
  - Luego se procedió a imprimir, tomando en cuenta los parámetros de tiempo y peso del material a utilizar para los cálculos del costo de fabricación. Véase en la figura N°4.25.
  
- Es importante resaltar, que la resistencia a la tracción del material utilizado “Nylon Alloy 910” es de 8100 psi o 55.85 MPa. A comparación del material “PLA” usado en la tesis mencionada como antecedente internacional, titulado: “Fabricación aditiva de prótesis de mano de bajo coste” tiene una resistencia de 45 MPa y cumple con los requerimientos, debido a que las prótesis no son sometidas a cargas altas. En efecto, nuestro material es más resistente; por tal motivo se usó en reemplazo del material “PLA”, no solo por la resistencia del material, sino también porque soporta una temperatura de 82°C (Ver anexo N°4).

FIGURA N°4.23 GUARDAR EN FORMATO “.STL” EN AUTODESK FUSION 360



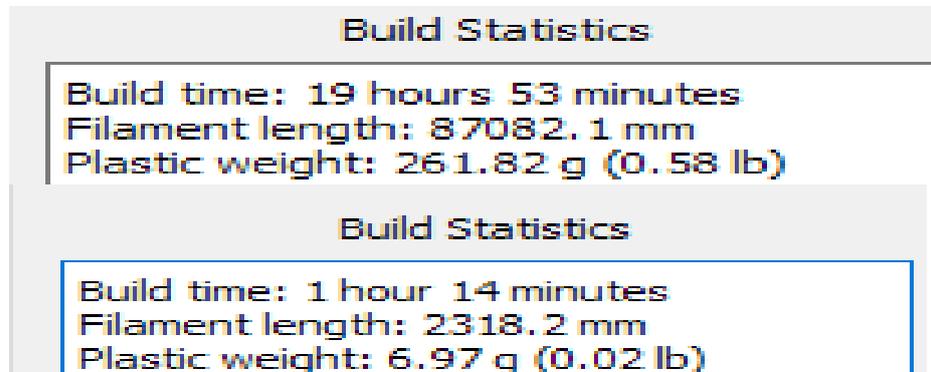
Fuente: Elaboración propia

FIGURA N°4.24 IMPRESIÓN DE LA MANO EN EL SOFTWARE SIMPLIFY 3D



Fuente: Elaboración propia

**FIGURA N° 4.25 TIEMPO DE IMPRESIÓN Y PESO DEL NYLON ALLOY 910 Y NYLON PCTPE PARA LA MANO**

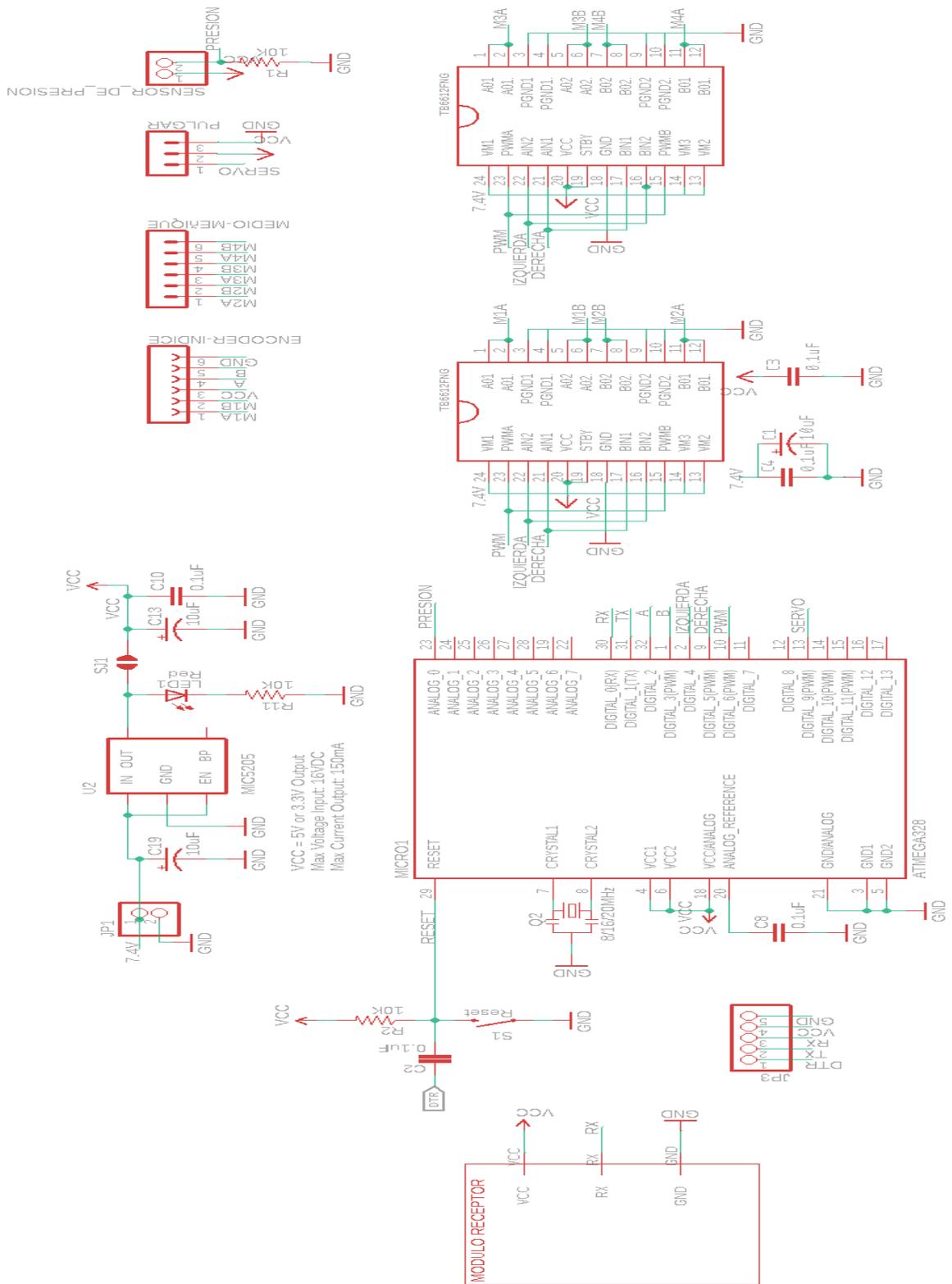


Fuente: Elaboración propia

#### d) Etapa 4

- En esta etapa se diseñó la placa electrónica, luego de haber testeado los diferentes sensores y motores previamente mediante el software Arduino. En primer lugar, se necesitó un microcontrolador que cuente con 4 pines digitales, 2 pines PWM(modulación por ancho de pulsos) usados por el encoder magnético, el driver del micromotor POLOLU “TB6612FNG” y el servo MG90S , un puerto de comunicación serial (Receptor “Rx”) para la comunicación del sensor EMG y el microcontrolador; y un pin analógico para el sensor de presión. Es por ello, que se seleccionó el microcontrolador **ATMEGA328** (ver anexo N°11) porque es usado por el software Arduino, que previamente fue usado para las pruebas y tiene un bajo costo.
- Luego de la selección del microcontrolador **ATMEGA328** se realizó el diseño de la placa electrónica de control de la prótesis mioeléctrica de mano. El esquemático del diseño electrónico se puede apreciar en la figura N°4.26.

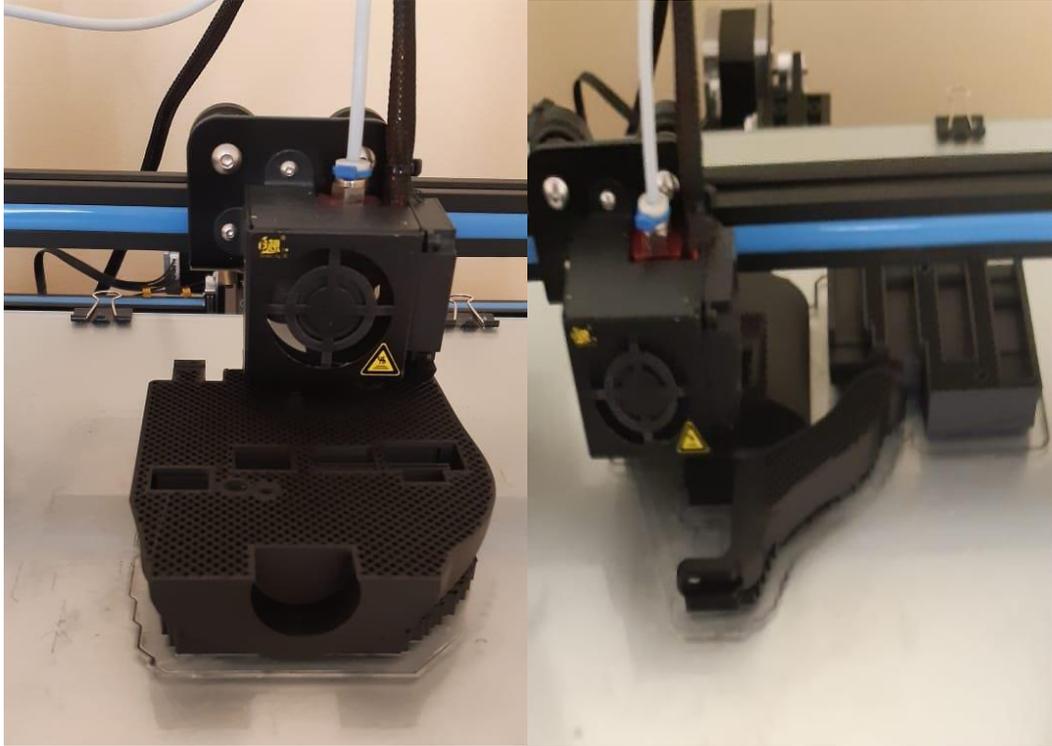
**FIGURA N° 4.26 ESQUEMÁTICO DE LA PLACA ELECTRÓNICA DE CONTROL**



Fuente: Elaboración propia

- En esta etapa también se realizó la impresión 3D de las piezas necesarias para el ensamble de la prótesis de mano, como se muestra en la figura N° 4.27.

**FIGURA N° 4.27 IMPRESIÓN 3D DE LA PRÓTESIS DE LA MANO**



Fuente: Elaboración propia

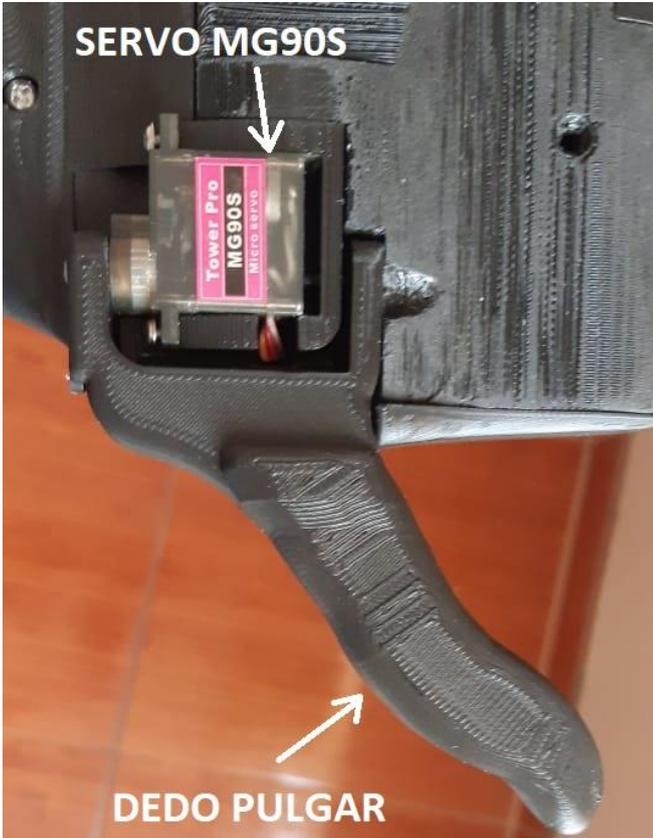
- Posteriormente, se procedió al ensamble del dedo índice, anular, medio, meñique y pulgar. Para el ensamble del dedo índice, medio anular y meñique se necesitó un perno prisionero de acero inoxidable con un diámetro de 3/8" y 6 bandas elásticas con un diámetro de 1/8" y una dureza de 5 onzas. Por otro lado, para el ensamble del dedo pulgar se necesitó el servo "MG90S". Véase la figura N° 4.28 y N° 4.29.

**FIGURA N°4.28 COMPONENTES PARA EL ENSAMBLE DE LOS DEDOS**



Fuente: Elaboración propia

**FIGURA N° 4.29 COMPONENTES PARA EL ENSAMBLE DEL DEDO PULGAR**



Fuente: Elaboración propia

- Después del ensamble de los dedos, se pasó la cuerda Dyneema, por los agujeros diseñados en el dedo índice, medio, anular y meñique. En la figura N° 4.30 se puede apreciar el dedo con la cuerda instalada. Además, se realizó una cobertura de látex (ver anexo N°16) de color negro (para ello se usó un tinte “véase en la figura N°4.31”) en el distal del dedo para lograr una superficie más rugosa, y así poder tener un mejor agarre de objetos. Véase en la figura N° 4.32.

**FIGURA N°4.30 DEDO CON LA CUERDA DYNEEMA INSTALADA**



Fuente: Elaboración propia

**FIGURA N° 4.31 LATEX CON TINTE DE COLOR NEGRO**



Fuente: Elaboración propia

**FIGURA N° 4.32 DEDO CON COBERTURA DE LATEX EN LA PARTE DISTAL**



Fuente: Elaboración propia

- Finalmente, se realizó el ensamble de la mano y los dedos para el conformado de la prótesis de mano. Para ello se necesitó las bandas elásticas de 1/8 de diámetro y los pernos prisioneros de 3/8" de diámetro, mencionadas anteriormente. En la figura N° 4.33 se visualiza la prótesis de mano ensamblada.

Cabe resaltar que, los motores y la placa electrónica están cubiertos por tapas, las cuales tienen la forma de la mano para que no pierda su estética. También ayuda como protección.

**FIGURA N° 4.33 PRÓTESIS DE MANO ENSAMBLADA**

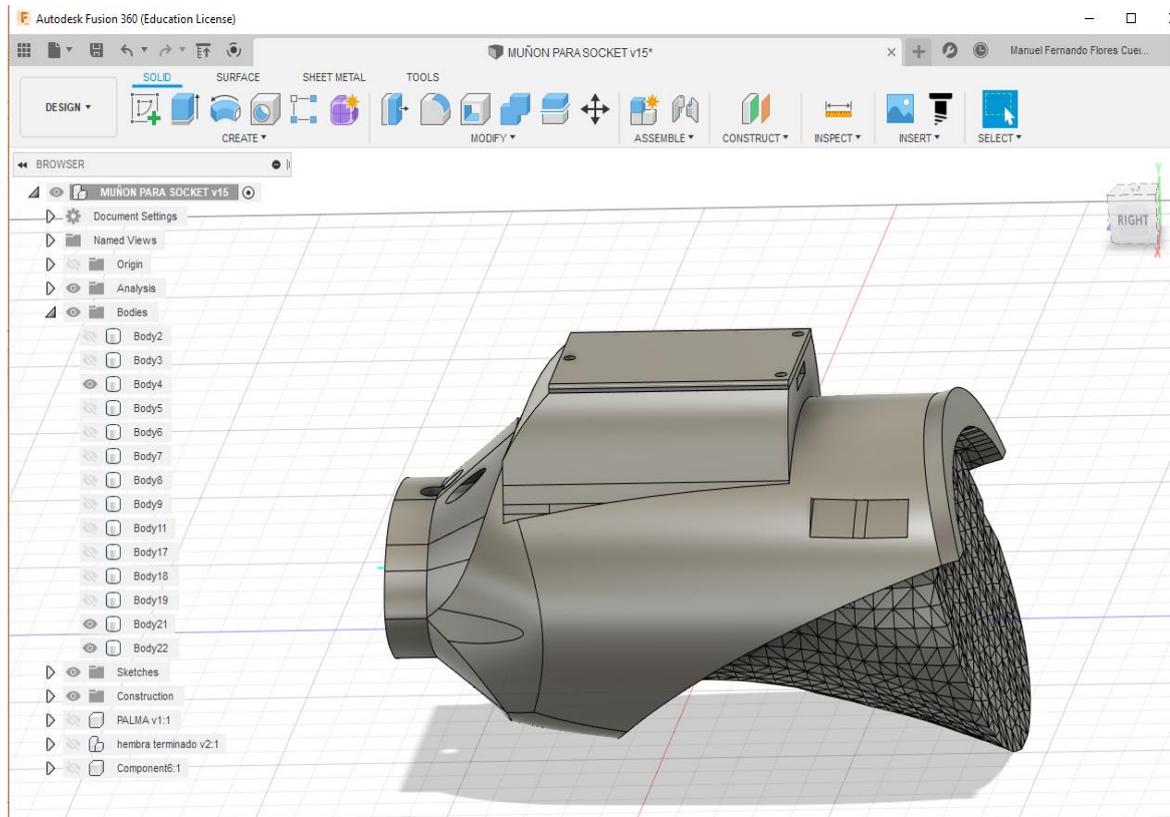
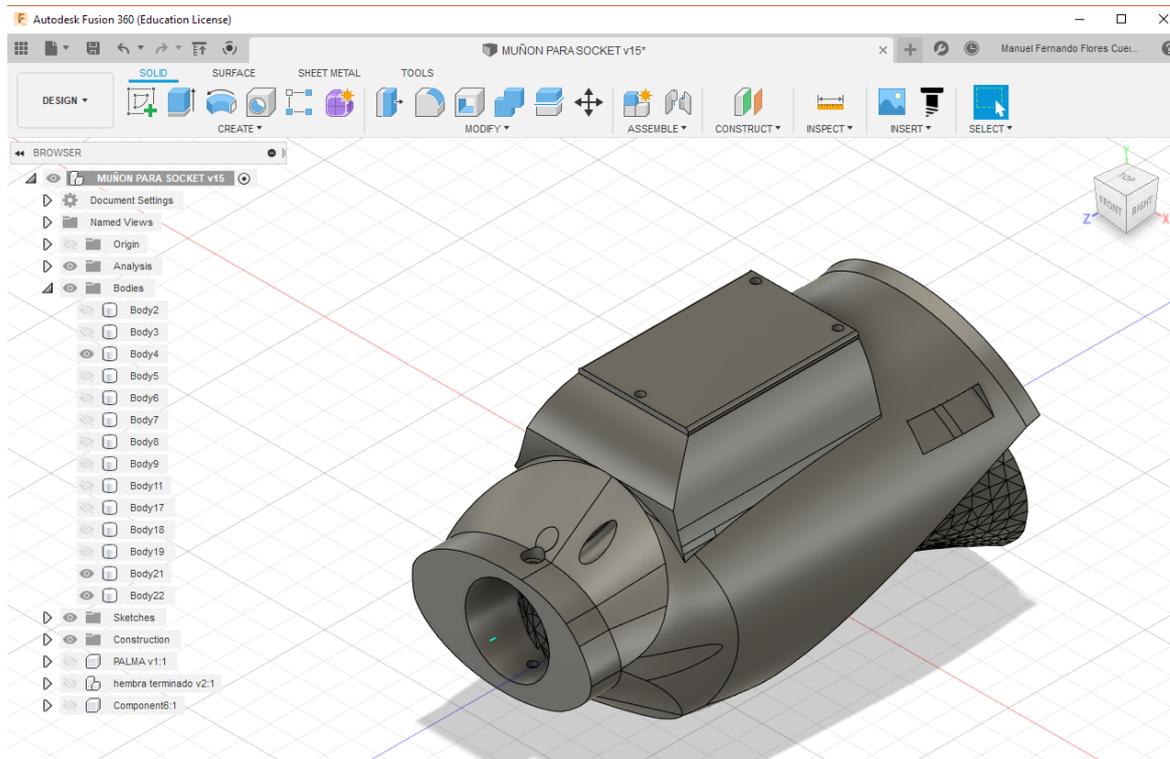


Fuente: Elaboración propia

**e) Etapa 5**

- En esta etapa, se realizó el diseño del socket (Es el elemento de unión entre el muñón de la persona o la zona afectada por la amputación y la prótesis mioeléctrica de mano). Para el diseño del mismo, se utilizó nuevamente el software Autodesk Fusion 360. En la figura N°4.34 se puede apreciar el diseño del socket.

