



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

**“DESARROLLO DE UNA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE  
BRAZO DE BAJO COSTO, PARA UN NIÑO DE UN AÑO DE  
EDAD CON EL DEFECTO CONGÉNITO DE BRIDA  
AMNIÓTICA.”**

**TRABAJO DE TITULACIÓN: PROYECTO TÉCNICO**  
**Para optar al Grado Académico de:**  
**INGENIERO EN ELECTRÓNICA, CONTROL Y REDES**  
**INDUSTRIALES**

**AUTOR: TIERRA LLANGA ALAN MARCELO**  
**TUTOR: Ing. GAVILANES CARRIÓN JAVIER JOSÉ Ms.**

Riobamba – Ecuador

2017

**©2017, Tierra Llanga Alan Marcelo**

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

**ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO**  
**FACULTAD DE INFORMÁTICA Y ELECTRÓNICA**  
**ESCUELA DE INGENIERIA ELECTRÓNICA EN CONTROL Y REDES**  
**INDUSTRIALES**

El Tribunal de Tesis certifica que: El trabajo técnico: “DESARROLLO DE UNA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE BRAZO DE BAJO COSTO, PARA UN NIÑO DE UN AÑO DE EDAD CON EL DEFECTO CONGÉNITO DE BRIDA AMNIÓTICA.”, de responsabilidad del señor Tierra Llanga Alan Marcelo, ha sido minuciosamente revisado por los Miembros del Tribunal de Tesis, quedando autorizada su presentación.

Ing. Washington Luna G.

**Decano de la Facultad de  
Informática Y Electrónica**

\_\_\_\_\_

Ing. Freddy Chávez V.

**Director de escuela de Ingeniería  
Electrónica en Control y  
Redes Industriales**

\_\_\_\_\_

Ing. Javier Gavilanes C.

**Director del Trabajo de  
Titulación**

\_\_\_\_\_

Ing. Edwin Altamirano S.

**Miembro del Trabajo de  
Titulación**

\_\_\_\_\_

Yo, Alan Marcelo Tierra Llanga soy responsable de las ideas, doctrinas y resultados expuestos en este Trabajo de Titulación y el patrimonio intelectual del Trabajo de Titulación pertenece a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo.

## **DEDICATORIA**

Dedico este trabajo de titulación principalmente a Dios por iluminarme en cada momento de mi vida, especialmente a María Auxiliadora por siempre estar a mi lado transformando los días difíciles en un breve pasar del tiempo, a mis padres por inculcarme ser siempre una buena persona que se esfuerza por conseguir lo que se anhela, mis hermanos por ser la inspiración para hacer cosas mejores cada día, a mis sobrinos que llenan de alegría los momentos tristes de mi vida, y a todas las personas que siempre confiaron en mí especialmente a las que hoy no se encuentran en este pequeño mundo físico y hoy gozan la grandeza de un mundo eterno, siempre estarán en mi mente, con sus enseñanzas han forjado mi ser.

*Alan Marcelo Tierra Llanga*

## **AGRADECIMIENTO**

Agradezco al centro de investigaciones GIEBI por permitirme realizar este trabajo de titulación en sus laboratorios, como el uso de su tecnología, a mi director de trabajo de titulación por siempre apoyarme, a mis maestros, amigos, familiares y todas las personas que estimo por estar presentes, ayudándome en cada paso de mi vida, especialmente agradezco infinitamente a Don Bosco por nunca abandonarme, cuidar de mí y guiar mis pasos siempre por el camino del bien.

*Alan Marcelo Tierra Llanga*

## TABLA DE CONTENIDO

ÍNDICE DE ABREVIATURAS.....	ix
ÍNDICE DE TABLAS.....	xi
ÍNDICE DE FIGURAS.....	xii
ÍNDICE DE GRÁFICOS.....	xvi
RESUMEN.....	xvii
ABSTRACT.....	xviii
INTRODUCCIÓN.....	1

## CAPÍTULO I

<b>1</b>	<b>MARCO TEÓRICO REFERENCIAL.....</b>	<b>5</b>
<b>1.1.</b>	<b>Defecto Congénito de Brida Amniótica.....</b>	<b>5</b>
<b>1.1.1.</b>	<b><i>Definición</i>.....</b>	<b>5</b>
<b>1.1.1.1.</b>	<b><i>Bandas amnióticas o bridas</i>.....</b>	<b>5</b>
<b>1.1.2.</b>	<b><i>Etiología</i>.....</b>	<b>6</b>
<b>1.1.2.1.</b>	<b><i>Teoría de Thorpin</i>.....</b>	<b>6</b>
<b>1.1.2.1.</b>	<b><i>Teoría de Dellenbach y col.</i>.....</b>	<b>6</b>
<b>1.1.3.</b>	<b><i>Complicaciones</i>.....</b>	<b>6</b>
<b>1.2.</b>	<b>Prótesis.....</b>	<b>7</b>
<b>1.2.1.</b>	<b><i>Definición</i>.....</b>	<b>7</b>
<b>1.2.2.</b>	<b><i>Historia</i>.....</b>	<b>8</b>
<b>1.2.2.1.</b>	<b><i>Alta Edad Media (476 a 1000)</i>.....</b>	<b>8</b>
<b>1.2.2.2.</b>	<b><i>El Renacimiento y Barroco (1400 a 1800)</i>.....</b>	<b>9</b>
<b>1.2.2.3.</b>	<b><i>Revolución Francesa y Edad contemporánea (1800-actualidad)</i>.....</b>	<b>12</b>
<b>1.2.3.</b>	<b><i>Clasificación de prótesis de extremidades superiores</i>.....</b>	<b>17</b>
<b>1.2.3.1.</b>	<b><i>Según su función</i>.....</b>	<b>17</b>
	<b><i>Pasivas o cosméticas</i>.....</b>	<b>17</b>
	<b><i>Activas o funcionales</i>.....</b>	<b>17</b>
<b>1.2.3.2</b>	<b><i>Según nivel de amputación</i>.....</b>	<b>18</b>

	<i>Nivel Transradial o por debajo del codo</i> .....	19
	<i>Nivel Transhumeral o por arriba del codo</i> .....	19
<b>1.2.3.3.</b>	<i>Según el material constitutivo</i> .....	20
	<i>Mecánicas o convencionales</i> .....	20
	<i>Electrónicas</i> .....	20
	<i>Mioeléctricas</i> .....	21
	<i>Híbridas</i> .....	22
<b>1.3.</b>	<b>Impresión 3D</b> .....	22
<b>1.3.1.</b>	<b>Definición</b> .....	22
<b>1.3.2.</b>	<b>Funcionamiento</b> .....	23
<b>1.3.3.</b>	<b>Tipos de impresoras</b> .....	23
<b>1.3.3.1.</b>	<i>Por Adición de Polímero o FDM</i> .....	24
<b>1.3.3.2.</b>	<i>Por láser</i> .....	24
	<i>Fotosolidificación o SLA</i> .....	25
	<i>Sinterizado de laser de un material o SLS</i> .....	25
<b>1.3.4.</b>	<b>Tipos de materiales de impresión 3D</b> .....	25
<b>1.3.4.1.</b>	<i>ABS</i> .....	25
<b>1.3.4.2.</b>	<i>PLA</i> .....	26
<b>1.3.4.3.</b>	<i>Laybrick</i> .....	27
<b>1.3.4.4.</b>	<i>Laywoo-D3</i> .....	28
<b>1.3.4.5.</b>	<i>Filaflex</i> .....	28
<b>1.4.</b>	<b>Sensores</b> .....	29
<b>1.4.1.</b>	<b>Definición</b> .....	29
<b>1.4.2.</b>	<b>Tipos de sensores</b> .....	29
<b>1.4.2.1.</b>	<i>Sensores de luz</i> .....	29
	<i>LDRs o Fotorresistores (resistores que varían dependiendo de la incidencia de la luz)</i> .....	29
	<i>Fotoceldas o celdas fotovoltaicas</i> .....	29
	<i>Fotodiodos</i> .....	29
	<i>Fototransistores</i> .....	29
<b>1.4.2.2.</b>	<i>Sensores de presión y fuerza</i> .....	29

<b>1.4.2.3.</b>	<i>Microinterruptores</i> .....	29
	<i>Sensores de presión</i> .....	29
	<i>Sensores de fuerza</i> .....	29
	<i>Sensores de contacto (sandwich, bigotes, antenas)</i> .....	29
<b>1.4.2.3.</b>	<i>Sensores de temperatura</i> .....	29
	<i>Termistores</i> .....	29
	<i>RTDs (Termorresistencias)</i> .....	29
	<i>Termopares, Termocuplas</i> .....	29
	<i>Pirosensores</i> .....	29
<b>1.4.2.4.</b>	<i>Sensores de humedad</i> .....	29
	<i>Sensores capacitivos o resistivos de humedad</i> .....	29
<b>1.4.2.5.</b>	<i>Sensores de sonido</i> .....	30
	<i>Micrófonos</i> .....	30
	<i>Captadores piezoeléctricos</i> .....	30
	<i>Rangers o ultrasónicos</i> .....	30
<b>1.4.2.6.</b>	<i>Sensores de medición de distancia</i> .....	30
	<i>Medidores de distancia ultrasónicos</i> .....	30
	<i>Medidores de distancia por haz infrarrojo</i> .....	30
<b>1.4.2.7.</b>	<i>Sensores de gravedad o posición</i> .....	30
	<i>Acelerómetros, sensores de vibración</i> .....	30
	<i>Sensores pendulares (Inclinómetros)</i> .....	30
	<i>Contactos de mercurio</i> .....	30
	<i>Giróscopos</i> .....	30
<b>1.4.2.8.</b>	<i>Sensores de velocidad</i> .....	30
	<i>Tacómetros</i> .....	30
	<i>Codificadores (encoders)</i> .....	30
<b>1.4.2.9.</b>	<i>Sensores de magnetismo</i> .....	30
	<i>Efecto Hall</i> .....	30
	<i>Brújulas electrónicas</i> .....	30
	<i>Interruptores magnéticos</i> .....	30
<b>1.4.2.10.</b>	<i>Sensores de ubicación geográfica</i> .....	31