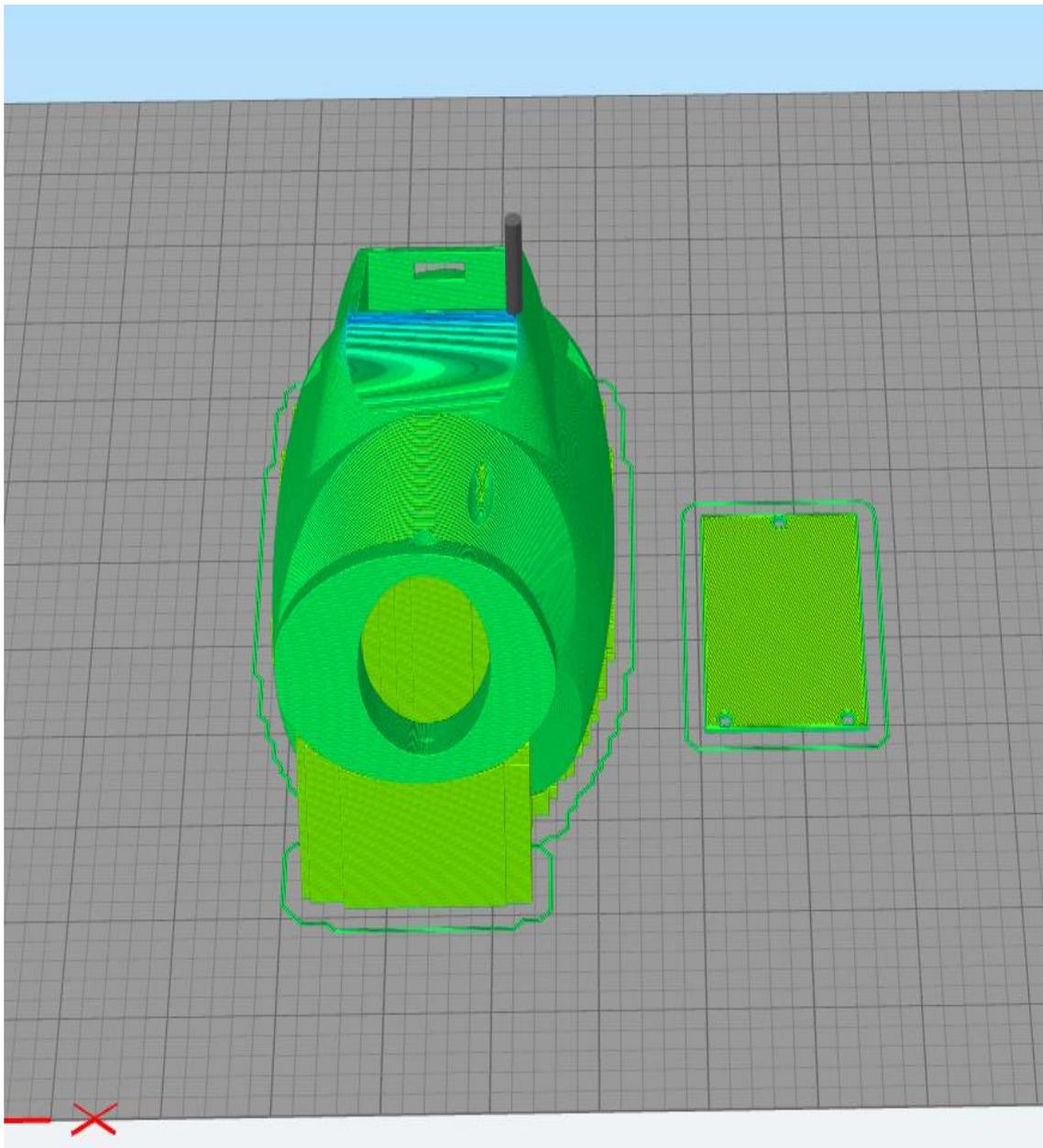
FIGURA N° 4.34 DISEÑO DEL SOCKET



Fuente: Elaboración propia

- Luego del diseño del socket, se llevó al software Simplify3D para realizar la impresión 3D de la pieza. Véase en la figura N°4.35 y N°4.36. Es importante mencionar que se utilizó también el material Nylon Alloy 910, y tomaremos en cuenta para los costos de fabricación el tiempo y el peso del material utilizado, estos parámetros se pueden apreciar en la figura N°4.37.

**FIGURA N° 4.35 SOCKET EN EL SOFTWARE SIMPLIFY 3D**



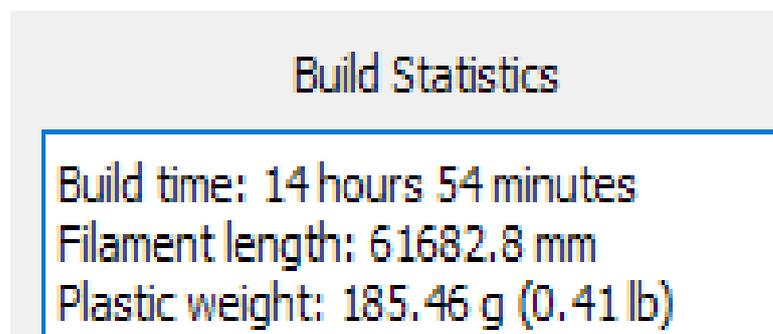
Fuente: Elaboración propia

**FIGURA N° 4.36 IMPRESIÓN 3D DEL SOCKET**



Fuente: Elaboración propia

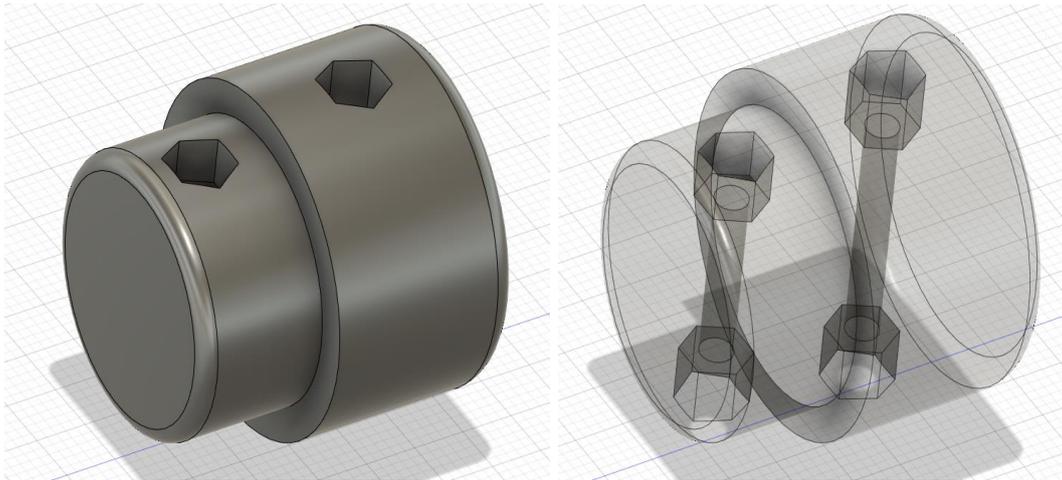
**FIGURA N° 4.37 TIEMPO DE IMPRESIÓN Y PESO DEL NYLON ALLOY 910 Y NYLON PCTPE PARA EL SOCKET**



Fuente: Elaboración propia

- Para culminar esta etapa, se ensambló el socket con la mano realizada en la etapa anterior. Para ello se diseñó e imprimió un conector macho como se aprecia en la figura N°4.38.

**FIGURA N°4.38 CONECTOR MACHO ENTRE EL SOCKET Y LA MANO**



Fuente: Elaboración propia

- Finalmente se unió la mano con el socket, para completar la fabricación de la prótesis mioeléctrica de mano de 5 grados de libertad para personas con amputación transradial. Es importante subrayar se diseñó un **socket variable** (no es personalizado para persona con amputación transradial) es por ello que se optó por el uso de **velcro** para una mayor sujeción del brazo de la persona amputada con la prótesis. Véase en la figura N°4.39 y N°4.40.

**FIGURA N°4.39 PROTESIS MIOELÉCTRICA DE MANO ENSAMBLADA**



Fuente: Elaboración propia

**FIGURA N° 4.40 VELCRO PARA LA SUJECIÓN DEL SOCKET Y EL BRAZO DE LA PERSONA AMPUTADA**



Fuente: Elaboración propia

f) **Etapa 6**

- En esta última etapa, se instaló la batería de Litio de 7.4 V, con una capacidad de 1500 mAh (ver anexo N°14). También se probó con el cargador respectivo de la batería de litio, como se muestra en la figura N°4.41.

**FIGURA N°4.41 BATERIA DE LITIO EN EL SOCKET**



Fuente: Elaboración propia

- Adicionalmente, se probó el agarre de la prótesis mioeléctrica de mano usando un vaso con agua con agua de 544 gramos como se puede apreciar en la figura N°4.42.

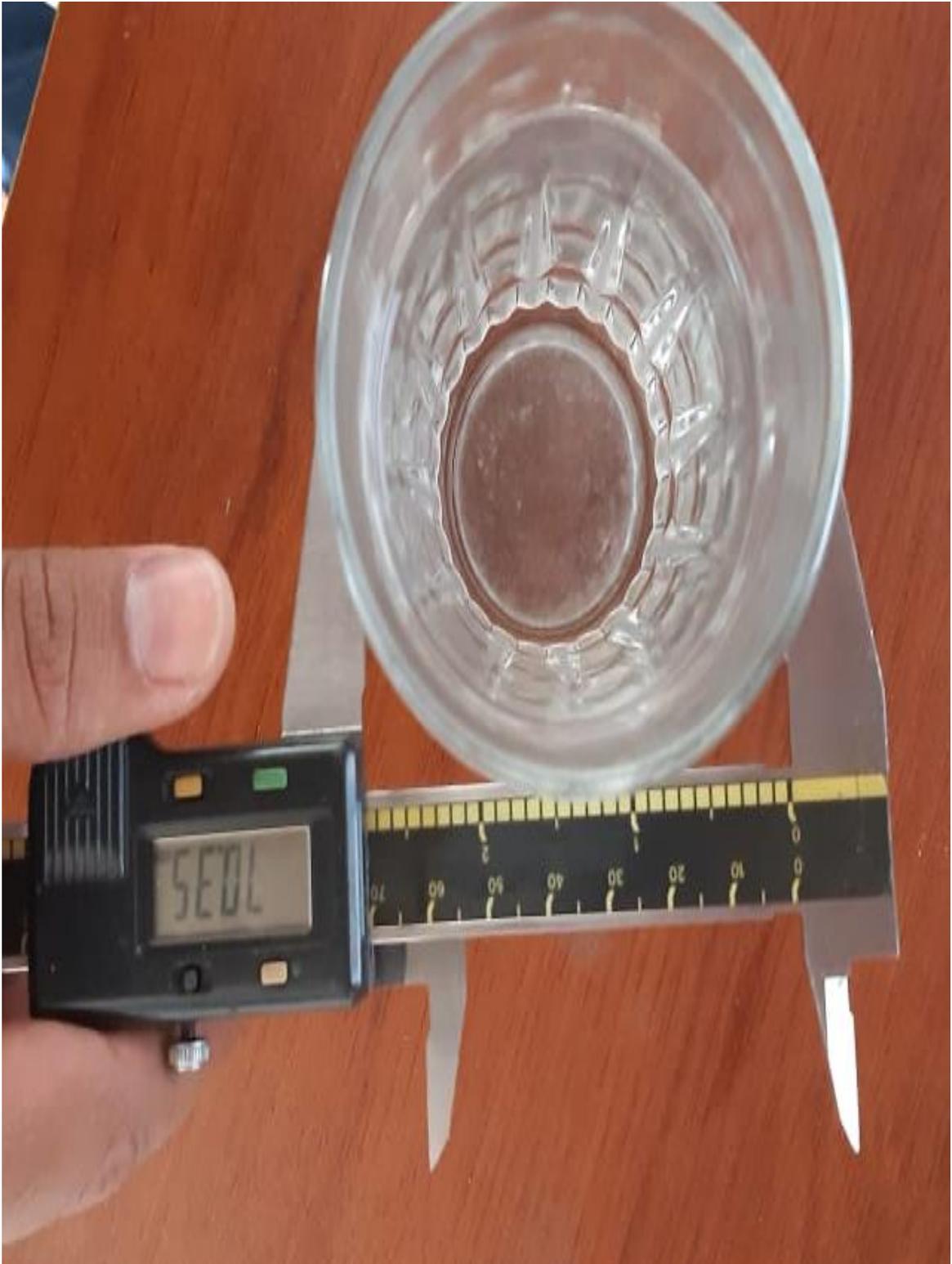
**FIGURA N°4.42 PESO DEL VASO CON AGUA**



Fuente: Elaboración propia

Además, el vaso con agua tiene un diámetro de 70.35 mm (ver la figura N°4.43) y la prótesis desarrollada en esta tesis logró un buen agarre con el objeto mencionado como se muestra en la figura N°4.44.

**FIGURA N°4.43 DIAMETRO DEL VASO CON AGUA**



Fuente: Elaboración propia

**FIGURA N°4.44 AGARRE DE LA PRÓTESIS DE MANO**



Fuente: Elaboración propia

## V. RESULTADOS

### 5.1. Resultados descriptivos

Luego de generar toda la elaboración, se procedió a verificar los costos que se necesitaron para lograr el objetivo del diseño y fabricación de la prótesis mioeléctrica. En particular, en los costos de fabricación se tomó en cuenta el tiempo de impresión de **36.029 horas** y peso del material utilizado de **447.28 y 6.97 gramos**, mencionada en la figura N°4.25 y N°4.37. También se tuvo en consideración el precio de los filamentos utilizados (ver anexo N°18) y el costo de energía eléctrica por parte de la empresa “ENEL” de **0.5277 S/./kWh** (ver anexo N°19). Véase en la tabla N° 5.1, N° 5.2, N° 5.3 y N° 5.4.

**TABLA N° 5.1 COSTO DE MATERIALES PARA EL SISTEMA MECÁNICO CONTROLADO**

ITEM	DESCRIPCIÓN	PRECIO UNITARIO(\$)	CANTIDAD	COSTO PARCIAL (\$)
1	Micromotor Pololu 1000:1	23.95	4	95.80
2	Driver TB6612FNG	3.33	2	6.66
3	Encoder magnético para micromotor	4.48	4	17.92
4	Servo SG90S	7.01	1	7.01
5	Sensor EMG Gforce gesture	175.44	1	175.44

6	Lámina conductora sensible a la presión(vestotato/linqs tato)	28.81	1	28.81
7	Rollo de dyneema 8 strands "Mega8" (274m)	12.98	1	12.98
8	Batería de litio recargable 7.4 V (1500 mAh)	12.12	1	12.12
9	Cargador de batería de Litio 7.4 V	11.59	1	11.59
10	Bandas de goma de látex (100 unidades)	3.16	1	3.16
11	Arduino nano	3.85	1	3.85
12	Placa electrónica más componentes electrónicos	40.00	1	40.00
13	Impresora 3D	530.92	1	530.92
14	Latex para moldeo	8.90	1	8.90
15	Software Simplify3D	149	1	149
			Subtotal (\$)	1104.16
			Subtotal (S/.)	3734.82

Fuente: Elaboración propia

**TABLA N° 5.2 COSTOS DE FABRICACIÓN**

ITEM	DESCRIPCIÓN	UNIDADES	CANTIDAD	COSTO ESTIMADO(\$)
1	Cantidad de filamento utilizado (Alloy 910)	gramos	447.28	35.49
2	Cantidad de filamento utilizado (PCTPE)	gramos	6.97	0.46
3	Consumo de la impresora(ver anexo N°17)	Kwh	9.6	5.62
			Subtotal (\$)	41.57
			Subtotal (S/.)	140.61

Fuente: Elaboración propia

**TABLA N° 5.3 COSTOS INDIRECTOS**

ITEM	DESCRIPCIÓN	COSTO ESTIMADO(S/.)
1	Movilidad	216
2	Impresión del trabajo	300
3	Alimentación	576
4	Bibliografía	240
	Subtotal(S/.)	1332

Fuente: Elaboración propia

**TABLA N° 5.4 COSTOS TOTALES**

COSTO TOTAL ( S/.)	5207.43
TIPO DE CAMBIO( \$ )	3.37
COSTO TOTAL ( \$ )	<b>1539.52</b>

Fuente: Elaboración propia

## **VI. DISCUSIÓN DE RESULTADOS**

### **6.1. Contrastación y demostración de la hipótesis con los resultados**

- El diseño y fabricación adecuado de una prótesis mioeléctrica de mano de 5 grados de libertad logrará un menor costo comparado a una prótesis comercial para personas con amputación transradial.

**En lo indicado en los resultados se validó que el costo de la prótesis diseñada y fabricada es de \$ 1,539.52, lo cual es económico a comparación de las prótesis mencionadas en la tabla N° 1.1.**

- El sistema mecánico controlado mediante cuerda trenzada y sensores generará una reducción de costos.

**Como se vio el sistema que consta de 5 micro-motores, el sensor de señal EMG y la cuerda, trabaja correctamente realizando la función solicitada. La cual fue implementada aun costo bajo debido a que son económicos los componentes a usar para el funcionamiento.**

- Si la prótesis mioeléctrica de mano de 5 grados de libertad se fabrica usando tecnología de impresión 3D, se reducirán costos.

**La impresión 3D que se hizo para la fabricación de la prótesis fue muy importante para reducir los costos de fabricación, debido a que el material usado fue de bajo costo y esta fue realizada en una impresora la cual no genera un alto consumo eléctrico a comparación de otras máquinas que pueden elaborar las prótesis comerciales.**

## 6.2. Contrastación de los resultados con otros estudios similares

El diseño de la prótesis mioeléctrica diseñada y elaborada en esta investigación cuenta con un desempeño funcional el cual mezcla la parte electrónica y la parte mecánica de movimiento. Se ha tomado en consideraciones la parte estructural del socket, funcional, estética y sus limitaciones la cuales han sido comparado con otras prótesis comerciales como el I-ultra y la bebionic3, con la finalidad de poder validar el comparativo de bajo costo, como se muestra en la tabla N°6.1.

**TABLA N°6.1 COMPARATIVO CON PROTESIS COMERCIALES**

Ítem	Características	Prótesis mioeléctrica	I-extremidad ultra Revolución	Bebionic3
1	Grados de libertad	5 grados	6 grados	5 grados
2	Material de fabricación	Nylon- Alloy 910- PCTPE	Aluminio y aleaciones	Material desconocido
3	Socket de prótesis	Variable	Fijo	Fijo
4	Costo	US \$ 1,539.52	US \$ 40,000	US \$ 35,000

Fuente: Elaboración Propia

Como se muestra en la tabla 6.1 la prótesis mioeléctrica elaborada es de mucho menor costo a consecuencia de los diferentes mecanismos y material usados con la finalidad de lograr el objetivo.

### **6.3. Responsabilidad ética de acuerdo a los reglamentos vigentes**

Los autores de esta investigación asumen la responsabilidad del contenido que se encuentra en esta tesis por ser el diseño único.

## **VII. CONCLUSIONES**

- Se pudo realizar el diseño y la fabricación de la prótesis mioeléctrica con un bajo costo a comparación de una prótesis comercial.
- La implementación de un sistema mecánico controlado con los implementos mencionados se generó una correcta funcionabilidad a un bajo costo.
- La impresión 3D de la prótesis generó un impacto en el ahorro de costos al momento de fabricar la prótesis, sin influenciar en la resistencia o estética de la prótesis.

## **VIII. RECOMENDACIONES**

- No exponer a la prótesis al contacto con el agua por los componentes electrónicos que la misma contiene.
- Se recomienda no usar la prótesis para cargar pesos mayores a 1 Kg, debido a que excede la fuerza de agarre de objetos considerado en el diseño.
- Es recomendable cargar completamente la batería de la prótesis, para una mayor duración de esta.
- Se sugiere no realizar trabajos de fuerza con la prótesis, se puede deteriorar los componentes.
- Es recomendable no tocar objetos con una temperatura mayor a los 85°C, debido a que es la temperatura máxima que puede soportar el material para su no deformación.

## IX. REFERENCIA BIBLIOGRÁFICA

*A compact two-phase twisted string actuation system: Modeling and validation.* **Tavakoli, Mahmoud, Batista, Rafael y Neto, Pedro. 2016.** 2016.

*Acquisition, processing and analysis of the surface electromyogram.* **B. Gerdle, y otros. 1999.** s.l. : Springer, 1999.

**Alonso Carrión, Mónica. 2018.** *Fabricación aditiva de prótesis de mano de bajo coste.* Universidad de Valladolid, Valladolid : 2018.

**Autodesk. 2019.** Impresión 3D . [En línea] 2019.  
<https://latinoamerica.autodesk.com/solutions/3d-printing>.

**AutoSolar. 2017.** [En línea] 18 de 10 de 2017.  
<https://autosolar.es/blog/aspectos-tecnicos/que-es-el-litio-que-es-una-bateria-de-litio>.

**Beauregard, Brett. 2011.** *Arduino PID- Guía de uso de la librería .* 2011.

**blog del bot. 2016.** Blog de bot. [En línea] 1 de Enero de 2016.  
<http://andrewjkramer.net/motor-encoders-arduino/>.

**Bustamante Carvallo, Marlene Michele. 2018.** *Diseño e implementación de una prótesis parcial de mano personalizada.* Pontificia Universidad Católica del Perú, Lima : 2018.

*Características clínicas y demográficas del paciente amputado.* **Farro, Luis, y otros. 2012.** 2012.

**Congreso de República del Perú. 2012.** Ley general de la persona con discapacidad. *Ley N°29973.* [En línea] 24 de Diciembre de 2012.  
<http://spij.minjus.gob.pe/normas/textos/241212T.pdf>.

**Correia Batista, Rafael José. 2014.** *A compact twisted string actuation system for robotic applications.* Universidad de Coimbra, Coimbra : 2014.

**Day, Scott. 2002.** Bortec biomedical. [En línea] 2002.  
<http://www.bortec.ca/pages/resources.htm>.

*Design and fabrication of a six degree-of-freedom open source hand.* **Krausz, Nili Eliana, Rorrer, Ronald y Weir, Richard F. 2015.** s.l. : IEEE, 2015, págs. 562-572.

**Espinoza Montes, Ciro. 2010.** *Metodología de investigación tecnológica.* Huancayo : Biblioteca Nacional del Perú, 2010. 978-612-00-0222-3.

**Galarza Flores, Marisol Cristel. 2018.** *Clasificación de señales mioeléctricas superficiales de los movimientos de la mano utilizando técnicas de aprendizaje supervisado.* Universidad Nacional de San Agustín de Arequipa, Arequipa : 2018.