	GPS.....	31
	<i>Receptores de radiobalizas.....</i>	31
1.4.2.11.	Sensores de proximidad.....	31
	<i>Sensores capacitivos o inductivos de proximidad.....</i>	31
1.4.3.	<b>Campo de medida.....</b>	31
1.5.	<b>Componentes de una prótesis mioeléctrica.....</b>	31
1.5.1.	<i>Sensores musculares.....</i>	31
1.5.2.	<i>Microcontroladores.....</i>	32
1.5.2.1.	<i>Componentes de un microcontrolador.....</i>	32
1.5.3.	<i>Servomotores.....</i>	33
1.5.4.	<i>Fuente de alimentación o baterías Lipo.....</i>	34
1.5.5.	<i>Estructura de la prótesis.....</i>	34

## CAPÍTULO II

2	<b>MARCO METODOLÓGICO.....</b>	35
2.1.	<b>Metodología para el desarrollo de una prótesis mioeléctrica.....</b>	35
2.2.	<b>Etapas de desarrollo de una prótesis mioeléctrica.....</b>	36
2.2.1.	<i>Etapa de adquisición de datos.....</i>	36
2.2.1.1.	<i>Medidas antropomórficas de la mano derecha.....</i>	37
2.2.1.2.	<i>Medidas antropomórficas de la extremidad superior izquierda.....</i>	38
2.2.2.	<i>Etapa de interpretación de datos.....</i>	37
2.2.2.1.	<i>Uso de las piezas diseñadas por InMoov.....</i>	37
2.2.2.2.	<i>Proceso de escalamiento de las piezas diseñadas por InMoov.....</i>	38
2.2.3.	<i>Etapa de ensamblado, armado y desarrollo de la Prótesis Mioeléctrica.....</i>	40
2.3.	<b>Ensamblaje de la Prótesis Mioeléctrica.....</b>	40
2.3.1.	<i>Armado de la estructura física de la Prótesis Mioeléctrica.....</i>	40
2.3.1.1.	<i>Armado de la mano de la Prótesis Mioeléctrica.....</i>	40
2.3.1.2.	<i>Armado del antebrazo de la Prótesis Mioeléctrica.....</i>	46
2.3.2.	<i>Acoplamiento mecánico para el movimiento de la Prótesis Mioeléctrica.....</i>	53
2.4.	<b>Diseño electrónico de la Prótesis Mioeléctrica.....</b>	53

<b>2.4.1.</b>	<b><i>Implementación y acoplamiento del sensor muscular MyoWare</i></b> .....	53
<b>2.4.1.1.</b>	<i>Descripción y características</i> .....	53
<b>2.4.1.2.</b>	<i>Dimensionamiento</i> .....	55
<b>2.4.1.3.</b>	<i>Acoplamiento al paciente</i> .....	55
<b>2.4.1.4.</b>	<i>Conexión eléctrica</i> .....	57
<b>2.4.1.5.</b>	<i>Tipo de señal del sensor</i> .....	58
<b>2.4.2.</b>	<b><i>Microcontrolador Mini Maestro Servocontrolador USB de 12 canales</i></b> .....	59
<b>2.4.2.1.</b>	<i>Características del Mini Maestro Servocontrolador USB de 12 canales</i> .....	59
<b>2.4.2.2.</b>	<i>Método de programación del microcontrolador</i> .....	61
<b>2.4.3.</b>	<b><i>Alimentación del circuito</i></b> .....	65
<b>2.4.3.1.</b>	<i>Batería Li-po</i> .....	65
<b>2.4.3.2.</b>	<i>Regulador DC-DC</i> .....	65
<b>2.4.4.</b>	<b><i>Ensamble de los circuitos</i></b> .....	66

### **CAPÍTULO III**

<b>3.</b>	<b>MARCO DE RESULTADOS</b> .....	71
<b>3.1.</b>	<b>Comparación de medidas antropomórficas de la prótesis mioeléctrica con la mano derecha del paciente</b> .....	71
<b>3.2.</b>	<b>Comparación de peso de la Prótesis Mioeléctrica con la Prótesis estética del paciente</b> .....	75
<b>3.3.</b>	<b>Comparación de precios entre la prótesis mioeléctrica desarrollada con otras existentes en el mercado</b> .....	80
<b>3.4.</b>	<b>Tiempo de respuesta de la Prótesis Mioeléctrica</b> .....	81
<b>3.5.</b>	<b>Grado de movilidad de la Prótesis Mioeléctrica</b> .....	82

	<b>CONCLUSIONES</b> .....	84
--	---------------------------	----

	<b>RECOMENDACIONES</b> .....	85
--	------------------------------	----

### **BIBLIOGRAFÍA**

### **ANEXOS**

## ÍNDICE DE ABREVIATURAS

<b>3D</b>	Tres dimensiones
<b>A</b>	Amperios
<b>ABS</b>	Arylonitrile Butadiene Styrene (Acrilonitrilo Butadieno Estireno)
<b>CAD</b>	Computer-Aided Design (Diseño asistido por computador)
<b>CDA</b>	Conversores Digital/Analógic
<b>DC</b>	Corriente Directa
<b>E/S</b>	Entrada o salida de datos
<b>EMG</b>	Electromiografía
<b>EPROM.</b>	Erasable Programmable Read-Only Memory
<b>ESPOCH</b>	Escuela Superior Politécnica de Chimborazo
<b>FDM</b>	Deposición de Material Fundido
<b>g</b>	Gramo
<b>GND</b>	Tierra
<b>IN</b>	Entrada
<b>Kg</b>	Kilogramo
<b>mm</b>	Milímetros
<b>ns</b>	Nanosegundos
<b>OUT</b>	Salida
<b>PLA</b>	Poliácido láctico
<b>PROM</b>	Programmable Read-Only Memory
<b>RAM</b>	Random Access Memory
<b>Raw</b>	Puro
<b>ROM</b>	Read Only Memory
<b>s</b>	Segundos
<b>SLA</b>	Fotosolidificación
<b>SLS</b>	Sinterización selectiva por láser
<b>UCP</b>	Unidad Central de Proceso
<b>us</b>	Microsegundos
<b>USB</b>	Universal Serial Bus

<b>V</b>	Voltios
<b>Vin</b>	Voltaje de Entrada
<b>Vout</b>	Voltaje de Salida

## ÍNDICE DE TABLAS

<b>Tabla 1-2:</b>	Medidas de la mano derecha del paciente.....	36
<b>Tabla 2-2:</b>	Medidas de la extremidad izquierda del paciente.....	37
<b>Tabla 3-2:</b>	Características del micro servos MG90S.....	49
<b>Tabla 4-2:</b>	Características del Mini Maestro Servocontrolador USB de 12 canales	59
<b>Tabla 5-2:</b>	Tipo de datos en el controlador.....	62
<b>Tabla 6-2:</b>	Valores de los microservos.....	62
<b>Tabla 1-3:</b>	Comparación de medidas de la prótesis mioeléctrica y la mano derecha	71
<b>Tabla 2-3:</b>	Diferencia entre la mano derecha y la prótesis.....	73
<b>Tabla 3-3:</b>	Porcentaje de exactitud del proceso de escalado.....	73
<b>Tabla 4-3:</b>	Pesos de la P. Estética y P. Mioeléctrica.....	77
<b>Tabla 5-3:</b>	Exactitud y Error del peso de la P. Mioeléctrica.....	77
<b>Tabla 6-3:</b>	Peso del circuito comparado con un libro infantil.....	78
<b>Tabla 7-3:</b>	Precio de la Prótesis Mioeléctrica.....	80
<b>Tabla 8-3:</b>	Velocidad de reacción del Prototipo.....	81

## ÍNDICE DE FIGURAS

<b>Figura 1-1:</b>	Feto afectado por Brida Amniótica.....	5
<b>Figura 2-1:</b>	Comparación de fetos.....	6
<b>Figura 3-1:</b>	Amputación natural por brida amniótica.....	7
<b>Figura 4-1:</b>	Formación de anillos por brida amniótica.....	7
<b>Figura 5-1:</b>	Edad media discapacidad.....	8
<b>Figura 6-1:</b>	Mano Prostética de hierro, Götz von Berlichingen, 1504.....	9
<b>Figura 7-1:</b>	P. Extremidades inferiores, Pare Ambroise, 1529.....	10
<b>Figura 8-1:</b>	P. de mano y brazo, Pare Ambroise, 1529.....	10
<b>Figura 9-1:</b>	Prototipo de mano, Pare Ambroise en 1564.....	11
<b>Figura 10-1:</b>	P. Rodilla, Pieter Verduyn, 1696.....	11
<b>Figura 11-1:</b>	Artificial Limbs and Amputations, 1885. ....	12
<b>Figura 12-1:</b>	P. Mecánica de mano, Thomas & Haddan.....	13
<b>Figura 13-1:</b>	Miembros humanos y sus sustitutos, 1954.....	13
<b>Figura 14-1:</b>	Mano cosmética 1962, William A. Tosberg.....	14
<b>Figura 15-1:</b>	Mano Standford, 1981.....	14
<b>Figura 16-1:</b>	Mano Robot Matsuoka, 1995.....	15
<b>Figura 17-1:</b>	Mano Robonaut, 1999.....	15
<b>Figura 18-1:</b>	Partes de I-Limb Hand, 2003-2009.....	16
<b>Figura 19-1:</b>	Mano del Instituto de Robótica del Centro Aeroespacial Alemán.....	16
<b>Figura: 20-1:</b>	Prótesis Cosmética Ortopedia Gordillo.....	17
<b>Figura 21-1:</b>	Prótesis funcional de mano de Gancho Fijo.....	18
<b>Figura 22-1:</b>	Niveles de Amputación de extremidades superiores.....	18
<b>Figura 23-1:</b>	Prótesis por debajo del codo Ortopédica Sur.....	19
<b>Figura 24-1:</b>	Prótesis por arriba del codo Ortopédica Sur.....	19
<b>Figura 25-1:</b>	Elementos de una prótesis mecánica.....	20
<b>Figura 26-1:</b>	Brazo electrónico.....	21
<b>Figura 27-1:</b>	Prótesis Mioeléctrica.....	21
<b>Figura 28-1:</b>	Prótesis Híbrida.....	22
<b>Figura 29-1:</b>	Impresora e impresión 3D.....	22