- Garcia Gonzáles, Antony. 2016.** Panamahitek. [En línea] 2016. <http://panamahitek.com/que-es-y-como-funciona-un-servomotor/>.
- Hand grip-EMG muscle response.* **BARAÑSKI, R. y KUZUPA, A. 2014.** Kraków : Acoustic and biomedical engineering 2014, 2014, Vol. 125.
- Juan. 2016.** Ejercicios en casa. [En línea] As, 13 de Diciembre de 2016. <https://ejerciciosencasa.as.com/los-4-mejores-ejercicios-para-antebrazos/>.
- Keatig, Jennifer. 2014.** *Relating forearm muscle electrical activity to finger forces.* Worcester polytechnic institute, Worcester : 2014.
- Lopesino Rivera, Daniel. 2018.** *Análisis y mejora del diseño de una mano protésica.* Universidad Politécnica de Madrid, Madrid : 2018.
- Martín Ballesteros, Ángel y Del Río Carbajo, Mario. 2013.** *Control de posición de un balancín con arduino.* Universidad de valladolid, Valladolid : 2013.
- Muñoz Rodriguez , Diana. 2012.** *Prevalencia de alteraciones sensitivas y factores asociados en pacientes amputados que consultan en una empresa de medicina física .* MEDELLIN : s.n., 2012.
- Open bionics 2018. 2016.** Open bionics 2018. *Control muscular V1.2.* [En línea] 22 de Agosto de 2016. <https://openbionicslabs.com/obtutorials/muscle-control-v1-2>.
- OY MOTION Inc.** *Gesture Armband gForce 100 Manual V1.1.* Shangai : s.n.
- Pololu. 2019.** [En línea] 2019. <https://www.pololu.com/file/0J1487/pololu-micro-metal-gearmotors-rev-4-1.pdf>.
- Protésica S.A.S. 2019.** Protésica. *Prótesis y órtesis ortopédicas de alta tecnología.* [En línea] 2019. <http://www.catalogodelasalud.com/ficha-producto/Protesis-para-miembro-superior+114477>.
- Proyectos 3D.** Proyectos 3D. [En línea] <http://proyectos3d.com.ar/2/que-es-la-impresion-3d/>.
- Romero Muñoz, Enzo Fernando. 2018.** *Diseño de un sistema de retroalimentación háptico para una prótesis mioeléctrica transradial de miembro superior.* Pontificia Universidad Católica del Perú, Lima : 2018.
- Salas Casapino, Carlos Alberto. 2014.** *Diseño de una prótesis mioeléctrica para desarticulación de muñeca.* Pontificia Universidad Católica del Perú, Lima : 2014.
- SIMPLIFY3D.** SIMPLIFY3D. [En línea] <https://www.simplify3d.com/>.
- Speed small transmission mechanism based on twisted string actuation and a dog clutch.* **Hwan Jeog, Seok y Soon Kim, Kyung. 2018.** 3, s.l. : IEEE ROBOTICS AND AUTOMATION LETTERS, 2018, Vol. 3.

**Sullcahuamán Jáuregui, Boris Stheven. 2013.** *Diseño mecánico de un prototipo de prótesis mioeléctrica transradial.* Pontificia Universidad Católica del Perú, Lima : 2013.

**UTFSM. 2003.** [En línea] 2003.

<http://www2.elo.utfsm.cl/~mineducagv/docs/ListaDetalladadeModulos/servos.pdf>.

**Ventimiglia, Paul. 2012.** *Design of a Human Hand Prosthesis .* Worcester Polytechnic Institute, Worcester : 2012.

## ANEXOS

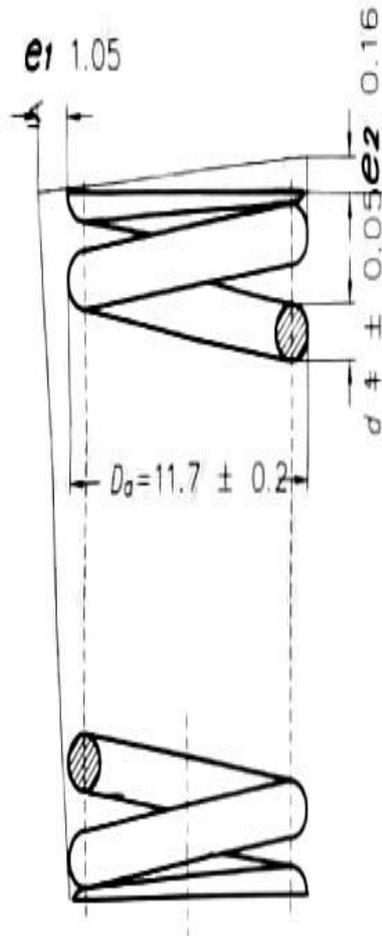
## ANEXO N° 1

### MATRIZ DE CONSISTENCIA

PROBLEMA	OBJETIVOS	HIPOTESIS	VARIABLES	METODOLOGÍA
<p><b><u>Problema General</u></b></p> <p>¿Cómo se puede diseñar y fabricar una prótesis mioeléctrica de mano de 5 grados de libertad que permita lograr un menor costo comparado a una prótesis comercial para personas con amputación transradial?</p>	<p><b><u>Objetivo General</u></b></p> <p>Diseñar y fabricar una prótesis mioeléctrica de mano de 5 grados de libertad que permita un menor costo comparado a una prótesis comercial para personas con amputación transradial.</p>	<p><b><u>Hipótesis General</u></b></p> <p>El diseño y la fabricación adecuada de una prótesis mioeléctrica de mano de 5 grados de libertad logra un menor costo comparado a una prótesis comercial para personas con amputación transradial.</p>	<p><b><u>Variable Independiente</u></b></p> <p>Prótesis mioeléctrica de mano de 5 grados de libertad.</p>	<p><b><u>Tipo</u></b></p> <p>La investigación es de tipo tecnológica aplicada, porque aplica los conocimientos desarrollados por la ciencia para apoyar a las personas con amputación transradial que no cuentan con la economía suficiente para adquirir una prótesis mioeléctrica comercial.</p>
<p><b><u>Problemas específicos</u></b></p> <p>¿Cómo se puede diseñar el sistema mecánico controlado para una prótesis mioeléctrica de mano de 5 grados de libertad que permita reducir los costos?</p>	<p><b><u>Objetivos específicos</u></b></p> <p>Diseñar el sistema mecánico controlado para una prótesis mioeléctrica de mano de 5 grados de libertad mediante cuerda trenzada y sensores para reducir los costos.</p>	<p><b><u>Hipótesis específicas</u></b></p> <p>La prótesis mioeléctrica de mano de 5 grados de libertad utilizando un sistema mecánico controlado mediante cuerda trenzada y sensores permita lograr un menor costo comparado a una prótesis comercial para personas con amputación transradial.</p>	<p><b><u>Variable Dependiente</u></b></p> <p>Bajo Costo</p>	<p><b><u>Método</u></b></p> <p>El método de investigación es sistémico, porque se considera la relación entre los componentes de la prótesis de mano, con la entrada y salida; la cuál es el bajo costo.</p>
<p>¿Cuál es el método de fabricación de una prótesis mioeléctrica de mano de 5 grados de libertad que permita reducir los costos?</p>	<p>Fabricar una prótesis mioeléctrica de mano de 5 grados de libertad mediante el uso de impresión 3D por modelado de deposición fundida para reducir los costos.</p>	<p>La prótesis mioeléctrica de mano de 5 grados de libertad fabricado con la tecnología de impresión 3D por modelado de deposición fundida permita lograr un menor costo comparado a una prótesis comercial para personas con amputación transradial.</p>		<p><b><u>Diseño</u></b></p> <p>La investigación que se desarrolla presenta un diseño de aplicación, el cual consta de 2 objetos. Uno es el objeto diseñado y fabricado, mientras el otro objeto es uno existente llamado un objeto de control al cuál se quiere superar con un menor costo.</p>

## ANEXO N° 2

### HOJA TÉCNICA DEL RESORTE USADO EN EL BANCO DE PRUEBA



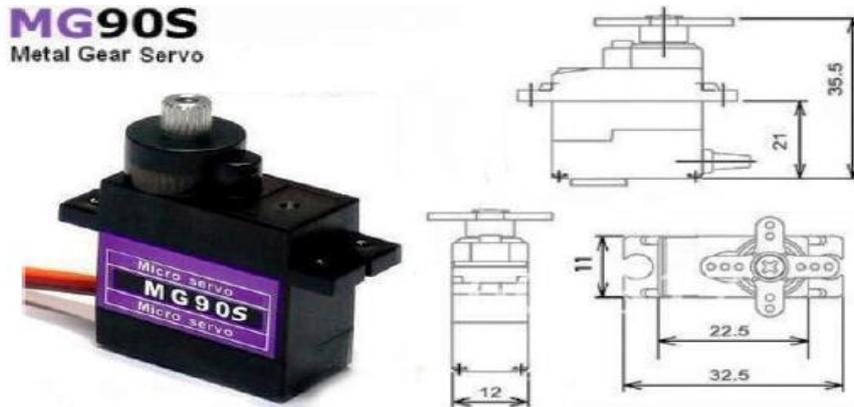
Dimensiones en mm

CONSTANTE DE CARGA	$0.125 \pm 0.012 / \text{mm}$
--------------------	-------------------------------

ITEM	0000000144
Longitud	34.60 - 35.40
Diámetro externo	11.50 - 11.90
Diámetro alambre	0.95 - 1.05
Especificación N°	E-430-02/ING
Norma referencia	DIN 2095
Rango presión de apertura	120 - 140 kPa
Norma Técnica Referencia	UNE 66 020-1

## ANEXO N° 3

### HOJA TÉCNICA DEL SERVOMOTOR MG90S



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

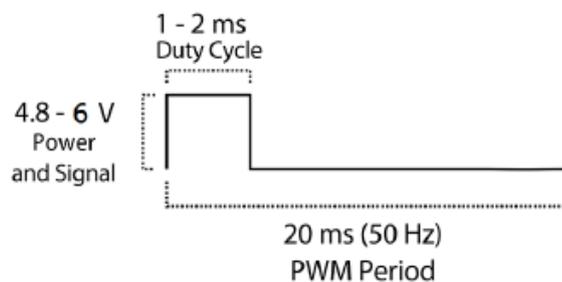
Tiny and lightweight with high output power, this tiny servo is perfect for RC Airplane, Helicopter, Quadcopter or Robot. This servo has *metal gears* for added strength and durability.

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

#### Specifications

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

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



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

ANEXO N° 4

HOJA TÉCNICA DEL MATERIAL "NYLON ALLOY 910"

	<a href="http://www.taulman3d.com">www.taulman3d.com</a>	
	<b>Specification</b>	<b>Alloy 910</b>
<i>Notes:</i>	<b>Technical</b>	
1	Manufacture Part ID	tauA1/tauA3
	HS Code	3916.9
	<b>Thermal</b>	
2	Printing Temperature	250C-255C
	Melting Temperature	210C
3	Tg Glass transition	82C
4	Pyrolysis - Thermal degradation	349C
	Non-Destructive Evaluation	Yes
5	Print-Bed Temp	30-65C
6	Ambient Temp (Enclosure)	30 - 100C
	<b>Physical</b>	
	Nominal Diameter (3mm Maximum Dia)	1.75mm/2.85mm
	Weight /spool	1 lb
	Nominal Length/spool (In Feet)	490/180
7	Shrinkage - in/in	0.0033
8	Solvent/Glue	ComPlete
9	<b>Mechanical</b>	
	Tensile Stress "PSI" when 3D Printed	8,100
	Ultimate Elongation when 3D Printed	32%
	Modulus "PSI" when 3D Printed	72,932
	<b>Optical</b>	
	Opacity	70%
	Reflectivity	N/A
10	Color	Natural
	<b>Approvals</b>	
	FDA - Direct Food Contact	Yes
	FDA Direct Drink Contact	Yes
	<b>UL Flammability</b>	
	UL 94 HB	Yes
	UL 94 V2 at 1.5 mm thickness	Yes
	<b>Features:</b>	
	Surface texture	Very good
11	Living Hinge	N/A
	Use of Taps for threads	Excellent
	CNC finish tooling	Carbide
12	CNC Coolant	Forced Air Only
	Use in 3D Forging	Excellent
	Printed Prosthesis	Excellent
	Robotic Assemblies	Excellent
	Jewelry Printing	N/A
	Fumes	None
	Lenticulated overlays.	N/A
	Dye type	Acid Based
	Dye Uptake (Saturation)	Very good
	Specifications are subject to change.	

ANEXO N° 5

HOJA TÉCNICA DEL MATERIAL “NYLON PCTPE”

	<a href="http://www.taulman3d.com">www.taulman3d.com</a>	
<b>Specification</b>		<b>PCTPE</b>
<i>Notes:</i> <b>Technical</b>		
1	Manufacture Part ID	P1/P3
	HS Code	3916.9
<b>Thermal</b>		
2	Printing Temperature	235C-242C
	Melting Temperature	203C
3	Tg Glass transition	74C
4	Pyrolysis - Thermal degradation	312C
	Non-Destructive Evaluation	No
5	Print-Bed Temp	50C
6	Ambient Temp (Enclosure)	None
<b>Physical</b>		
	Nominal Diameter (3mm Maximum Dia)	1.75mm/2.85mm
	Weight /spool	1 lb
	Nominal Length/spool (In Feet)	490/180
7	Shrinkage - in/in	0.0061
8	Solvent/Glue	Complete
<b>Mechanical</b>		
	Tensile Stress "PSI" when 3D Printed	5046
	Ultimate Elongation when 3D Printed	497.60%
	Modulus "PSI" when 3D Printed	10594
<b>Optical</b>		
	Opacity	0%
	Reflectivity	N/A
10	Color	Natural
<b>Approvals</b>		
	FDA - Direct Food Contact	None
	FDA Direct Drink Contact	None
<b>UL Flammability</b>		
	UL 94 HB	Yes
	UL 94 V2 at 1.5 mm thickness	Yes
<b>Features:</b>		
	Surface texture	Excellent
11	Living Hinge	Very good
	Use of Taps for threads	Excellent
	CNC finish tooling	Any
12	CNC Coolant	Forced Air Only
	Use in 3D Forging	Good
	Printed Prosthesis	Excellent
	Robotic Assemblies	Excellent
	Jewelry Printing	N/A
	Fumes	None
	Lenticulated overlays.	N/A
	Dye type	Acid Based
	Dye Uptake (Saturation)	Excellent
Specifications are subject to change.		

ANEXO N° 6

HOJA TÉCNICA DEL MICROMOTOR POLOLU

Micro Metal Gearmotors



Performance summary and table of contents

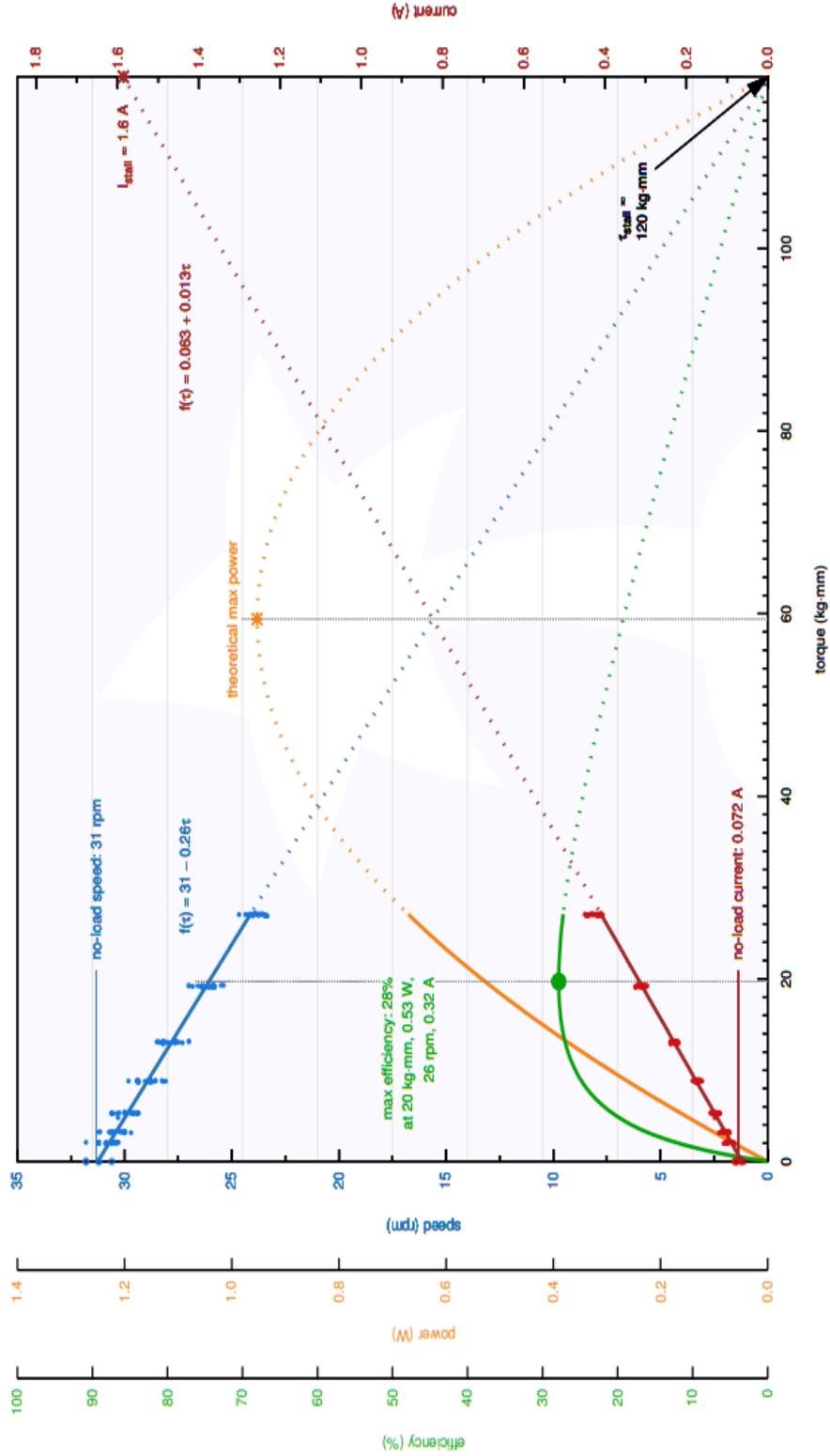
Motor Type	Rated Voltage	Pololu Item #	Gear Ratio	No Load		At Maximum Efficiency				Max Power	Stall Extrapolation		Graph Page	
				Speed	Current	Speed	Torque	Current	Output		Torque	Current		
				:1	RPM	A	RPM	kg-mm	A	W	W	kg-mm		A
Low-Power (LP 6V)	6 V	1100, 2200	4.995	2500	0.02							0.5		
		1099, 2201	9.96	1300									1.0	
		993, 2202	29.86	450		320	0.66	0.11	0.22	0.31	2.9			3
		1098, 2203	51.45	270		200	1.0	0.10	0.20	0.29	4.4			4
		2360, 2209	75.81	180		140	1.3	0.10	0.19	0.29	6.4			5
		992, 2204	100.37	130		100	1.7	0.10	0.17	0.25	7.4			6
		1097, 2205	150.58	90		67	2.6	0.11	0.18	0.25	11			7
		1096, 2206	210.59	65		46	4.1	0.12	0.19	0.25	16			8
		1095, 2207	248.98	54		39	4.2	0.11	0.17	0.23	17			9
		1094, 2208	297.92	45		34	4.4	0.09	0.15	0.22	20			10
		4790, 4791	379.17	36		29	5.4	0.08	0.16	0.27	29			11
		1596, 3058	986.41	13		10	12	0.09	0.12	*	55			12
Medium-Power (MP 6V)	6 V	2362, 2376	4.995	4400	0.04							0.6		
		2363, 2377	9.96	2200									1.1	
		2364, 2378	29.86	720		510	0.80	0.21	0.41	0.57	3.3			13
		2365, 2379	51.45	420		310	1.2	0.19	0.38	0.55	5.4			14
		2366, 2380	75.81	290		220	1.6	0.17	0.35	0.54	7.8			15
		2367, 2381	100.37	220		170	1.9	0.17	0.32	0.50	9.4			16
		2368, 2382	150.58	150		110	2.6	0.15	0.30	0.48	13			17
		2369, 2383	210.59	100		83	3.4	0.16	0.29	0.46	17			18
		2370, 2384	248.98	88		69	4.5	0.17	0.31	0.48	22			19
		2371, 2385	297.92	73		56	5.0	0.17	0.29	0.44	24			20
		4792, 4793	379.17	57		46	6.9	0.16	0.33	0.53	36			21
		2372, 3059	986.41	22		17	13	0.16	0.23	*	63			22
High-Power (HP 6V)	6 V	1000, 2210	4.995	6100	0.07							1.1		
		999, 2211	9.96	3100		2300	0.46	0.42	1.1	1.6	2.2			23
		1093, 2212	29.86	1000		830	1.0	0.36	0.89	1.5	5.7			24
		998, 2213	51.45	590		490	1.5	0.32	0.75	1.3	8.6			25
		2361, 2215	75.81	410		340	2.3	0.34	0.80	1.4	13			26
		1101, 2214	100.37	310		250	2.9	0.33	0.73	1.3	17			27
		997, 2386	150.58	210		170	3.9	0.31	0.68	1.2	24			28
		996, 2216	210.59	150		120	5.0	0.32	0.62	1.1	29			29
		995, 2217	248.98	120		100	5.5	0.30	0.59	1.1	34			30
		994, 2218	297.92	100		87	6.5	0.31	0.58	1.1	40			31
		4794, 4795	379.17	84		70	8.4	0.28	0.61	1.1	55			32
		1595, 2373	986.41	31		26	20	0.32	0.53	*	120			33
High-Power, Carbon Brushes (HPCB 6V)	6 V	3060, 3082	4.995	6500	0.10							0.9		
		3061, 3071	9.96	3300		2300	0.42	0.51	1.0	1.3	1.7			34
		3062, 3072	29.86	1100		840	1.0	0.43	0.85	1.2	4.5			35
		3063, 3073	51.45	650		490	1.6	0.42	0.80	1.2	7.4			36
		3064, 3074	75.81	430		330	2.5	0.43	0.87	1.3	11			37
		3065, 3075	100.37	330		260	3.3	0.44	0.86	1.3	16			38
		3066, 3076	150.58	220		170	4.1	0.39	0.73	1.1	20			39
		3067, 3077	210.59	160		120	5.9	0.40	0.74	1.1	28			40
		3068, 3078	248.98	130		100	6.6	0.40	0.71	1.1	32			41
		3069, 3079	297.92	110		85	7.4	0.42	0.65	1.0	34			42
		4796, 4797	379.17	85		68	10	0.40	0.71	1.0	50			43
		3070, 3080	986.41	33		26	22	0.39	0.59	*	110			44
High-Power, Carbon Brushes (HPCB 12V)	12 V	3036, 3047	4.995	6800	0.06							0.9		
		3037, 3048	9.96	3400		2500	0.43	0.25	1.1	1.5	1.7			45
		3038, 3049	29.86	1100		840	1.0	0.23	0.82	1.1	3.9			46
		3039, 3050	51.45	650		500	1.5	0.22	0.79	1.1	6.7			47
		3040, 3051	75.81	450		350	2.1	0.20	0.76	1.1	10			48
		3041, 3052	100.37	330		260	2.9	0.21	0.78	1.1	13			49
		3042, 3053	150.58	220		170	4.2	0.21	0.73	1.0	18			50
		3043, 3054	210.59	160		120	5.6	0.21	0.71	1.0	25			51
		3044, 3055	248.98	130		110	6.6	0.21	0.72	1.1	30			52
		3045, 3056	297.92	110		87	7.3	0.21	0.65	1.0	33			53
		4798, 4799	379.17	85		67	11	0.20	0.75	1.0	50			54
		3046, 3057	986.41	35		27	21	0.19	0.59	*	100			55

\* Operating the 1000:1 gear ratios at maximum power is likely to damage the gearboxes.