<b>Figura 30-1:</b>	Procedimiento de redibujado de figura.....	23
<b>Figura 31-1:</b>	Partes de una impresora 3D FDM.....	24
<b>Figura 32-1:</b>	Partes de una impresora 3D por SLA.....	25
<b>Figura 33-1:</b>	Pieza impresa en ABS.....	26
<b>Figura 34-1:</b>	Impresión con PLA.....	27
<b>Figura 35-1:</b>	Impresión con Laybrick.....	27
<b>Figura 36-1:</b>	Impresión con Laywoo-D3.....	28
<b>Figura 37-1:</b>	Impresión con Filaflex.....	28
<b>Figura 38-1:</b>	Sensor muscular.....	31
<b>Figura 39-1:</b>	Microcontroladores.....	32
<b>Figura 40-1:</b>	Componentes de un microcontrolador.....	33
<b>Figura 41-1:</b>	Giro de un servomotor.....	33
<b>Figura 42-1:</b>	Batería Lipo.....	34
<b>Figura 43-1:</b>	Mano Inmoov, movimiento por poleas.....	34
<b>Figura 1-2:</b>	Ensamblaje del dedo Índice InMoov.....	38
<b>Figura 2-2:</b>	Dedo índice InMoov.....	39
<b>Figura 3-2:</b>	Prótesis Mioelétrica, Piezas muñeca escala 35,3%.....	41
<b>Figura 4-2:</b>	Impresión, Software de la impresora Project 1500.....	41
<b>Figura 5-2:</b>	Impresión física, impresora Project 1500.....	42
<b>Figura 6-2:</b>	Piezas mano, muñeca tratadas después de salir de la impresora 3D de ABS.....	42
<b>Figura 7-2:</b>	Piezas de mano de ABS, proceso de corte de la base.....	43
<b>Figura 8-2:</b>	Piezas de mano de ABS, Proceso de pulido independiente.....	43
<b>Figura 9-2:</b>	Piezas de los dedos y mano InMoov.....	44
<b>Figura 10-2:</b>	Piezas de los dedos y mano impresas a una escala 35,3%.....	45
<b>Figura 11-2:</b>	Mano de la Prótesis Mioelétrica.....	45
<b>Figura 12-2:</b>	Mano de la Prótesis Mioelétrica, hilos de pesca.....	46
<b>Figura 13-2:</b>	Piezas del antebrazo, InMoov.....	46
<b>Figura 14-2:</b>	Impresión del antebrazo PLA.....	47
<b>Figura 15-2:</b>	Antebrazo y muñeca.....	47
<b>Figura 16-2:</b>	Micro servo MG90S.....	48

<b>Figura 17-2:</b>	Micro servos MG90S unidos al antebrazo.....	49
<b>Figura 18-2:</b>	Pieza unión mano-muñeca.....	50
<b>Figura 19-2:</b>	Pieza separación, antebrazo.....	51
<b>Figura 20-2:</b>	Incorporación de la pieza de separación de hilos del antebrazo.....	51
<b>Figura 21-2:</b>	Prótesis de brazo izquierdo, incorporado los motores e hilos de nylon.	52
<b>Figura 22-2:</b>	Resortes simulación de tendones.....	52
<b>Figura 23-2:</b>	Prótesis Mioeléctrica modelo final.....	53
<b>Figura 24-2:</b>	Sensor MyoWare.....	54
<b>Figura 25-2:</b>	Acoples snap de sensor MyoWare.....	54
<b>Figura 26-2:</b>	Dimensiones sensor MyoWare.....	55
<b>Figura 27-2:</b>	Colocación del sensor MyoWare en el músculo bíceps.....	56
<b>Figura 28-2:</b>	Colocación del sensor MyoWare gráficas.....	56
<b>Figura 29-2:</b>	Descripción del sensor MyoWare alimentación y ganancia.....	57
<b>Figura 30-2:</b>	Diferencia de señales electromiográficas o EMG.....	58
<b>Figura 31-2:</b>	Partes del Mini Maestro Servocontrolador USB de 12 canales.....	60
<b>Figura 32-2:</b>	Polarización del Mini Maestro Servocontrolador USB de 12 canales.	61
<b>Figura 33-2:</b>	Guide de Polulo, programa inicial ajuste de canales.....	62
<b>Figura 34-2:</b>	Valor de servomotores sin tener carga.....	63
<b>Figura 35-2:</b>	Prótesis mioeléctrica abierta la mano.....	64
<b>Figura 36-2:</b>	Prótesis mioeléctrica cerrada la mano.....	65
<b>Figura 37-2:</b>	Batería Li-po.....	65
<b>Figura 38-2:</b>	Step-Down LM2596S.....	66
<b>Figura 39-2:</b>	Caja de ensamblaje del circuito.....	67
<b>Figura 40-2:</b>	Switch de encendido y apagado de la Prótesis Mioeléctrica.....	67
<b>Figura 41-2:</b>	Salva li-po programable.....	68
<b>Figura 42-2:</b>	Salva li-po programable.....	68
<b>Figura 43-2:</b>	Incorporación de tirantes a la caja de circuitos.....	69
<b>Figura 44-2:</b>	Incorporación de tirantes a la caja de circuitos.....	69
<b>Figura 45-2:</b>	Descripción de cables de conexión según sus colores.....	70
<b>Figura 46-2:</b>	Indicadores motores y sensores.....	70
<b>Figura 1-3:</b>	Comparación: P. Estética con la P. Mioeléctrica.....	75

<b>Figura 2-3:</b>	Peso de la Prótesis Estética.....	76
<b>Figura 3-3:</b>	Peso de la Prótesis Mioeléctrica.....	76
<b>Figura 4-3:</b>	Peso de la Caja del Circuito.....	78
<b>Figura 5-3:</b>	Peso de un libro infantil.....	79
<b>Figura 6-3:</b>	Mano InMoov escala real cerrado de mano.....	82
<b>Figura 7-3:</b>	Prótesis escalada al 35,3 % de la escala real cerrado de mano.....	82
<b>Figura 8-3:</b>	Pieza de la palma de la mano.....	83
<b>Figura 9-3:</b>	Cierre de la mano de la prótesis mioeléctrica.....	83

## ÍNDICE DE GRÁFICOS

<b>Gráfico 1-3:</b>	Medidas antropomórficas prótesis y mano derecha.....	72
<b>Gráfico 2-3:</b>	Exactitud del Proceso de Escalado de la Prótesis.....	74
<b>Gráfico 3-3:</b>	Exactitud del peso de la Prótesis.....	77
<b>Gráfico 4-3:</b>	Relación de peso entre un libro escolar y la caja de circuito.....	79
<b>Gráfico 5-3:</b>	Comparación de la velocidad de respuesta de la prótesis.....	81

## **RESUMEN**

En el presente trabajo de titulación se desarrolló una prótesis mioeléctrica de brazo de bajo costo para un niño de un año de edad que presenta el defecto congénito de brida amniótica en su brazo izquierdo, usando el método inductivo se conoció que las señales musculares del paciente son estables, es así que al moverse el músculo bíceps produce un potencial eléctrico generado por las células musculares, esta actividad es receptada por medio de un sensor MyoWare, ubicado en el músculo de accionamiento. Se elaboró un plan de solución según el método inductivo para tratar la señal, procesando el pulso de accionamiento por medio de un servocontrolador que pondrá en movimiento tres microservos colocados en el antebrazo del prototipo, abriendo y cerrando la mano, además se usó este método para el dimensionamiento de la estructura de la prótesis pasando por un proceso de escalado en relación a su mano derecha, se imprimieron las partes de la mano en piezas 3D de dos tipos de materiales, Acrilonitrilo Butadieno Estireno (ABS) para el sector de la mano por la característica de dureza del material y Poliácido Láctico (PLA) para el antebrazo por ser un polímero resistente y ligero. Teniendo resultados por el método experimental de un 83,9 % de semejanza con la mano derecha, un peso del 98.13% igual al de una prótesis estética. Se concluye que la prótesis es funcionalmente correcta al reaccionar en un tiempo de 2,3 segundos a las señales del niño y de 0,26 segundos a señales de un músculo de un adulto. Finalmente posee un costo de 800 dólares que es relativamente bajo en comparación con prótesis de similares características que rodean la cantidad de 29379 dólares. Se recomienda que se use este tipo de prótesis en un año de edad para contribuir en no generar un músculo atrofiado.

**PALABRAS CLAVE:** <TECNOLOGÍA Y CIENCIA DE LA INGENIERÍA>, <INGENIERÍA Y TECNOLOGÍA ELECTRÓNICA>, <ESCALAMIENTO>, <ACTIVACIÓN MUSCULAR>, <PRÓTESIS MIOELÉCTRICA>, <VELOCIDAD DE RESPUESTA>.

## **ABSTRACT**

Through this research a low-cost arm myoelectric prosthesis was developed for a one-year-old child who presented a congenital defect of amniotic in his left arm, using the inductive method it was known that the patient's muscular signals were stable, therefore the biceps muscle movement produces an electrical potential generated by the muscle cells, this activity is received by a MyoWare sensor, located in the muscle of the drive. A solution plan was elaborated according to the inductive method to behave towards the signal, processing the drive pulse by a servo controller that will put in motion three microserves located in the forearm of the prototype, opening and closing the hand, also this method applied dimensioning of the prosthesis structure through a scaling process in relation to his right hand, parts of the hand were printed in 3D pieces of two types of materials, Acrylonitrile Butadiene Styrene (ABS) for the hand sector by the hardness characteristics of the material and the Polyacid Lactic (PLA) for the forearm as it is a resistant and lightweight polymer. With results of the experimental method 83.9% similarities with the right hand, a weight of 98.13% identical to the aesthetic prosthesis. It is concluded, that the prosthesis has a correct operating to react in a time of 2.3 seconds to child's signals and 0.26 seconds to signals of an adult muscle. Finally it costs \$800 which is relatively low compared a prosthesis of similar characteristics that surround the amount of \$ 29,379. It is recommended that this kind of prosthesis is used at one year of age to contribute in not generating an atrophied muscle.

**KEY WORDS:** TECHNOLOGY AND SCIENCE OF ENGINEERING, ENGINEERING AND ELECTRONIC TECHNOLOGY, CLIMBING, MUSCULAR ACTIVATION, MYOELECTRIC PROSTHESIS, SPEED OF RESPONSES.