# ANEXO N° 7

## GRÁFICO DE PERFORMARCE DEL MICROMOTOR POLOLU 1000:1

Pololu Items #1595, #2373 (1000:1 Micro Metal Gearmotor HP 6V) Performance at 6 V



## ANEXO N° 8

### DETALLES TÉCNICOS DEL SENSOR EMG GFORCE GESTURE

#### Hardware

- Sensors: 9-axis motion sensor  
8-channel EMG sensor
- Wireless: Bluetooth Low Energy 4.0
- LED: Dual LED for indicating power  
and BLE connection status
- Vibration: Configurable multi-mode  
vibrator
- Processor: ARM Cortex M4 with FPU
- Battery: Li-On battery with an up to  
10-hour life, rechargeable with  
micro USB cable.

## ANEXO N° 9

### DETALLES TÉCNICOS DE LA CUERDA DYNEEMA 8 STRANDS

Gran resistencia a la abrasión



## ANEXO N° 10

### DETALLES TÉCNICOS DEL ARDUINO MEGA

OVERVIEW

TECH SPECS

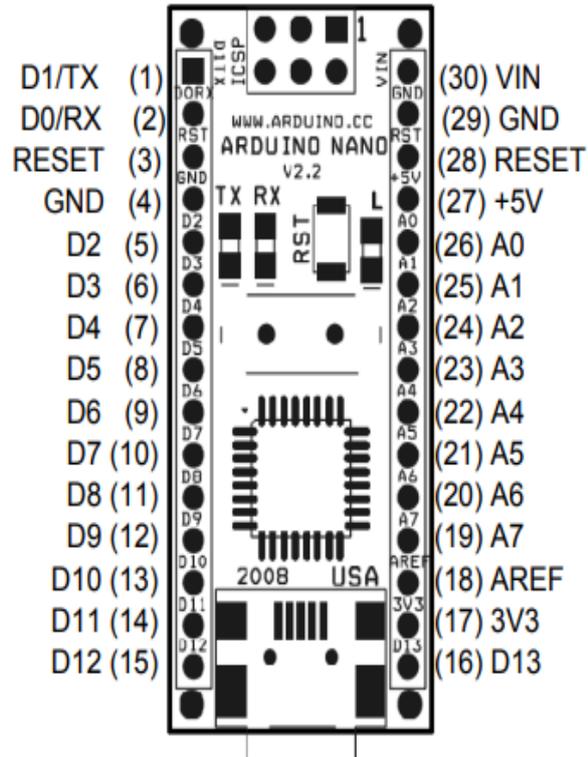
DOCUMENTATION

Microcontroller	ATmega2560
Operating Voltage	5V
Input Voltage (recommended)	7-12V
Input Voltage (limit)	6-20V
Digital I/O Pins	54 (of which 15 provide PWM output)
Analog Input Pins	16
DC Current per I/O Pin	20 mA
DC Current for 3.3V Pin	50 mA
Flash Memory	256 KB of which 8 KB used by bootloader
SRAM	8 KB
EEPROM	4 KB
Clock Speed	16 MHz
LED_BUILTIN	13
Length	101.52 mm
Width	53.3 mm
Weight	37 g

## ANEXO N° 11

### HOJA TÉCNICA DEL ARDUINO NANO (ATMEGA328)

#### Arduino Nano Pin Layout



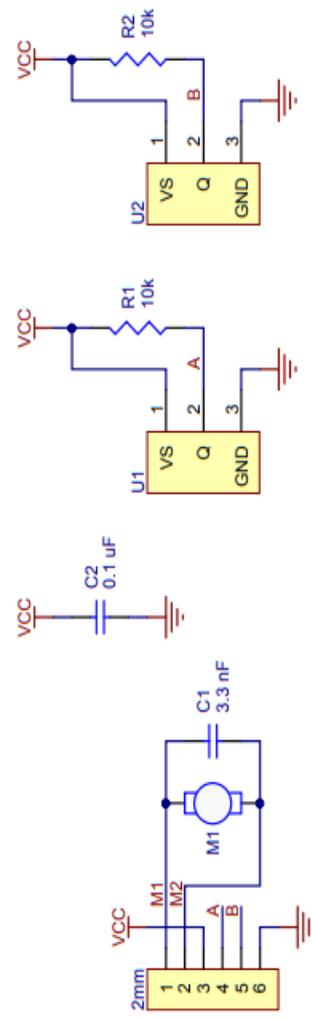
Pin No.	Name	Type	Description
1-2, 5-16	D0-D13	I/O	Digital input/output port 0 to 13
3, 28	RESET	Input	Reset (active low)
4, 29	GND	PWR	Supply ground
17	3V3	Output	+3.3V output (from FTDI)
18	AREF	Input	ADC reference
19-26	A7-A0	Input	Analog input channel 0 to 7
27	+5V	Output or Input	+5V output (from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

# Magnetic Encoder Kit for Micro Metal Gearmotors

©2014 Pololu Corporation  
www.pololu.com

## ANEXO N° 12

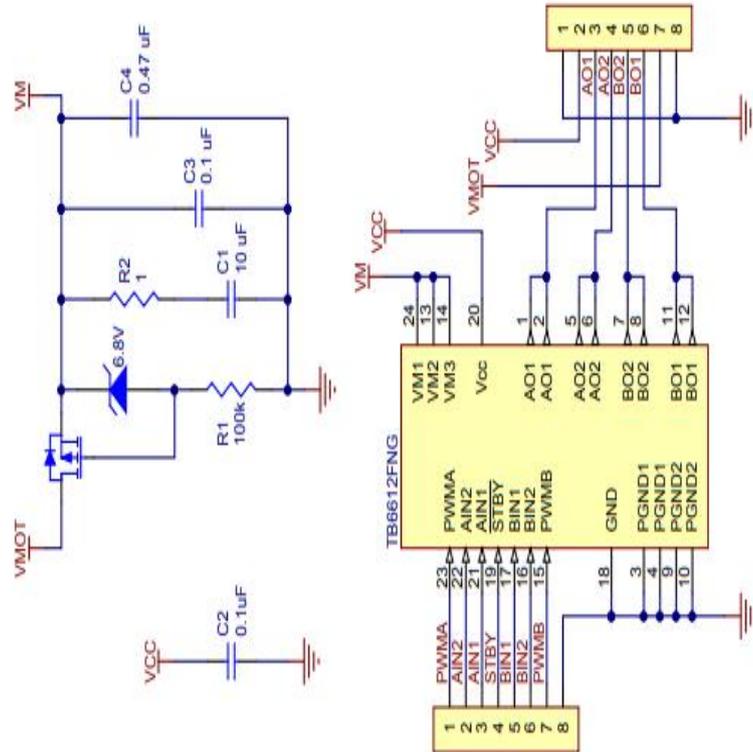
### DIAGRAMA ESQUEMÁTICO DEL ENCODER MAGNETICO POLOLU



Note: U1 and U2 are Hall Effect sensor ICs in SOT-23 packages, e.g. TLE4946-2K.

**ANEXO N° 13**

**DIAGRAMA ESQUEMÁTICO DEL DRIVER TB6612FNG**



## ANEXO N° 14

### ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DE LA BATERÍA DE LITIO

7,4 V 1500 mAh batería de litio de Control remoto recargable transmisor batería para Flysky FS-GT5 RC modelos partes batería de Juguetes

**Características:**

- Batería de control remoto de 1,1500 mah para FS-GT5 Flysky.
- La batería de actualización más popular es más larga y plug and play por completo.
- La batería super duty 1500 mah es el equilibrio perfecto de rendimiento.
- Diseño de ranura fácil para una carga rápida y una instalación/eliminación.
- Batería de repuesto perfecta para copia de seguridad al aire libre.

**Descripciones:**

- Esta es la mejor batería de reemplazo para su elección.

**Especificaciones:**

Color: verde  
Capacidad: 1500 mAh  
Voltaje: 7,4 V  
Tamaño: 55x30x12mm/2.16x1.18x0.47in  
Peso: 43g/1,52 oz

**Información del paquete:**

Tamaño del paquete: 120x45x55mm/4.72x1.77x2.16in  
Peso del paquete: 66g/2,33 oz  
General Paquete de caja

Crisol de grafito mini horno de oro de la antorcha de fusión del metal:  
1 x batería de Control remoto



ANEXO N° 15

ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DEL GONIÓMETRO

# 2-in-1 Digital Angle Ruler

**360°** measurement

Measuring Range:  $0.00^{\circ} \sim 999.9^{\circ}$   
(more than  $999.9^{\circ}$  incorrect display)

Working Temperature:  $0^{\circ}\text{C} \sim 50^{\circ}\text{C}$

Working Humidity:  $\leq 85\% \text{RH}$

Resolution:  $0.05^{\circ}/3'$

Accuracy:  $0.3^{\circ}$



## ANEXO N° 16

### ESPECIFICACIONES DEL LÁTEX



#### INFORMACIÓN DEL PRODUCTO

LÁTEX



Es un caucho pre vulcanizado que posee una gran elasticidad y permite crear excelentes moldes de artesanía y máscaras de altísima calidad.

#### PRESENTACIÓN:

Potes de 1 KG



## ANEXO N° 17

### DATOS TÉCNICOS DE LA IMPRESORA 3D CREALITY CR-10S

Specifications	
Printing size	300*300*400mm
Printing type	FDM (Melting touch stack molding technology)
Body structure	Patent technology V-Slot aluminum bearing
Nozzle diameter	Standard 0.4mm(can be changed to 0.3/0.2mm)
Filament diameter	1.75mm
Plug	Default EU plug
Print speed	Max.: 200mm / s, Normal: 80mm / s
Each accuracy	0.05-0.4mm (adjustable)
Power supply	Input 110-220V switchable, output 24V
Actual power	160-200W
Operating page	Chinese / English
Printing accuracy	±0.1mm
Environmental requirement	10-30°C, humidity 20-50%
Filament materials	PLA, ABS, TPU, Copper, Wood, Carbon Fiber, Gradient Color etc.
Software supporting	PROE, Solid-works, UG, 3d Max, Rhino 3D design software, etc.
Format	STL, OBJ, G-Code, JPG
Printing method	SD card(off-line), contact to the PC(on-line)
Operating system	Linux, Windows, OSX
Operating software	CURA, Repetier-Host, simplify 3D
Machine size	490*600*615 mm
Package size	540*640*310 mm
Machine net weight	10.3kg
Package weight	14kg



ANEXO N° 18

COMPROBANTES DE COMPRA DE MATERIALES



Thank you for your order!

Qty.	Item	Item Price	Total
1	Taulman Black Alloy 910 Filament - 1.75mm (1lb) - Product No. M2ZA9P44	USD 36.00	USD 36.00
1	Taulman Black PCTPE - 1.75mm (1lb) - Product No. MF1SV5MP	30.00	30.00
1	Taulman Black Bridge Filament - 1.75mm (1kg) - Product No. MKKK6J84	40.00	40.00
Payment received. Thank you!			Subtotal 106.00
			Tax 0.00
			Shipping 0.00
			Total Paid USD 106.00

Salesorder 1J383470

Order Line	Ordered	Canceled	Item Number	Item Description	Shipped	Back Order	Unit Price US\$	Extended Price
1	5	0	2373	<a href="#">1000:1 Micro Metal Gearmotor HP 6V with Extended Motor Shaft</a>	5	0	23.95	119.75
2	3	0	713	<a href="#">TB6612FNG Dual Motor Driver Carrier</a>	3	0	3.33	9.99
3	5	0	3081	<a href="#">Magnetic Encoder Pair Kit for Micro Metal Gearmotors, 12 CPR, 2.7-18V (HPCB compatible)</a>	5	0	8.95	44.75
<b>Subtotal:</b>								174.49
<b>S &amp; H:</b>								17.87
<b>Tax:</b>								0.00
<b>Total:</b>								<b>\$192.36</b>
<b>Amount paid:</b>								<b>\$192.36</b>

Detalles del artículo	Precio por unidad	Cantidad	Total del pedido	Estado							
 <p>7,4 V 1500 mAh recargable Control remoto batería de litio transmisor batería para Flysky FS-GT5 RC modelos piezas batería de Juguetes (Skyline Toy's Store)</p> <p><a href="#">Abrir disputa</a></p>	\$ 4.04	1 unidad	\$ 4.04	En espera de recepción <a href="#">Abrir disputa</a>	AliExpress Standard Shipping Tiempo de entrega estimado: 43-59 Días El vendedor enviará el pedido en 3 Días						
					<table border="1"> <thead> <tr> <th>Precio del artículo</th> <th>Gastos de envío</th> <th>Importe total</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>US \$ 4.04</td> <td>US \$ 4.53</td> <td>US \$ 8.57</td> </tr> </tbody> </table>	Precio del artículo	Gastos de envío	Importe total	US \$ 4.04	US \$ 4.53	US \$ 8.57
Precio del artículo	Gastos de envío	Importe total									
US \$ 4.04	US \$ 4.53	US \$ 8.57									

Detalles del artículo	Precio por unidad	Cantidad	Total del pedido	Estado							
 <p>Sensores de movimiento del brazalete del Control de la señal del músculo del Sensor EMG del gesto de Gforce para Arduino juguetes desarrolladores pulsera con Bluetooth (william chen)</p> <p><a href="#">Abrir disputa</a></p>	\$ 175.20	1 unidad	\$ 175.20	Confirmación recibida <a href="#">Abrir disputa</a>	AliExpress Standard Shipping Tiempo de entrega estimado: 43-59 Días El vendedor enviará el pedido en 5 Días						
					<table border="1"> <thead> <tr> <th>Precio del artículo</th> <th>Gastos de envío</th> <th>Importe total</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>US \$ 175.20</td> <td>US \$ 2.24</td> <td>US \$ 175.44</td> </tr> </tbody> </table>	Precio del artículo	Gastos de envío	Importe total	US \$ 175.20	US \$ 2.24	US \$ 175.44
Precio del artículo	Gastos de envío	Importe total									
US \$ 175.20	US \$ 2.24	US \$ 175.44									

Detalles del artículo	Precio por unidad	Cantidad	Total del pedido	Estado							
 <p>Lámina conductora sensible a la presión (velostato/lingstato) (Wuxi Sichiray Co.,Ltd)</p> <p><a href="#">Abrir disputa</a></p>	\$ 24.60	1 unidad	\$ 24.60	Confirmación recibida <a href="#">Abrir disputa</a>	AliExpress Standard Shipping Tiempo de entrega estimado: 43-59 Días El vendedor enviará el pedido en 5 Días						
					<table border="1"> <thead> <tr> <th>Precio del artículo</th> <th>Gastos de envío</th> <th>Importe total</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>US \$ 24.60</td> <td>US \$ 4.21</td> <td>US \$ 28.81</td> </tr> </tbody> </table>	Precio del artículo	Gastos de envío	Importe total	US \$ 24.60	US \$ 4.21	US \$ 28.81
Precio del artículo	Gastos de envío	Importe total									
US \$ 24.60	US \$ 4.21	US \$ 28.81									

Detalles del artículo	Precio por unidad	Cantidad	Total del pedido	Estado			
 <p>0-200mm 8 "medidor Digital ángulo inclinómetro regla Digital electrón goniómetro Protractor ángulo buscador herramienta de medición</p> <p>Color:  White (QSTEXPRESS-09)</p> <p> </p>	\$ 10.19	1 unidad	\$ 10.19	En espera de recepción <a href="#">Abrir disputa</a>	AliExpress Standard Shipping <b>Envío gratuito</b> Tiempo de entrega estimado: 43-59 Días El vendedor enviará el pedido en 5 Días		
					Precio del artículo	Gastos de envío	Importe total
					US \$ 10.19	US \$ 0.00	US \$ 10.19

Detalles del artículo	Precio por unidad	Cantidad	Total del pedido	Estado			
 <p>KastKing Mega8 Super Strong 274 M 8 Strands PE Trenzado Teje Línea de pesca Cuerda Multifilamento 20LB 25LB 30LB 40LB 50LB 65LB 80LB</p> <p>Color:  Black Line Number: 274m-80LB (kastking official store)</p> <p> </p>	\$ 12.98	1 unidad	\$ 12.98	Confirmación recibida <a href="#">Abrir disputa</a>	China Post Registered Air Mail <b>Envío gratuito</b> Tiempo de entrega estimado: 45-60 Días El vendedor enviará el pedido en 5 Días		
					Precio del artículo	Gastos de envío	Importe total
					US \$ 12.98	US \$ 0.00	US \$ 12.98

Detalles del artículo	Precio por unidad	Cantidad	Total del pedido	Estado			
 <p>Clásicos servos 9g SG90 MG90S para aviones RC modelo de avión de ala fija telecontrol piezas de aviones motores de juguete</p> <p>Color:  2 (lvse life Store)</p> <p> </p>	\$ 1.98	2 unidad	\$ 3.96	En espera de recepción <a href="#">Abrir disputa</a>	AliExpress Standard Shipping Tiempo de entrega estimado: 43-59 Días El vendedor enviará el pedido en 5 Días		
					Precio del artículo	Gastos de envío	Importe total
					US \$ 3.96	US \$ 3.05	US \$ 7.01

Detalles del artículo	Precio por unidad	Cantidad	Total del pedido	Estado			
 <p>Syma X8 X8A X8C X8C/W X8C-1 X8W 7,4 v 2000 mah espaÑA de la batería LiPo + 7,4 V multi-cargador Color: Light Grey (XT/RC Store)</p>	\$ 7.48	1 unidad	\$ 7.48	En espera de recepción <a href="#">Abrir disputa</a>	Turkey Post Tiempo de entrega estimado: 15-40 Días El vendedor enviará el pedido en 7 Días		
					Precio del artículo	Gastos de envío	Importe total
					US \$ 7.48	US \$ 4.11	US \$ 11.59

Detalles del artículo	Precio por unidad	Cantidad	Total del pedido	Estado			
 <p>100 unids/bolsa productos de dentista ortodoncia bandas de goma de látex 4 tamaños para elegir Color: Squirrels (Beautiful YYP Store)</p>	\$ 0.46	2 Pack	\$ 0.92	En espera de recepción <a href="#">Abrir disputa</a>	China Post Registered Air Mail Tiempo de entrega estimado: 45-60 Días El vendedor enviará el pedido en 7 Días		
					Precio del artículo	Gastos de envío	Importe total
					US \$ 0.92	US \$ 2.24	US \$ 3.16

ANEXO N° 19

COSTO DE ENERGÍA ELÉCTRICA POR PARTE DE ENEL



Enel Distribución Perú S.A.  
R.U.C. N° 20269989900  
Calle César López Rojas #201  
Urb. Maranga San Miguel - Lima - Lima

056823000



27415

PAG. 1 de 1



Reciclemos.  
Solo tenemos un planeta.