## INTRODUCCIÓN

### **Antecedentes.**

Las prótesis mioeléctricas son prótesis eléctricas controladas a través de señales externas, llamadas señales mioeléctricas. En la actualidad estas prótesis son el tipo de miembro artificial con más alto grado de rehabilitación. El paciente no solo va a poseer un miembro artificial estético sino funcional ayudándole en su diario vivir, de esta manera mejora el aspecto de la persona y contribuye en sus labores diarias, pues poseen una amplia gama de posibilidades de combinación y ampliación. (Botto, Grimaldi y Merayo, 2011)

Con el paso de los años se han venido realizando estudios sobre este tipo de prótesis que han generado un gran número de prototipos con diferentes funciones específicas, tratando de emular partes del cuerpo humano que funcionen de una manera similar a la misma, así tenemos prótesis de miembros superiores e inferiores, pero el estudio de las prótesis mioeléctricas se han enfocado más en miembros superiores ya que en esta sección del cuerpo humano no soporta altos índices de peso que las extremidades inferiores. De esta manera se ha obtenido diferentes métodos para el funcionamiento de prótesis mioeléctricas de miembros superiores.

La empresa Dycorp en México se encarga de la fabricación de prótesis de extremidades superiores e inferiores en niños y adultos que se distribuyen por todo el planeta, sus prototipos se basan en un buen impacto visual de la misma pues tienen gran semejanza con la realidad de una extremidad del cuerpo humano, sus prótesis superiores son mecánicas, poseen la funcionalidad de apertura y cierre de la mano, que es accionado a base de tiros o estirones, un tiro para abrir y otro para cerrar. Esta función se dio con el fin del acoplamiento instantáneo de la persona que necesite la prótesis, pensando en el acoplamiento de la misma en los niños. (Prótesis DYCORN, 2017)

Buscando emplear señales mioeléctricas como señales de control, se ha creado una prótesis robótica de miembro superior de aluminio en la Universidad Nacional de Córdoba en el año de 2012, con dieciocho grados de libertad, utilizando servomotores como actuadores. La cual se acciona mediante contracciones musculares censadas por electrodos apoyados sobre la piel, dicho accionamiento es proporcional, así el cierre de la prótesis depende de la intensidad con la que el paciente contrae el músculo. Concluyendo en esta investigación que la Electromiografía ofrece una vía práctica y fiable para la adquisición de señales y su utilización como señales de control

para accionar una prótesis robótica de miembro superior en los casos en que la utilización de pulsadores o mecanismos de control mecánicos se ve imposibilitada o estos no resultan confortables para el paciente.(Nocera y Beltramone, 2013)

De acuerdo a la investigación de la empresa de Ortopedia Técnica López la mayor parte de las amputaciones en miembros superiores son de origen traumático por accidentes de tráfico, accidentes laborales, o algún proceso tumoral. Existen casos de agenesia que es la incapacidad de generar una parte del cuerpo o un desarrollo defectuoso, y se recomienda que el bebé, a partir de los dos meses, tenga ya la primera prótesis con el fin de favorecer la propiocepción y el desarrollo del niño, de esta forma el músculo se desarrollara y adaptara de tal manera que puede controlar la prótesis. Al elegir un dispositivo influirán distintos factores, pero principalmente dependerá del nivel de amputación, pérdida o limitación que se quiera compensar. El objetivo, en cualquier caso, es favorecer la autonomía del paciente, mejorando su calidad de vida y contribuyendo a la normalización y aceptación de la pérdida. (López, 2015)

Por lo tanto, el presente trabajo de titulación presenta una prótesis mioeléctrica de brazo con bajo costo para un niño de un año de edad con el defecto congénito de brida amniótica, con la finalidad de proporcionar una prótesis al paciente que otorgue la función de abrir y cerrar su mano, además complacer estéticamente al paciente semejándose al brazo del cuerpo humano, siendo un aporte emocional y funcional pues la mano y brazo nos ayuda a comunicarnos, acariciar y realizar una infinidad de actividades. Este proyecto en base de distintas investigaciones tomará las señales mioeléctricas musculares para su funcionamiento, además el uso de servomotores para la movilidad de dicha prótesis.

### **Justificación Teórica**

En la actualidad por diversos factores adversos, no poseer la mano y el antebrazo influye psicológica, física y emocionalmente a una persona, de esta manera generando problemas al ejecutar varias actividades en un diario vivir, así las prótesis mioeléctricas han revolucionado el mercado de la biomedicina, enfocándose en personas que no poseen extremidades en su cuerpo, estas prótesis no son netamente estéticas sino también funcionales ya que estas son diseñadas con el objetivo de ser un aporte en el desenvolvimiento diario de una persona, tomando como accionamiento señales mioeléctricas.

Al desarrollar una prótesis mioeléctrica de brazo con bajo costo para un niño de un año de edad con el defecto congénito de brida amniótica, tiene como finalidad que el usuario tenga una

adaptación temprana del músculo que pondrá en funcionamiento dicha prótesis, de esa manera su cuerpo va a relacionándose desde temprana edad a ella, mejorando el período de adaptación de la prótesis, con el paso del tiempo, facilitando su diario vivir.

Esta prótesis mioeléctrica desea solventar una necesidad en la sociedad, no solo estéticamente aceptable sino funcional, de esta manera cubriendo las exigencias del usuario, generando así una amplia aceptación por varias personas, además esta prótesis es económicamente más rentable es decir barata a comparación de otras existentes en el mercado. En la provincia de Chimborazo existen 25 personas que poseen este grado de discapacidad de no poseer alguna extremidad superior, y de esas personas 21 personas pertenecen al cantón Riobamba, estos datos fueron dados por el Ministerio de Salud de Riobamba.