Número de cliente

Dirección: \_\_\_\_\_

Fecha de emisión: **11/OCT/2019**

R.U.C.: \_\_\_\_\_

N° de Medidor: \_\_\_\_\_

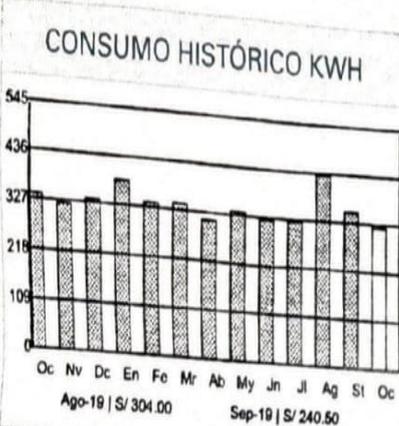
Ruta: \_\_\_\_\_

N° de Recibo: \_\_\_\_\_

OCTUBRE 2019

USUARIO / USUARIA

**CONSUMO HISTÓRICO KWH**



Ago-19 | S/ 304.00      Sep-19 | S/ 240.50

**DETALLE DEL CONSUMO**

Lectura Actual (10/10/2019) \_\_\_\_\_

Lectura Anterior (10/09/2019) \_\_\_\_\_

Precio Unitario S/. kWh      **0.5277**

Factor 1      Consumo kWh

**TOTAL A PAGAR**

**DATOS DEL SUMINISTRO**

Alimentador \_\_\_\_\_

Potencia Contratada **2.20 kW**

Medidor **MONOFÁSICO - Electromecánico**

Conexión **Subterránea**

Tensión **220 V - BT**

Sector Típico \_\_\_\_\_

Pliego Tarifario \_\_\_\_\_

Tarifa \_\_\_\_\_

Sistema Eléctrico \_\_\_\_\_

Tipo de Conexión \_\_\_\_\_

**MENSAJES AL CLIENTE**

**DETALLE DE IMPORTES**

Reposic. y Mant. de Conex  
Cargo Fijo  
Cargo por Energía  
Interés Compensatorio  
Alumbrado Público

SUBTOTAL Mes Actual I.G.V. \_\_\_\_\_

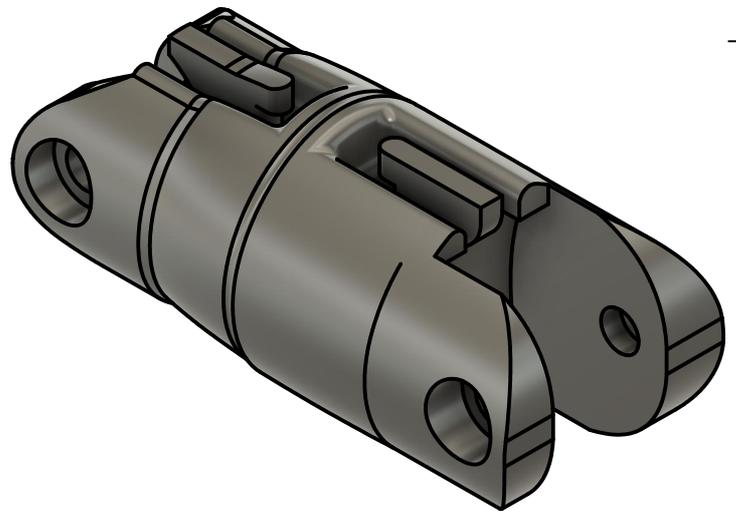
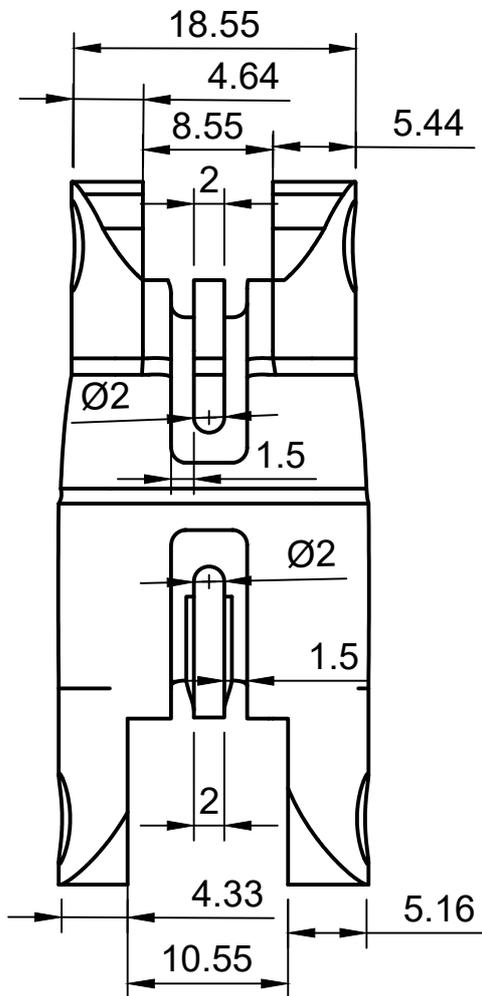
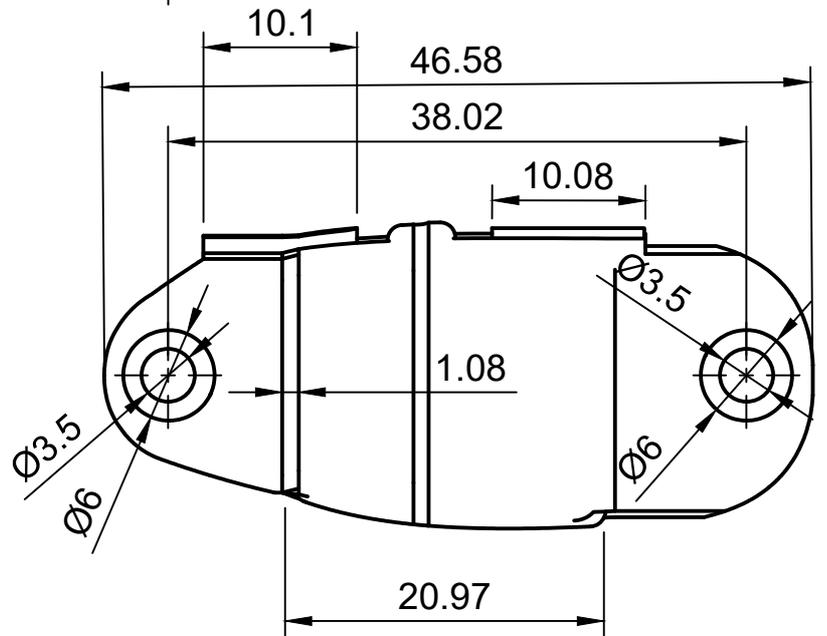
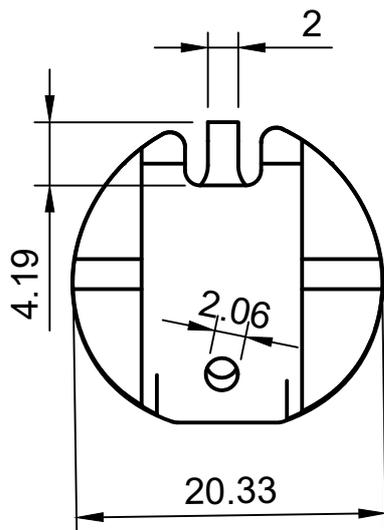
TOTAL Mes Actual  
Aporte Ley N° 28749  
Redondeo Mes Anterior  
Redondeo Mes Actual

**PAGA CON VISA**

Ahora paga tu recibo de luz con cualquier tarjeta 

**ANEXO N° 20**

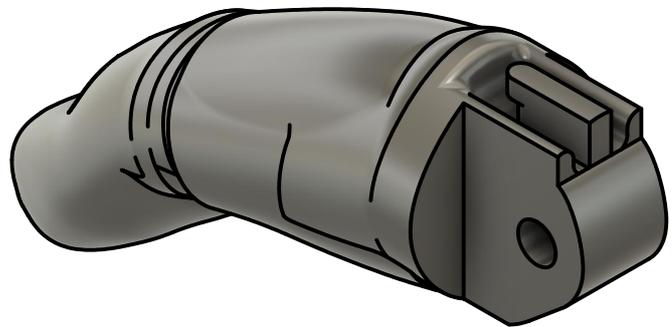
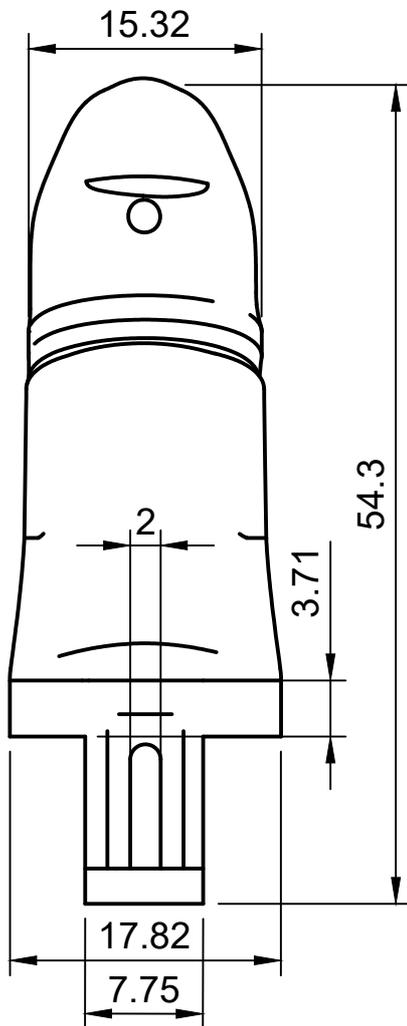
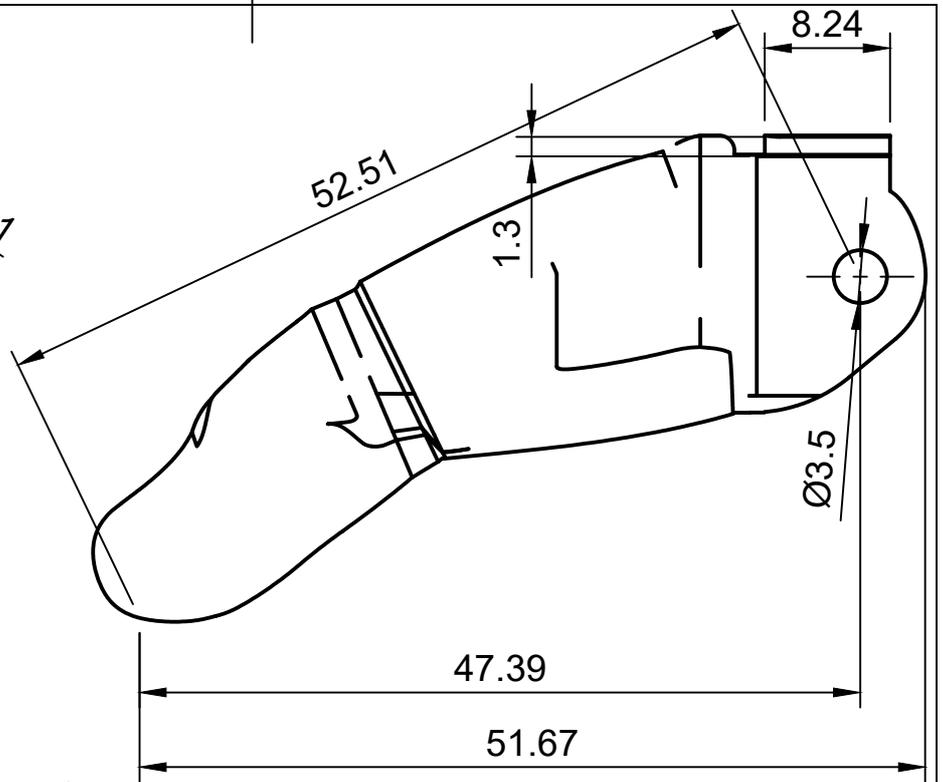
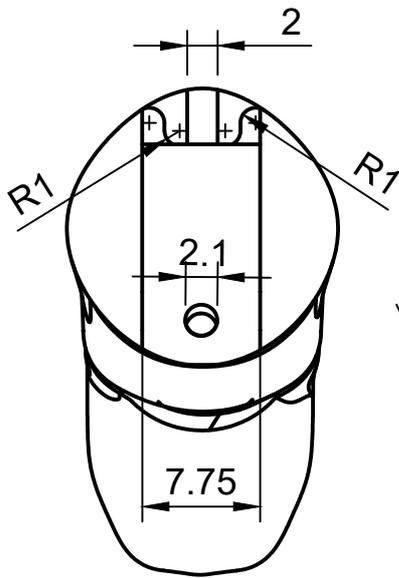
**PLANOS MECÁNICOS DE LA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE MANO DE 5  
GRADOS DE LIBERTAD**



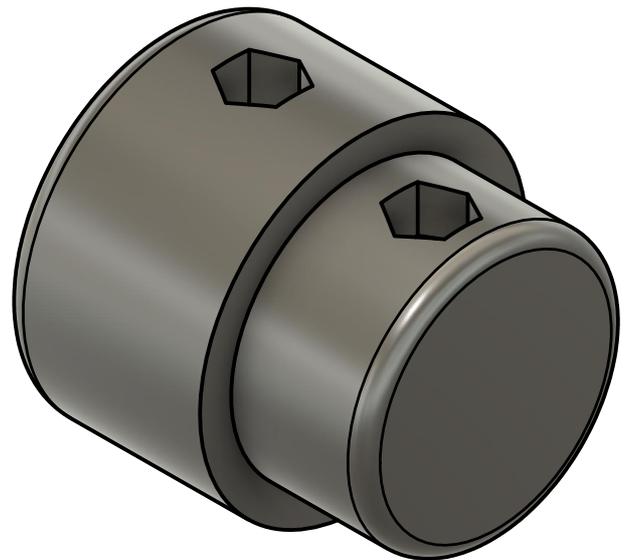
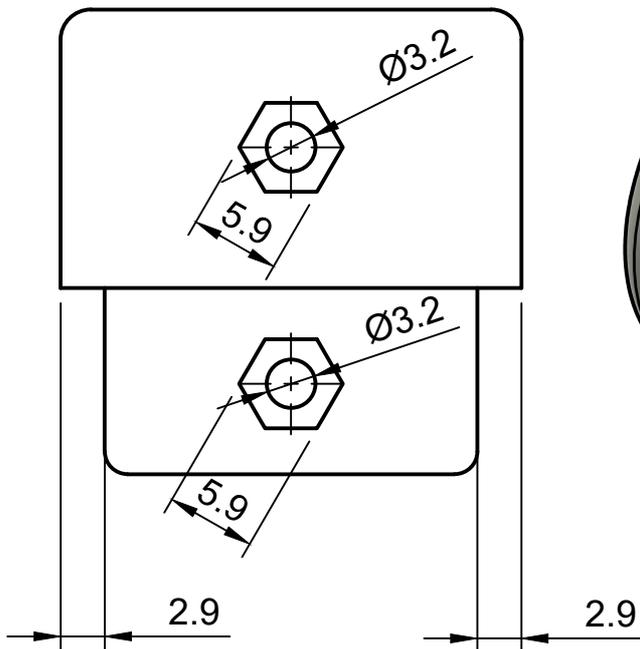
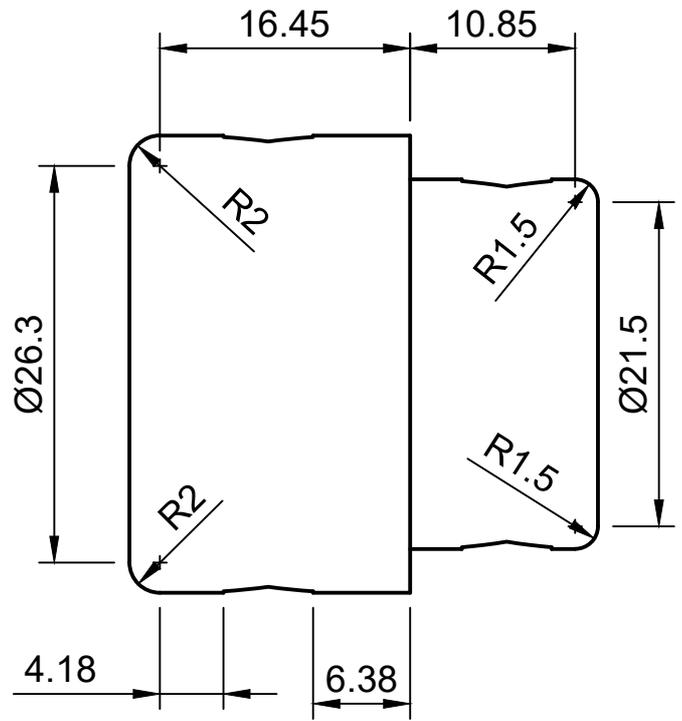
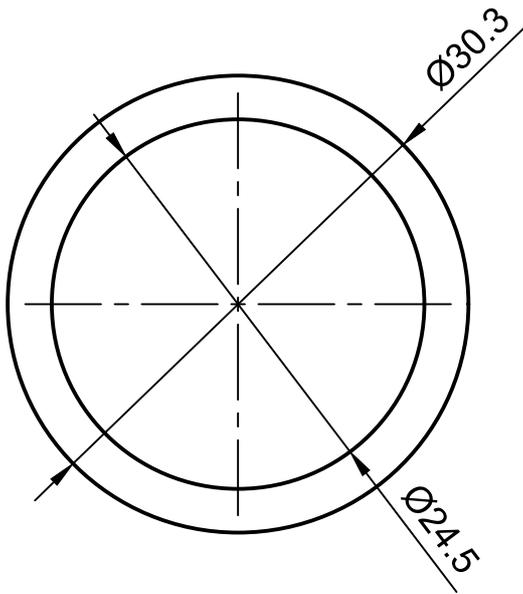
<b>FECHA</b>	<b>INTEGRANTES</b>	
15/11/2019	MANUEL FLORES C. CRISTHIAN VERASTEGUI R.	
<b>DEDO ANULAR</b>		
<b>FORMATO</b>	<b>ESCALA</b>	<b>N° PLANO</b>
A4	2:1	1/2

**UNIVERSIDAD NACIONAL DEL CALLAO**  
Facultad de Ingeniería Mecánica y de Energía





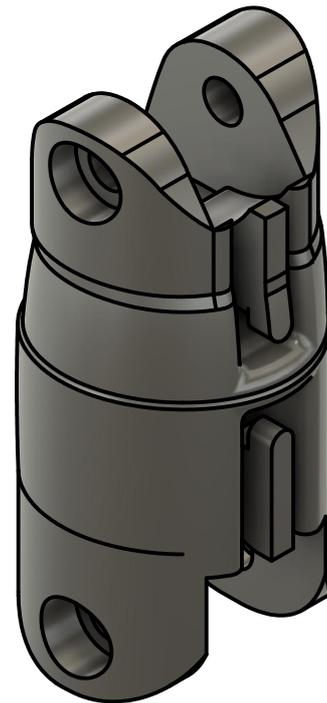
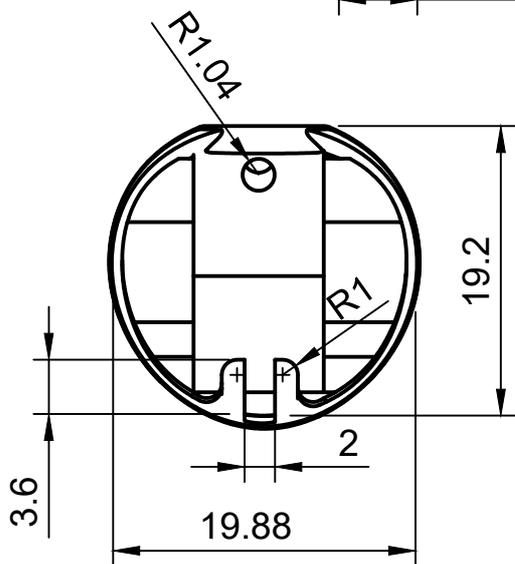
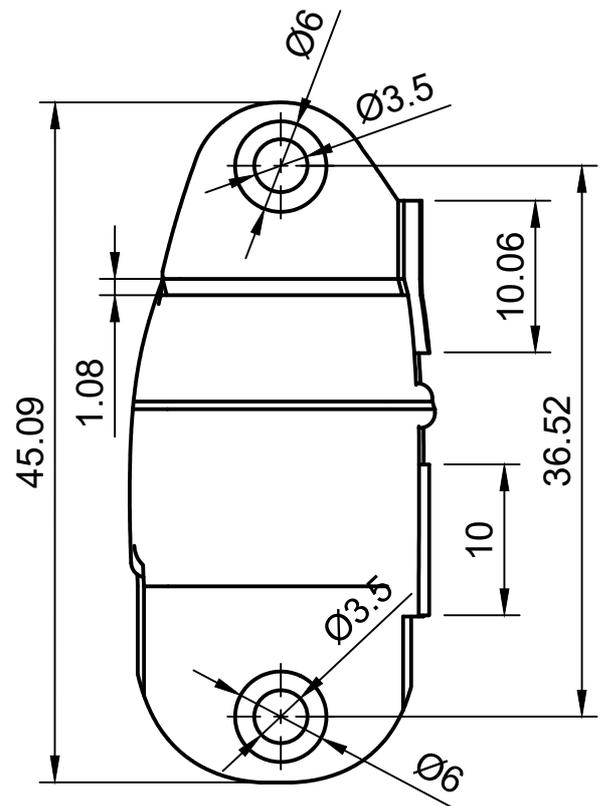
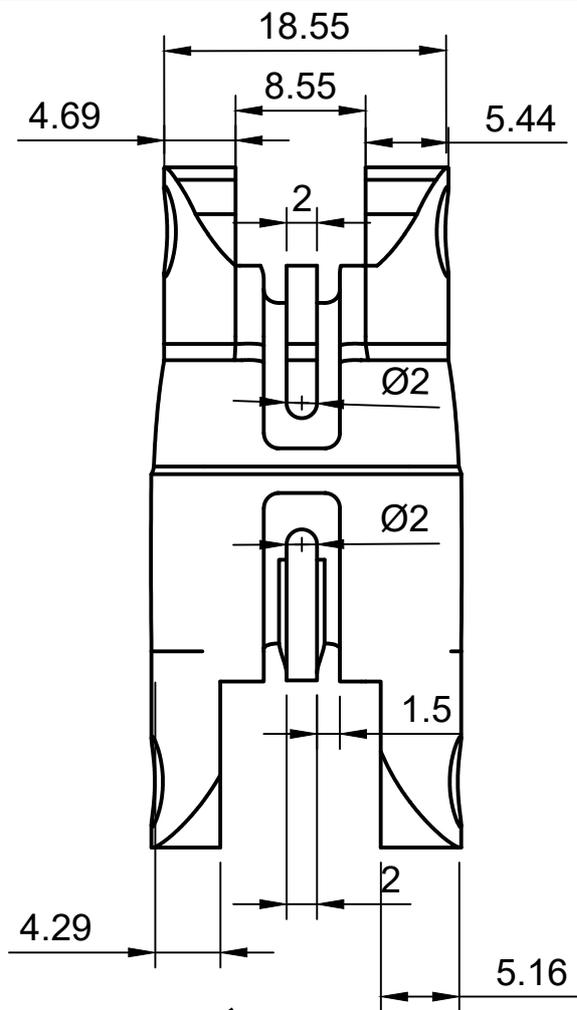
<b>FECHA</b>	<b>INTEGRANTES</b>		<b>UNIVERSIDAD NACIONAL DEL CALLAO</b> Facultad de Ingeniería Mecánica y de Energía
15/11/2019	MANUEL FLORES C. CRISTHIAN VERASTEGUI R.		
<b>DEDO ANULAR</b>			
<b>FORMATO</b>	<b>ESCALA</b>	<b>N° PLANO</b>	
A4	2:1	2/2	



<b>FECHA</b>	<b>INTEGRANTES</b>	
15/11/2019	MANUEL FLORES C. CRISTIANS VERASTEGUI R.	
<b>CONECTOR MACHO PARA SOCKET</b>		
<b>FORMATO</b>	<b>ESCALA</b>	<b>N° PLANO</b>
A4	2:1	1/1

**UNIVERSIDAD NACIONAL DEL CALLAO**  
Facultad de Ingeniería Mecánica y de  
Energía

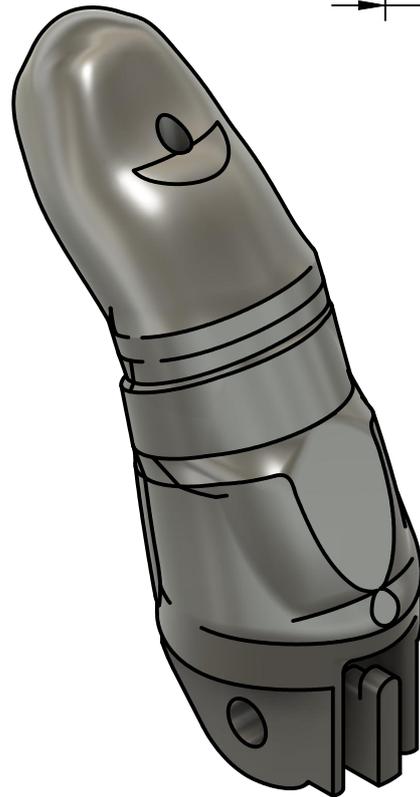
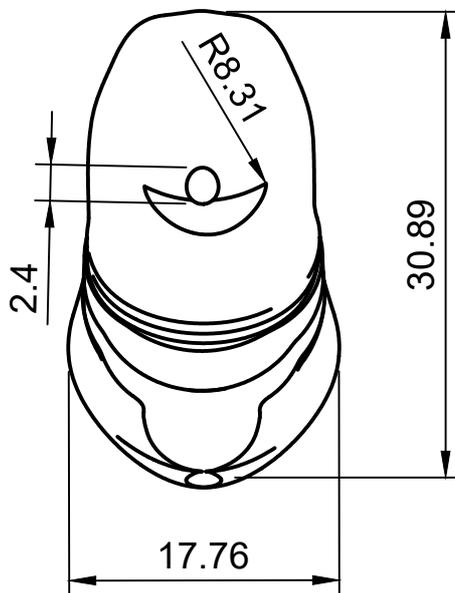
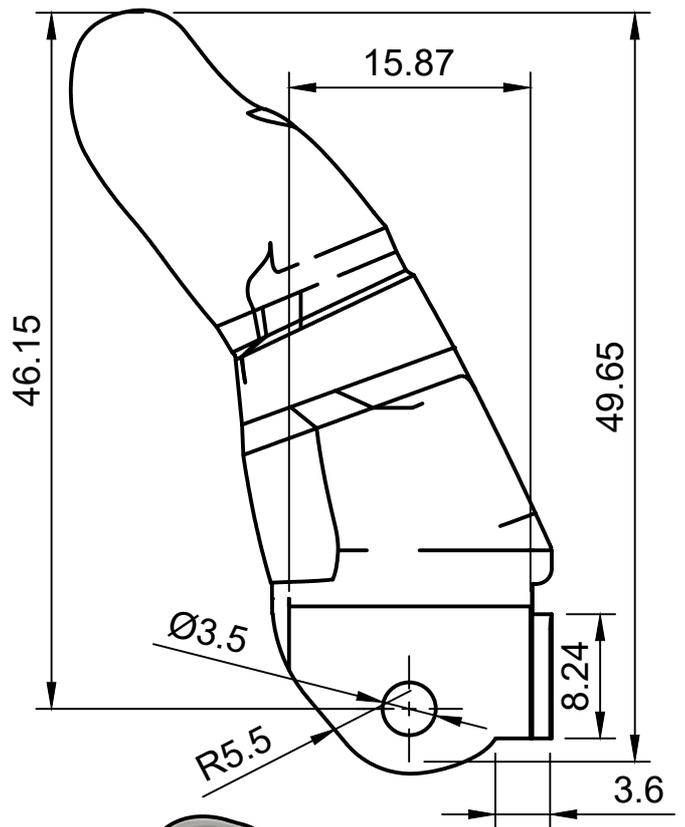
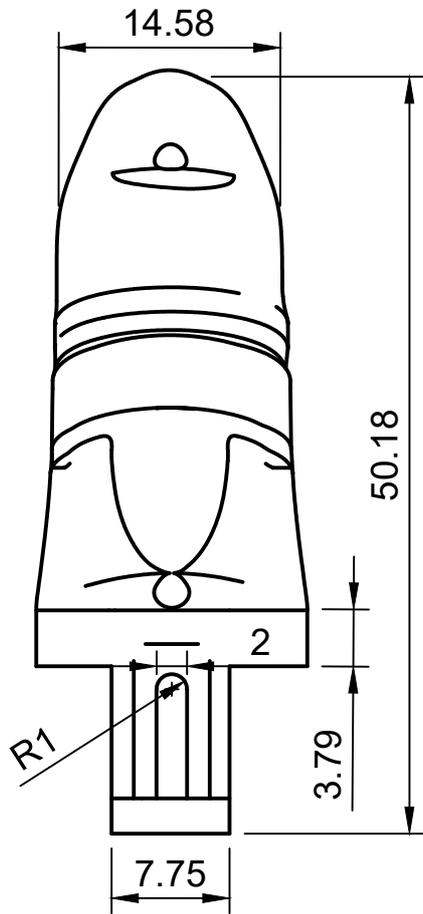




FECHA	INTEGRANTES	
15/11/2019	MANUEL FLORES C. CRISTHIAN VERASTEGUI R.	
<b>DEDO MEÑIQUE</b>		
FORMATO	ESCALA	N° PLANO
A4	2:1	1/2

**UNIVERSIDAD NACIONAL DEL CALLAO**  
Facultad de Ingeniería Mecánica y de  
Energía

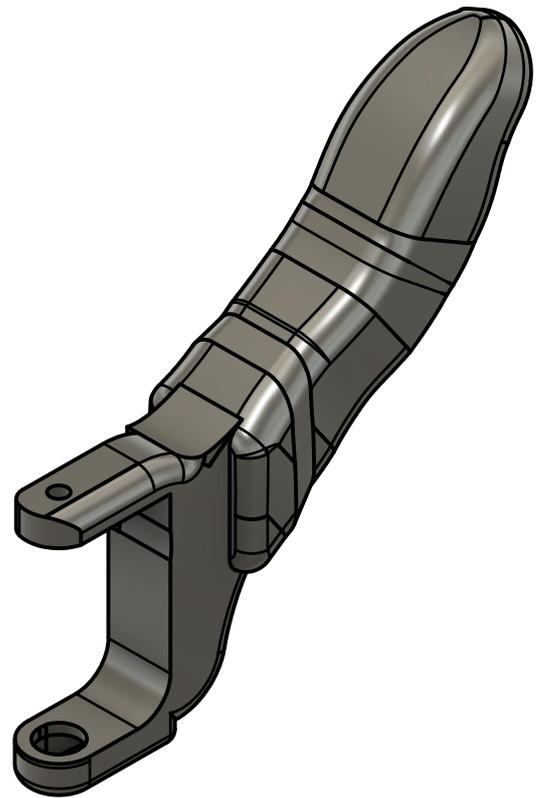
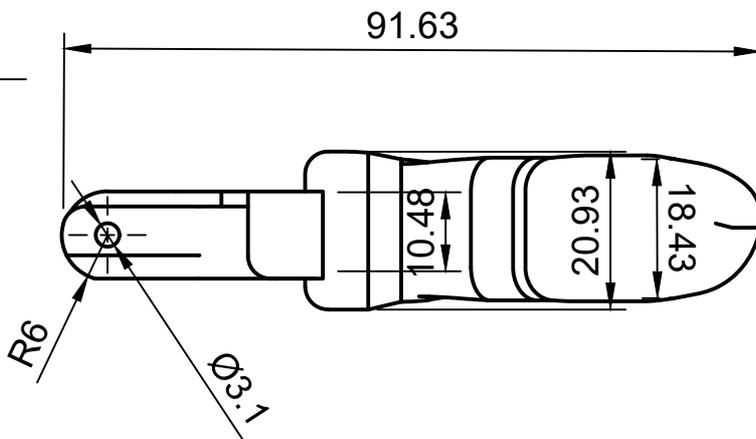
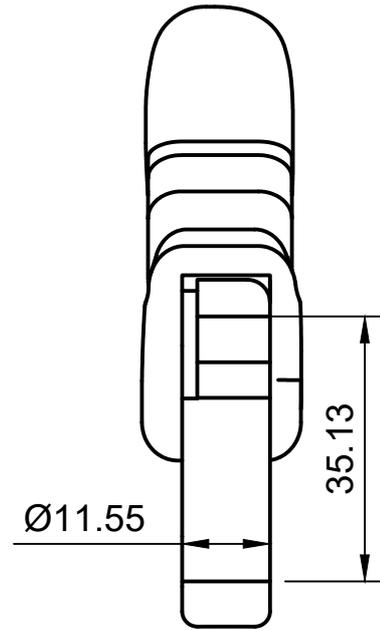
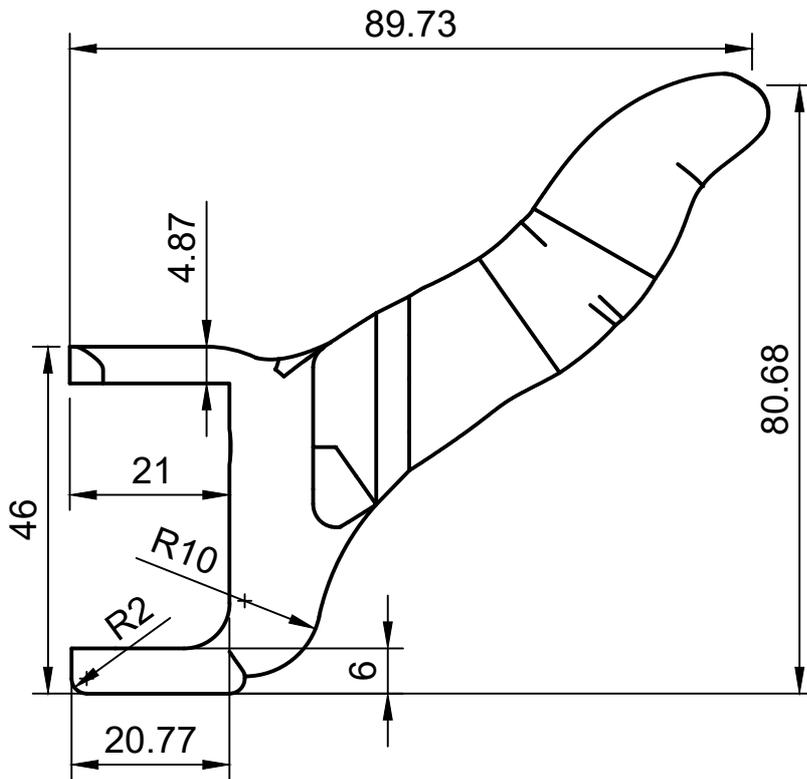




FECHA	INTEGRANTES	
15/11/2019	MANUEL FLORES C. CRISTHIAN VERASTEGUI R.	
<b>DEDO MEÑIQUE</b>		
FORMATO	ESCALA	N° PLANO
A4	2:1	2/2

**UNIVERSIDAD NACIONAL DEL CALLAO**  
Facultad de Ingeniería Mecánica y de  
Energía

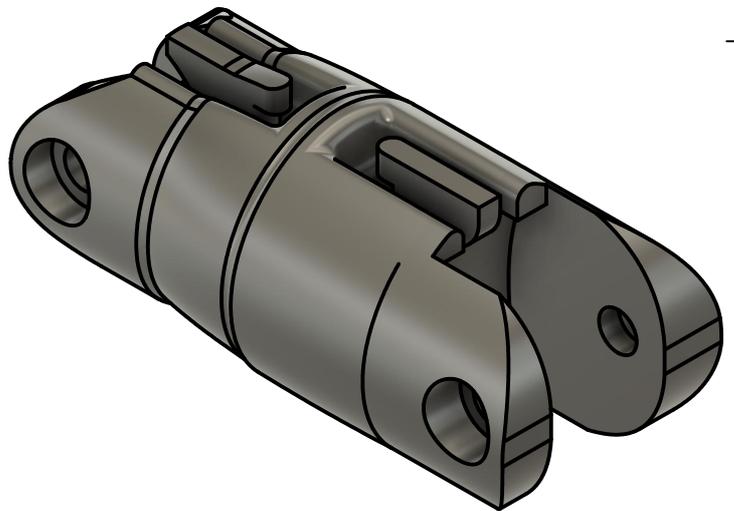
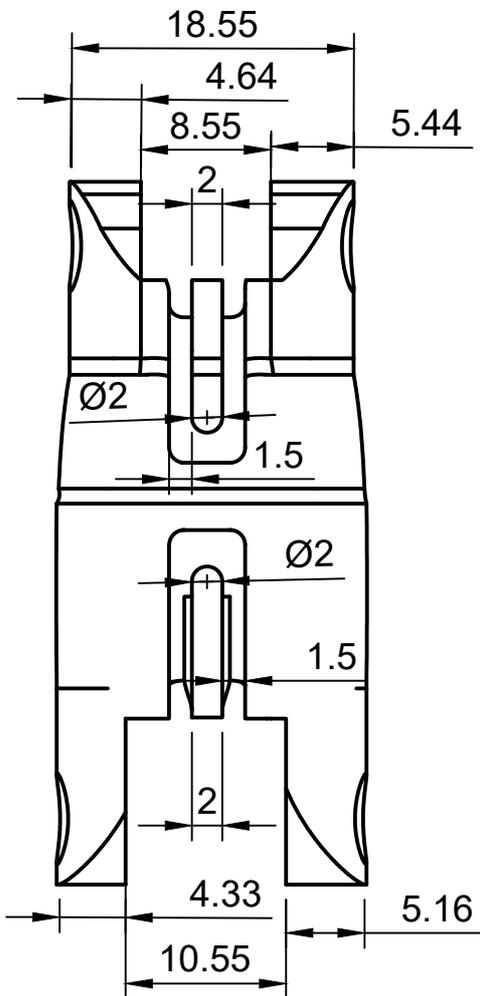
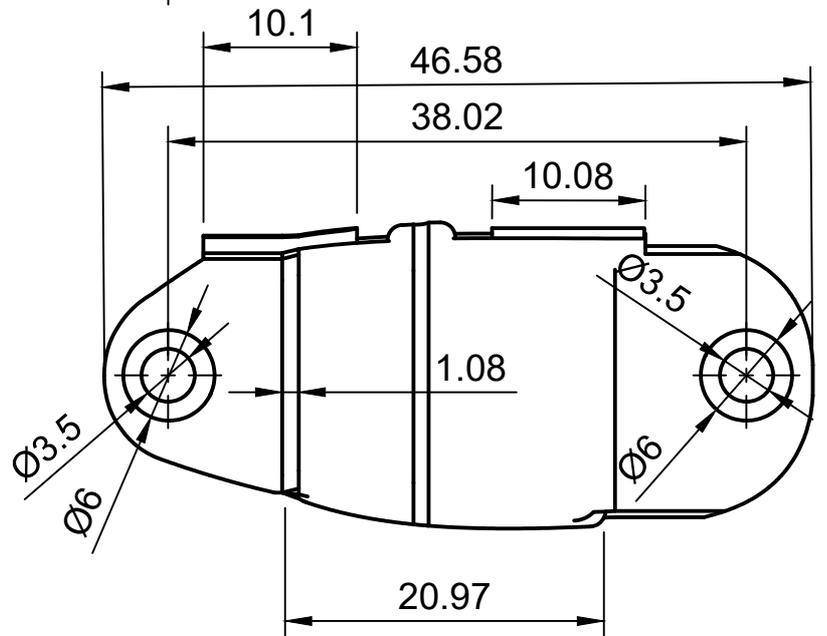
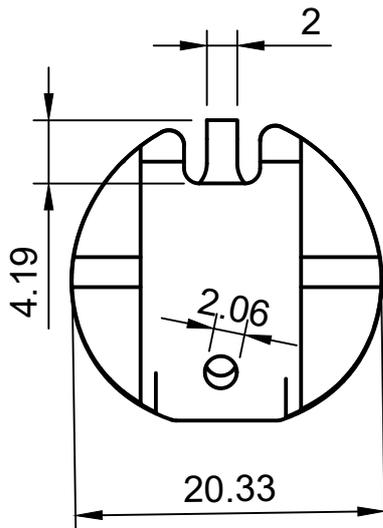




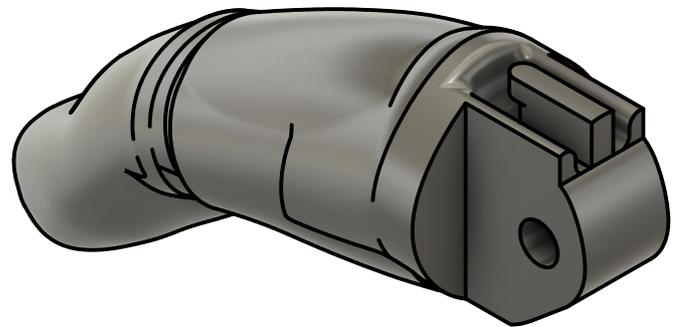
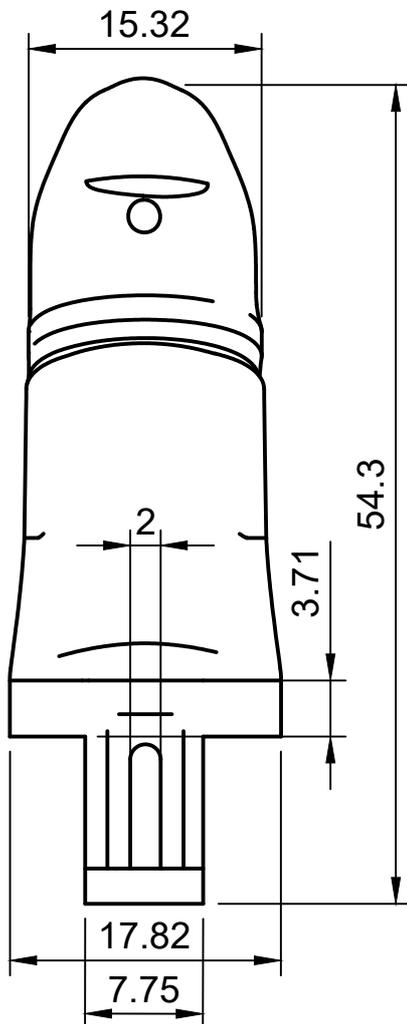
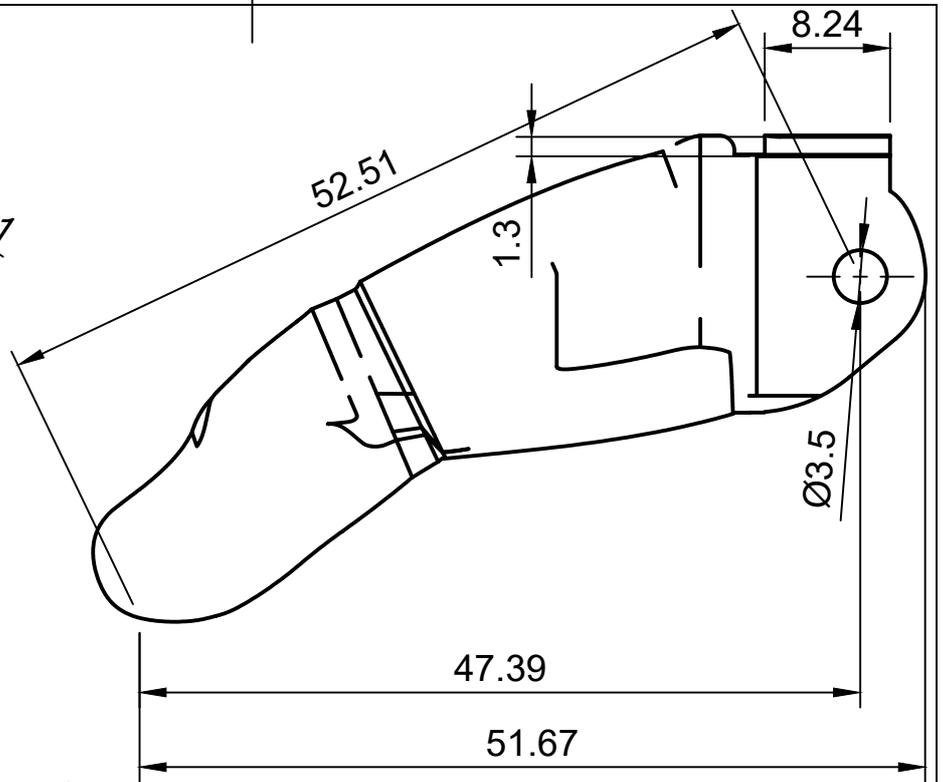
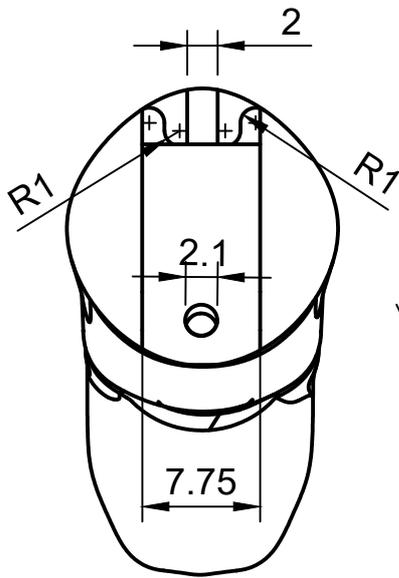
FECHA	INTEGRANTES	
15/11/2019	MANUEL FLORES C. CRISTHIAN VERASTEGUI R.	
<b>DEDO PULGAR</b>		
FORMATO	ESCALA	N° PLANO
A4	1:1	1/1

**UNIVERSIDAD NACIONAL DEL CALLAO**  
Facultad de Ingeniería Mecánica y de  
Energía

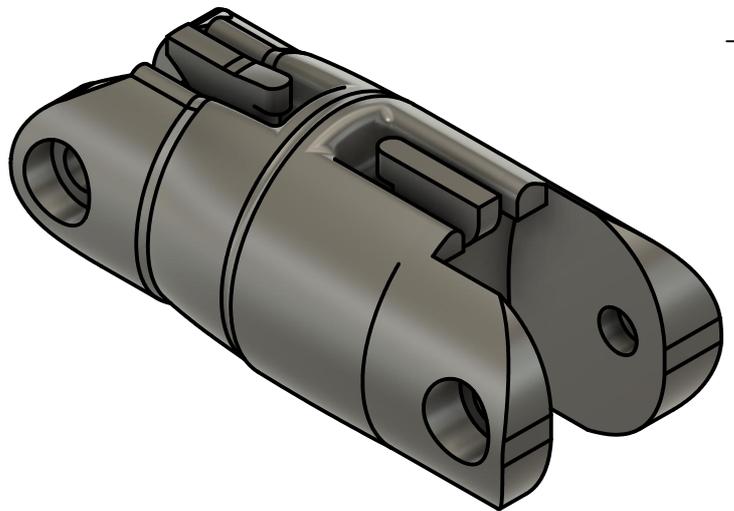
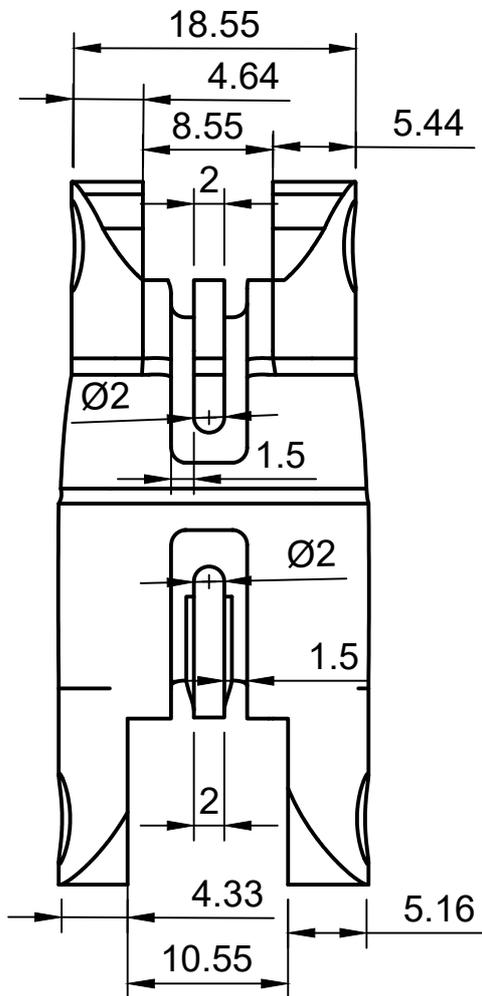
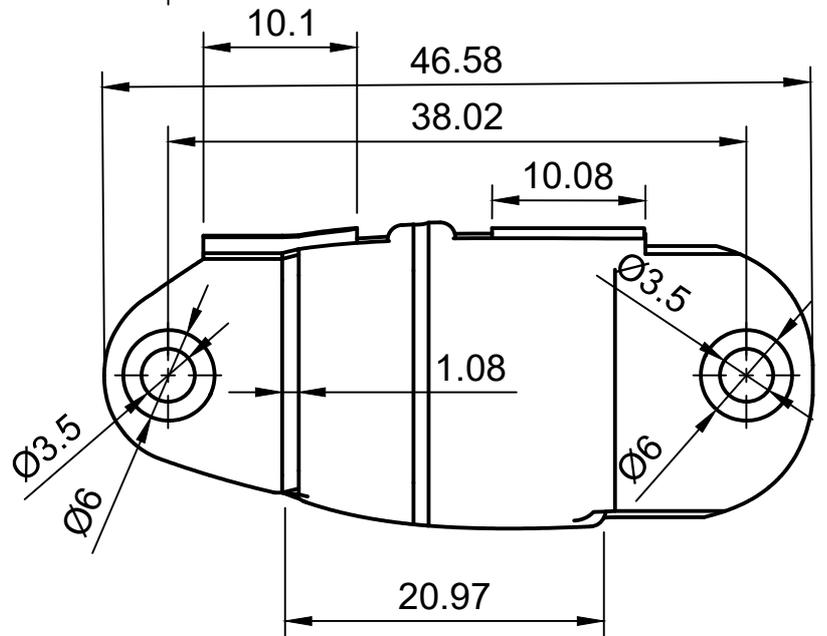
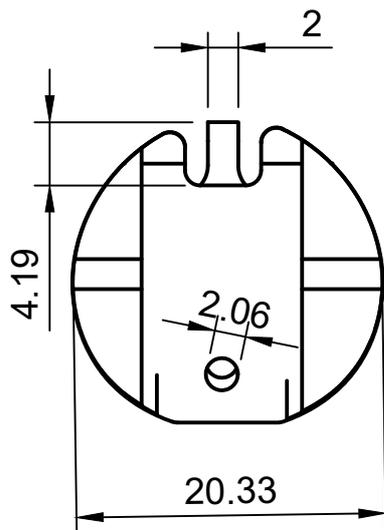




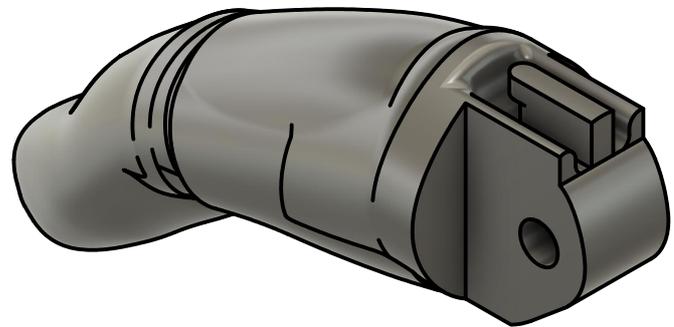
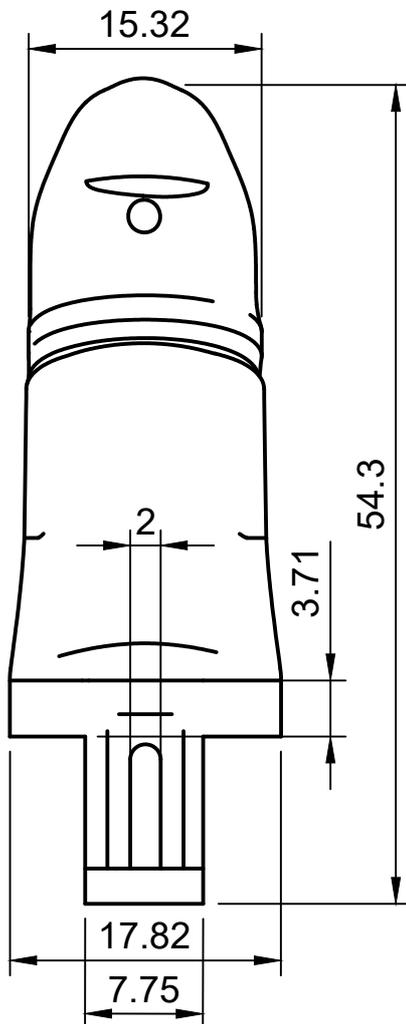
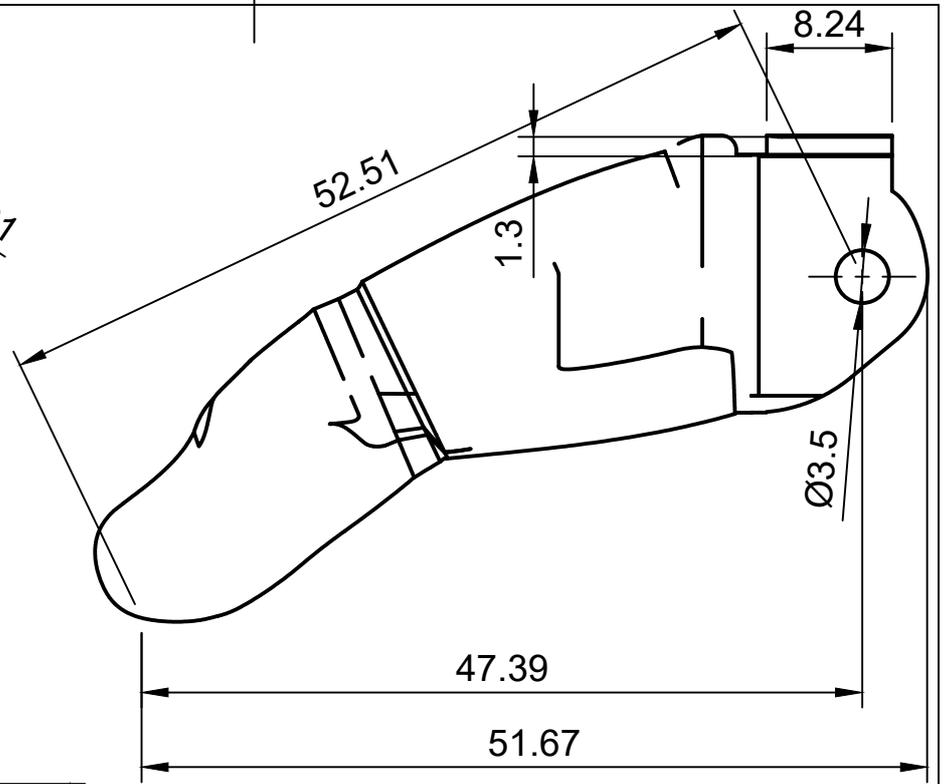
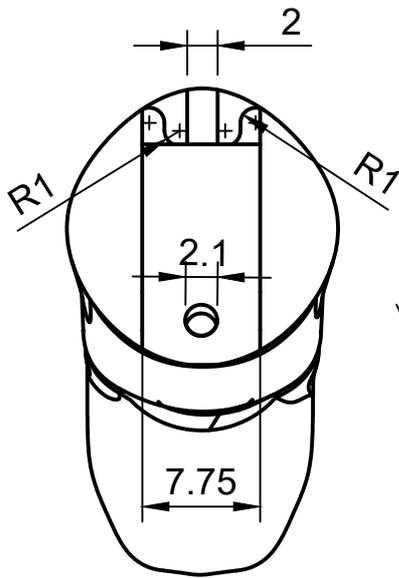
<b>FECHA</b>	<b>INTEGRANTES</b>		<b>UNIVERSIDAD NACIONAL DEL CALLAO</b> Facultad de Ingeniería Mecánica y de Energía
15/11/2019	MANUEL FLORES C. CRISTHIAN VERASTEGUI R.		
<b>DEDO ÍNDICE</b>			
<b>FORMATO</b>	<b>ESCALA</b>	<b>N° PLANO</b>	
A4	2:1	1/2	



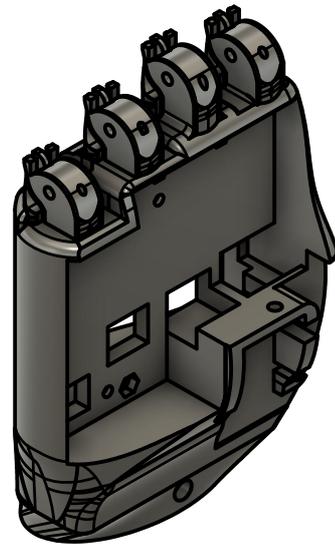
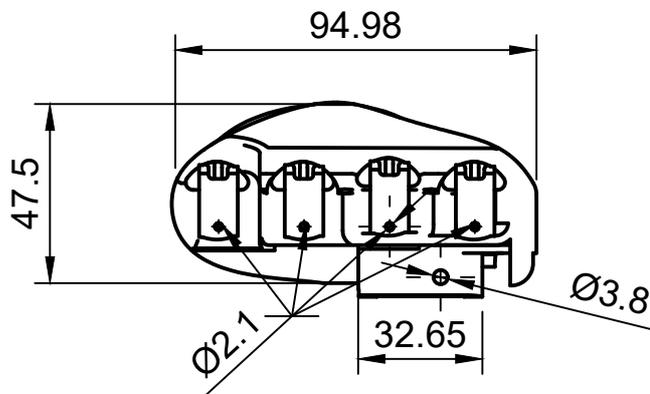
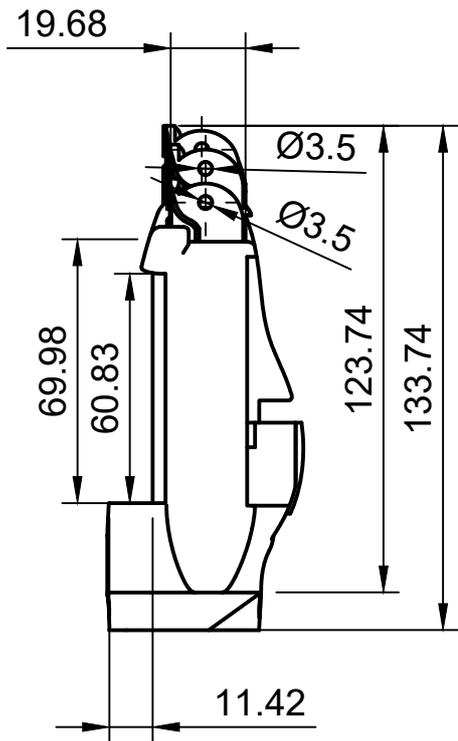
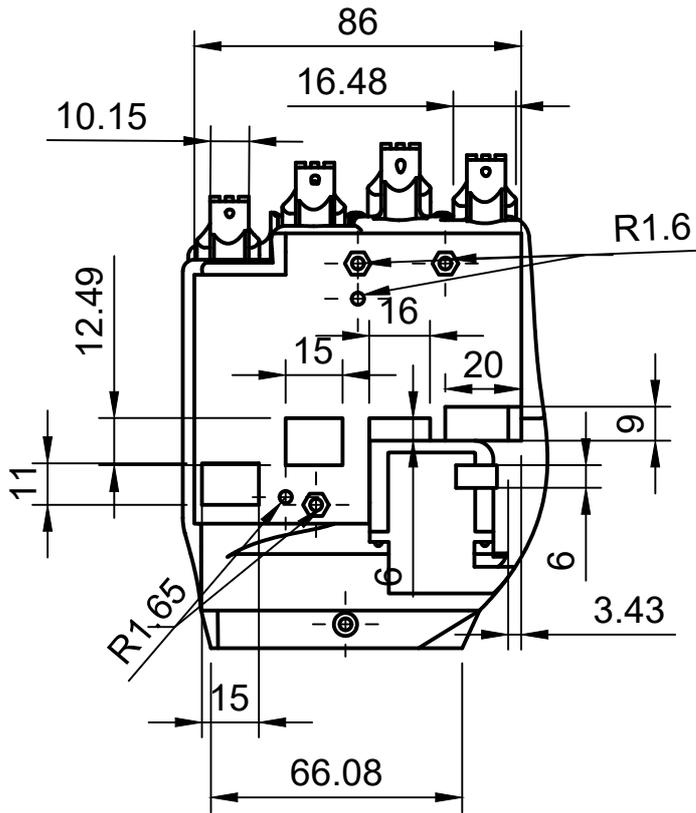
<b>FECHA</b>	<b>INTEGRANTES</b>		<b>UNIVERSIDAD NACIONAL DEL CALLAO</b> Facultad de Ingeniería Mecánica y de Energía
15/11/2019	MANUEL FLORES C. CRISTHIAN VERASTEGUI R.		
<b>DEDO ÍNDICE</b>			
<b>FORMATO</b>	<b>ESCALA</b>	<b>N° PLANO</b>	
A4	2:1	2/2	



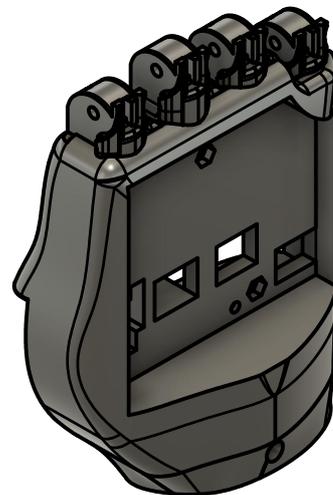
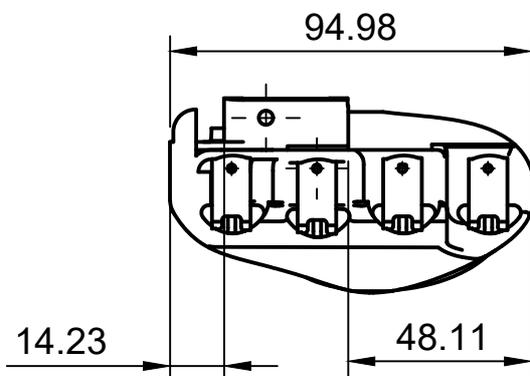
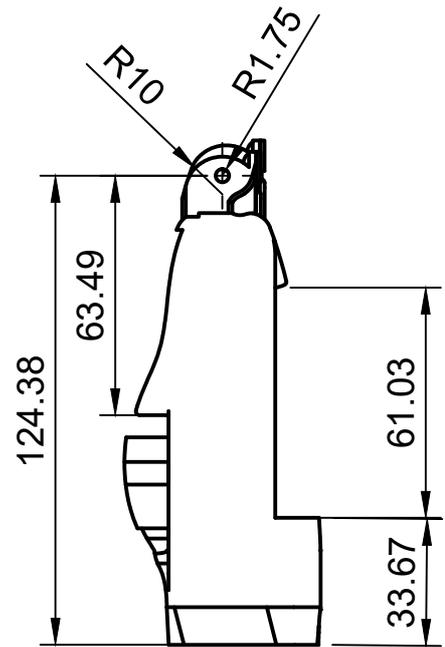
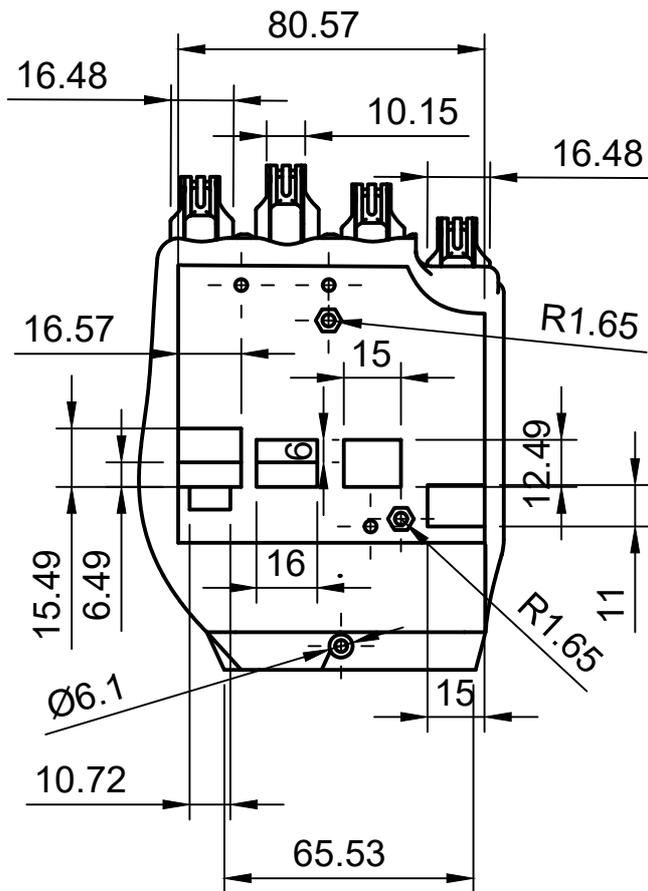
<b>FECHA</b>	<b>INTEGRANTES</b>		<b>UNIVERSIDAD NACIONAL DEL CALLAO</b> Facultad de Ingeniería Mecánica y de Energía
15/11/2019	MANUEL FLORES C. CRISTHIAN VERASTEGUI R.		
<b>DEDO MEDIO</b>			
<b>FORMATO</b>	<b>ESCALA</b>	<b>N° PLANO</b>	
A4	2:1	1/2	



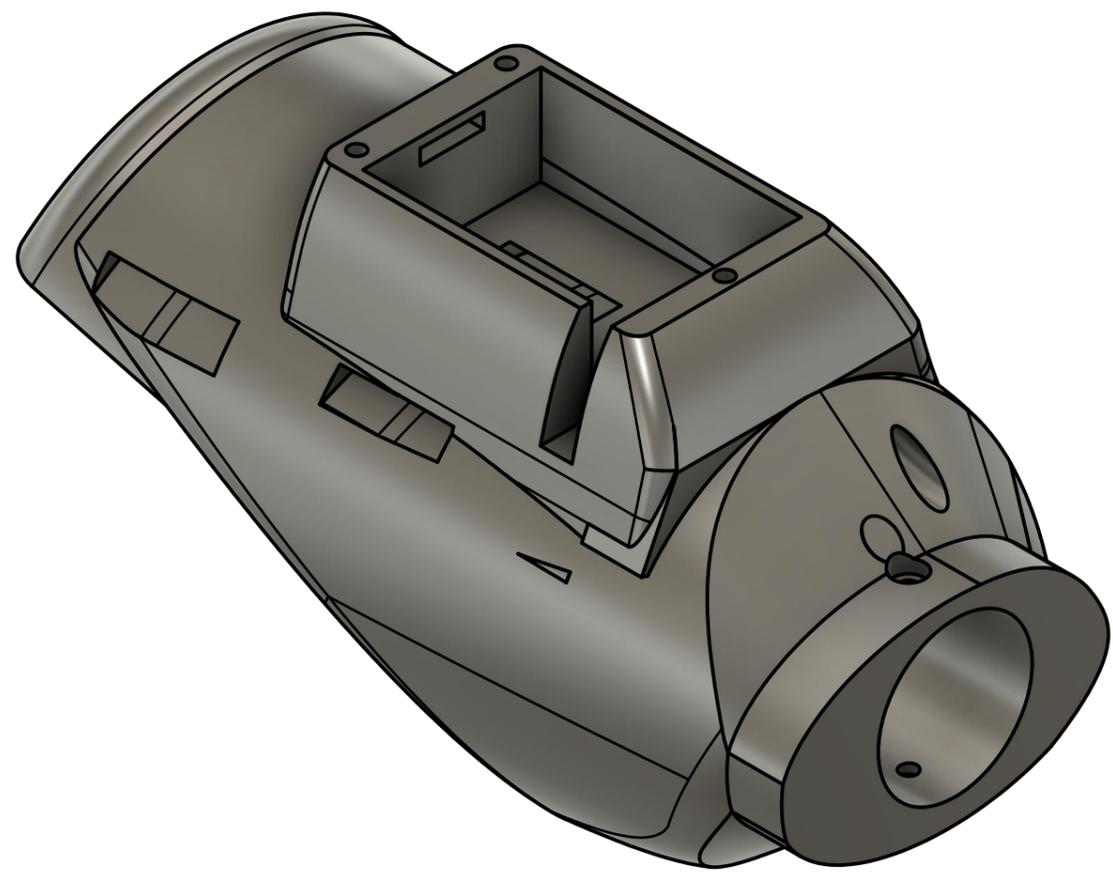
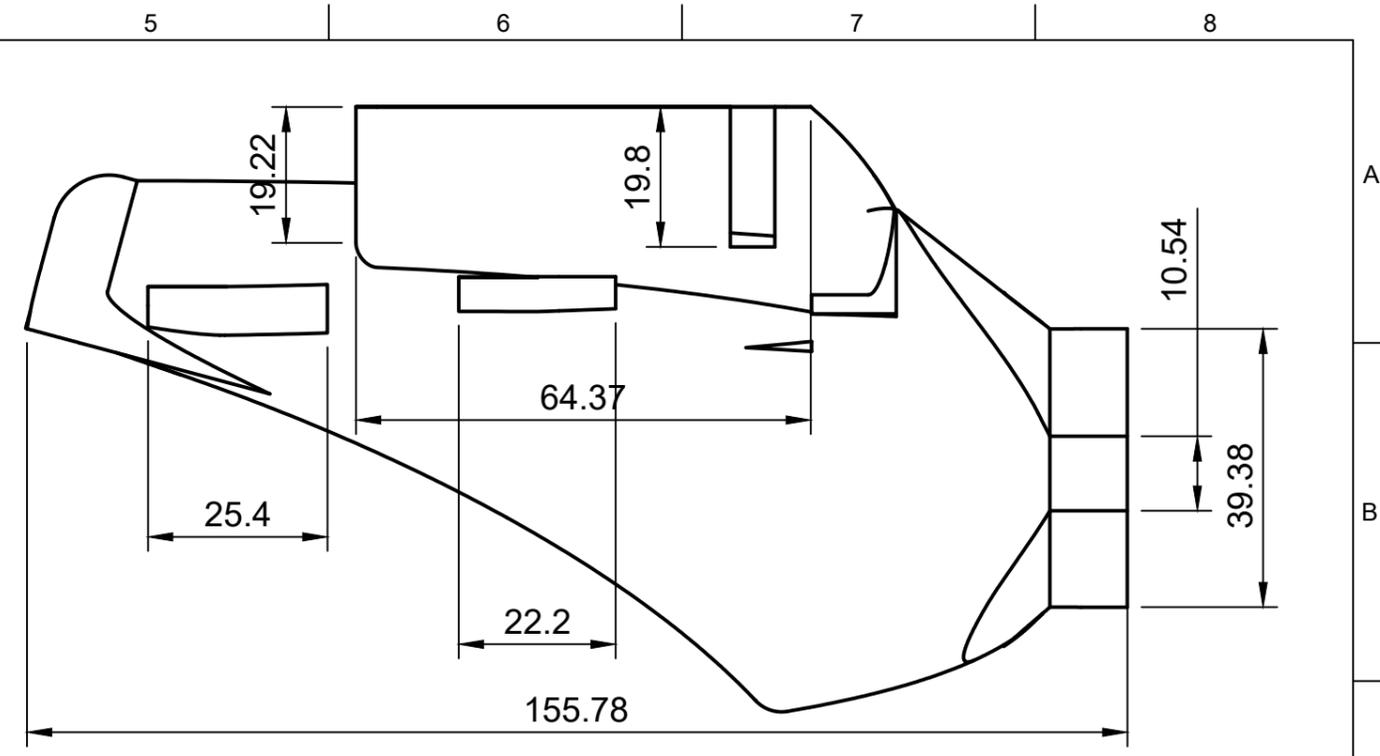
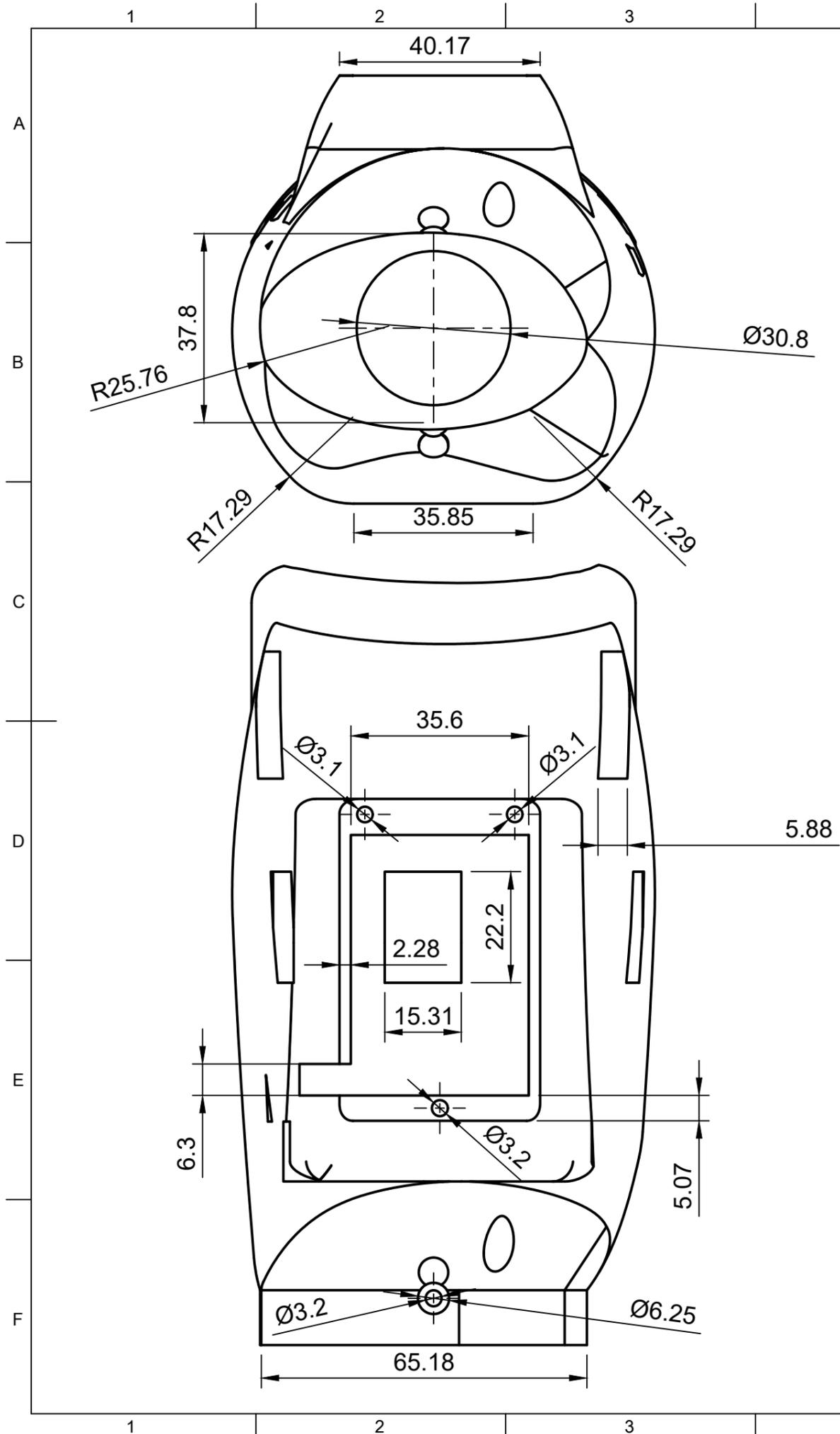
<b>FECHA</b>	<b>INTEGRANTES</b>		<b>UNIVERSIDAD NACIONAL DEL CALLAO</b> Facultad de Ingeniería Mecánica y de Energía
15/11/2019	MANUEL FLORES C. CRISTHIAN VERASTEGUI R.		
<b>DEDO MEDIO</b>			
<b>FORMATO</b>	<b>ESCALA</b>	<b>N° PLANO</b>	
A4	2:1	2/2	



<b>FECHA</b>	<b>INTEGRANTES</b>		<b>UNIVERSIDAD NACIONAL DEL CALLAO</b> Facultad de Ingeniería Mecánica y de Energía
15/11/2019	MANUEL FLORES C. CRISTHIAN VERASTEGUI R.		
<b>PALMA</b>			
<b>FORMATO</b>	<b>ESCALA</b>	<b>N° PLANO</b>	
A4	1:2	1/2	



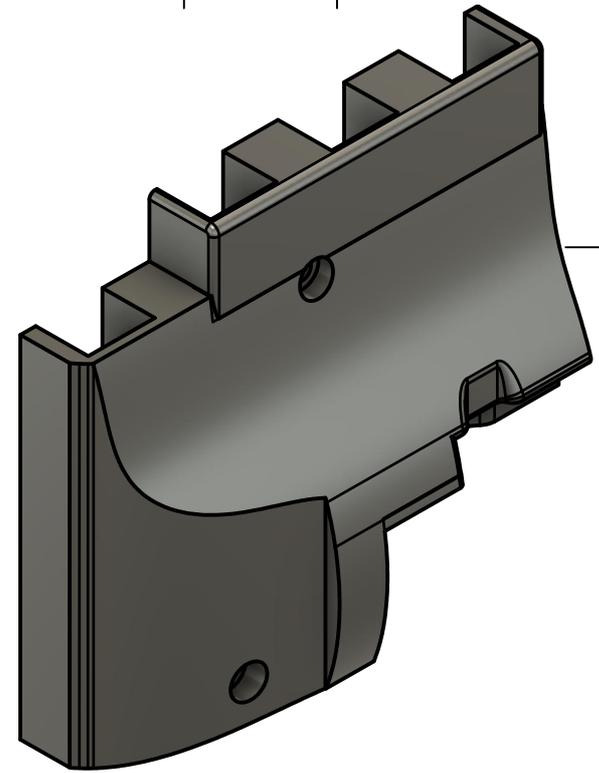
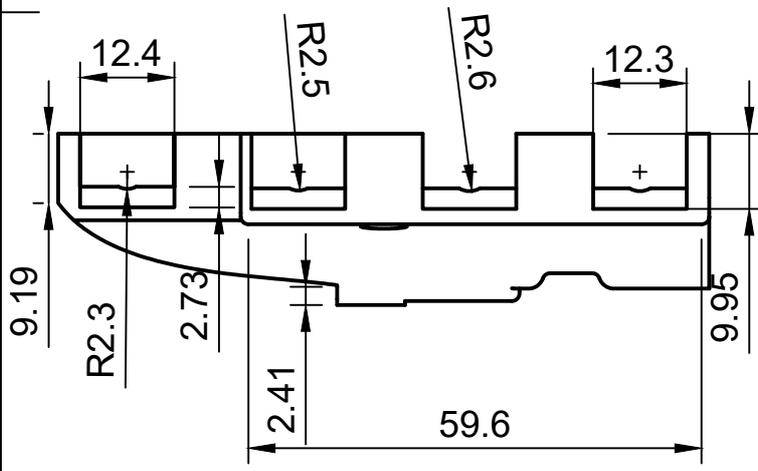
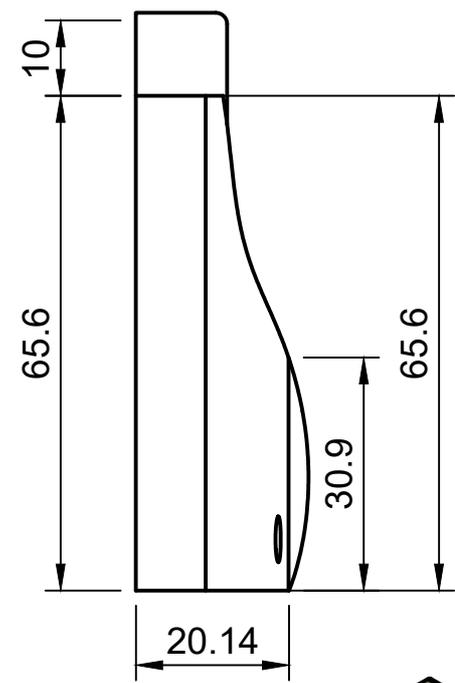
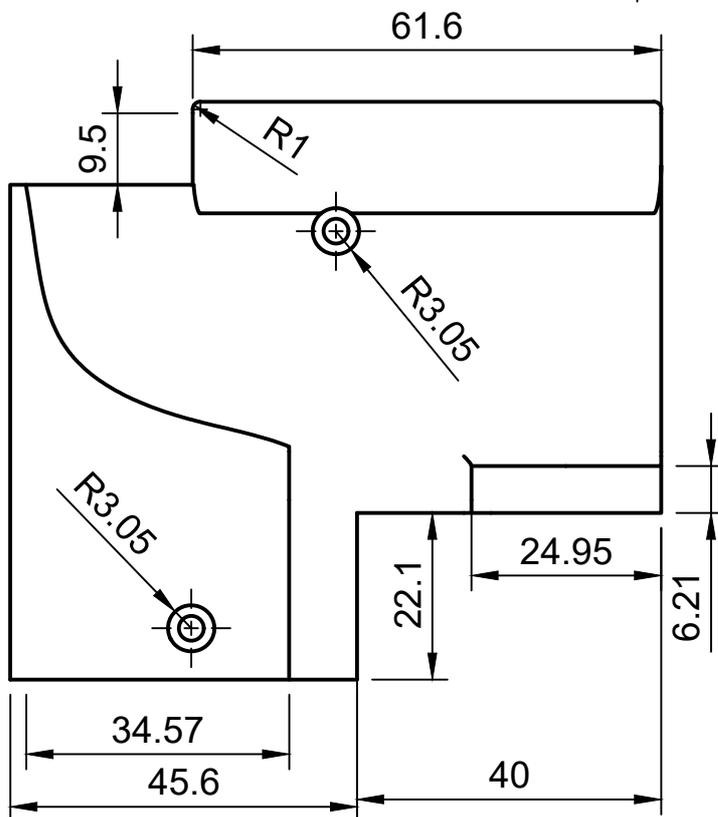
<b>FECHA</b>	<b>INTEGRANTES</b>		<b>UNIVERSIDAD NACIONAL DEL CALLAO</b> Facultad de Ingeniería Mecánica y de Energía
15/11/2019	MANUEL FLORES C. CRISTHIAN VERASTEGUI R.		
<b>PALMA</b>			
<b>FORMATO</b>	<b>ESCALA</b>	<b>N° PLANO</b>	
A4	1:2	2/2	



FECHA	INTEGRANTES	
15/11/2019	MANUEL FLORES C. CRISTHIAN VERASTEGUI R.	
SOCKET		
FORMATO	ESCALA	NºPLANO
A3	1:1	1/1

**UNIVERSIDAD NACIONAL DEL CALLAO**  
Facultad de Ingeniería Mecánica y de Energía

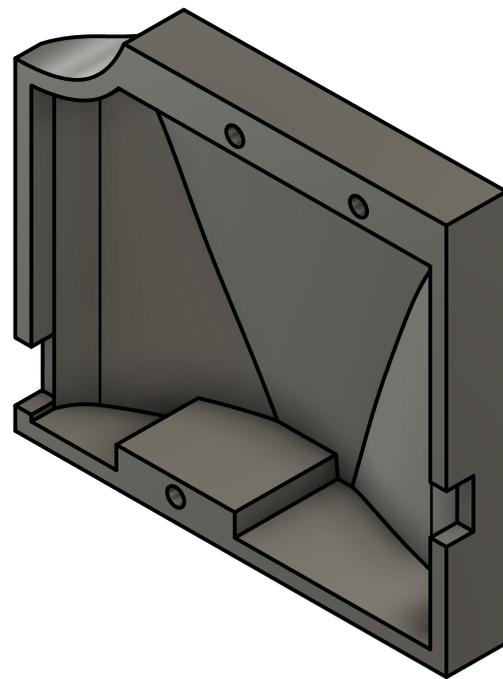
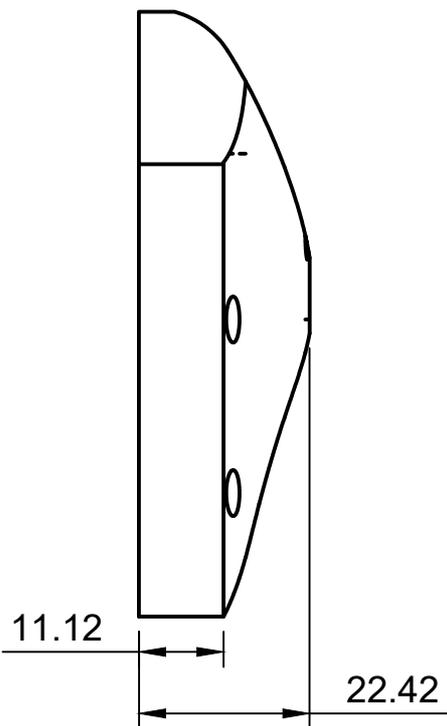
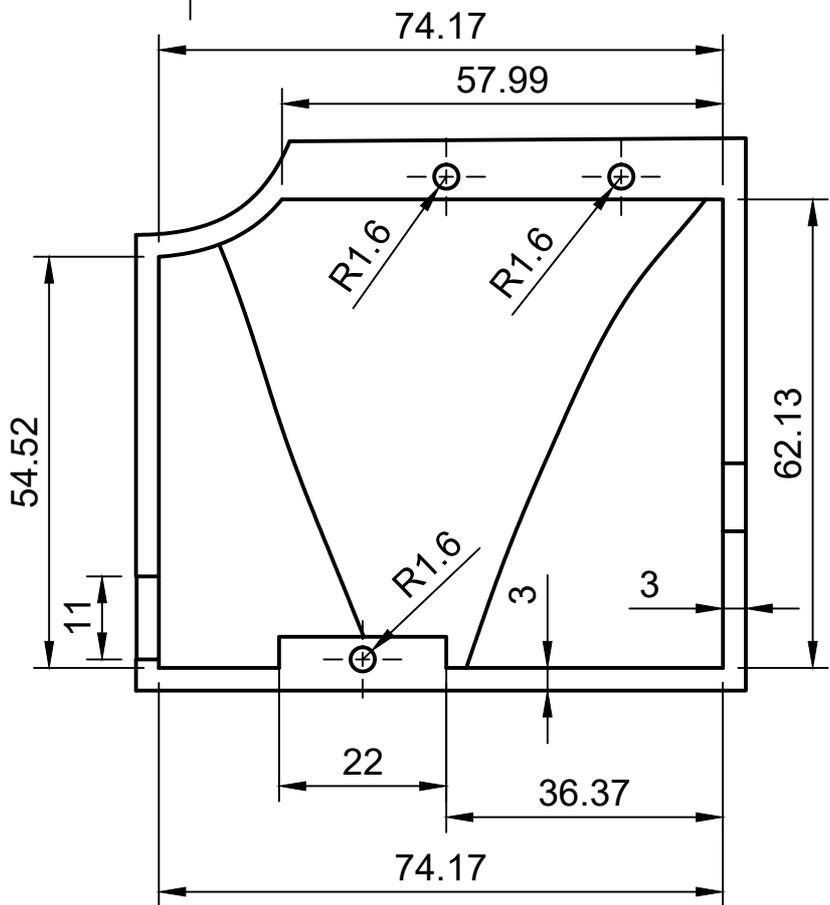
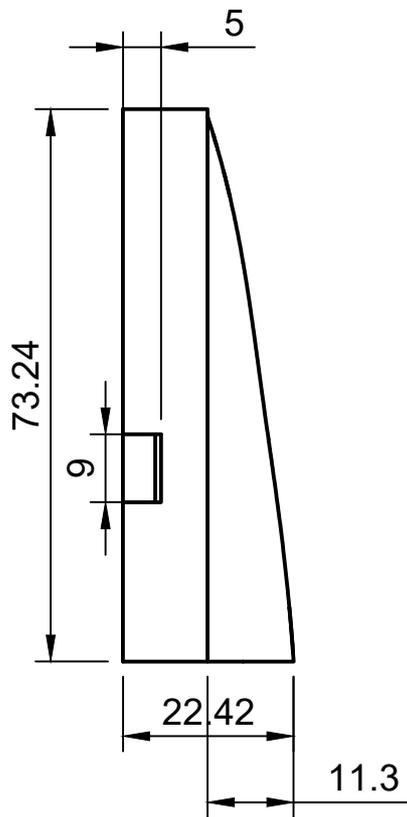




<b>FECHA</b>	<b>INTEGRANTES</b>	
15/11/2019	MANUEL FLORES C. CRISTHIAN VERASTEGUI R.	
<b>TAPA PARA LOS MOTORES</b>		
<b>FORMATO</b>	<b>ESCALA</b>	<b>N° PLANO</b>
A4	1:1	1/1

**UNIVERSIDAD NACIONAL DEL CALLAO**  
Facultad de Ingeniería Mecánica y de Energía





FECHA	INTEGRANTES	
15/11/2019	MANUEL FLORES C. CRISTHIAN VERASTEGUI R.	
<b>TAPA PARA LA PLACA ELECTRÓNICA</b>		
FORMATO	ESCALA	N° PLANO
A4	1:1	1/1

**UNIVERSIDAD NACIONAL DEL CALLAO**  
Facultad de Ingeniería Mecánica y de Energía