Según estudios realizado por el Ing. Albert Prieto Malé en España, las prótesis de brazo cosméticas están valoradas en 2500 euros, prótesis híbridas 18000 euros, prótesis con control por cable en 14000 euros y las prótesis mioeléctricas en 25000 euros, tomando en cuenta que un niño continuara creciendo con el paso del tiempo, deberá utilizar una nuevas prótesis, representando una mayor cantidad de gastos para su familia, por lo que se generó este proyecto con el fin optimizar recursos y poseer un bajo costo.

### **Justificación Aplicativa**

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

Este proyecto realizó una prótesis de miembro superior que sea lo más parecido a la realidad, para ello se adecuo la autonomía de su función, es decir la movilidad en los dedos de la prótesis, donde se usaron micro servos, por el tamaño que ellos representan, ya que al ser una prótesis de un infante de un año de edad, tienen que ser pequeños con relación a la prótesis.

Los micro servos al accionarse contraen a un hilo que está en punta de los dedos, de esta manera cuando rote el servomotor provoca el cierre de la mano, estos motores poseen engranajes metálicos de mayor rendimiento, así acoplándose a nuestro trabajo de titulación, además la velocidad de funcionamiento es relativamente alta para el tiempo de respuesta, la prótesis es accionada por un músculo de control.

La señal del músculo es receptada por electrodos y procesada por un circuito integrado que nos permite realizar el monitoreo de la señal del músculo en tiempo real, y la programación del accionamiento de la prótesis mioeléctrica interactuara directamente con las misma.

## **Objetivos**

### **Objetivos Generales:**

Desarrollar una prótesis mioeléctrica de brazo con bajo costo para un niño de un año de edad con el defecto congénito de brida amniótica.

### **Objetivos Específicos:**

- Desarrollar una prótesis mioeléctrica de bajo costo.
- Analizar las señales de los músculos que accionarán la prótesis mioeléctrica a implementar.
- Seleccionar el sensor y las tecnologías a utilizar para la adquisición de la señal del músculo.
- Ensamblar la prótesis en relación al tamaño de la extremidad superior del niño a tratar.
- Diseñar e implementar el sistema y circuito electrónico que procese la señal del músculo otorgando la movilidad a la prótesis.
- Realizar pruebas de la prótesis mioeléctrica que validen el funcionamiento.

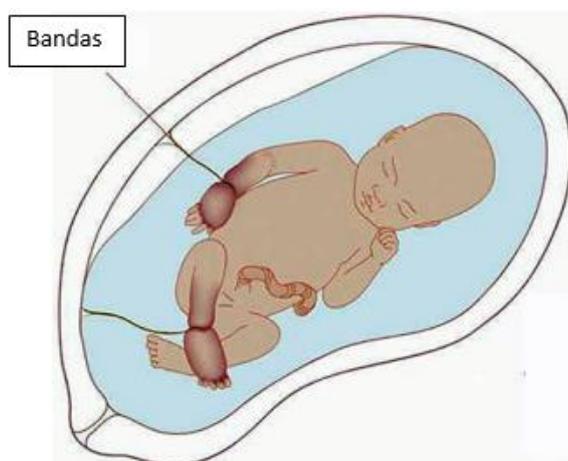
## CAPÍTULO I

### 1. MARCO TEÓRICO REFERENCIAL

#### 1.1 Defecto Congénito de Brida Amniótica

##### 1.1.1 Definición

La brida amniótica pertenece a defectos congénitos es decir se presenta durante el período de gestación además corresponde a una de las patologías de las membranas fetales, este tipo de anomalía se da cuando las bandas amnióticas o bridas de un saco lleno de líquido amniótico se enrolla en torno a algunas partes del bebé en su proceso de gestación en el útero (Ver figura 1-1). Se han presentado casos donde este tipo de defecto ha afectado a la cara, las piernas, los brazos y los dedos de las manos o de los pies (MedlinePlus, 2017).



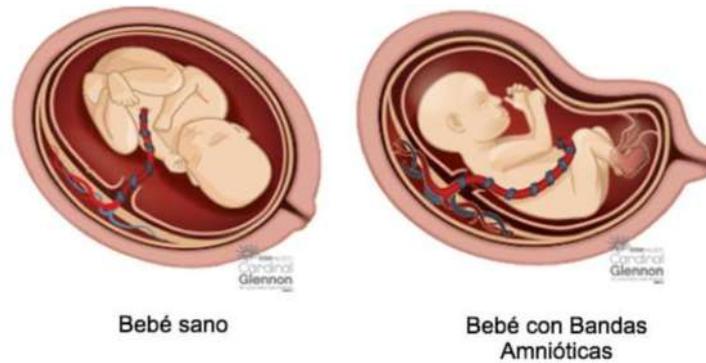
**Figura 1-1:** Feto afectado por Brida Amniótica

Fuente: <http://infofen.org.mx/bandas-amnioticas/>

##### 1.1.1.1 Bandas amnióticas o bridas

Las bridas, hebras o también denominadas bandas amnióticas son cordones o ligamentos que poseen varios milímetros de longitud y diámetro que puede variar dependiendo del caso, estas bandas una vez ya desarrolladas no se pueden extender, por otra parte presentan una coloración blanquecina. Se debe agregar que son bandas de colágeno, podemos ver una comparación entre

el desarrollo de un feto sano con uno que presenta este defecto (Ver Figura 2-1). Estas bandas tienen la capacidad de unirse a cualquier parte del feto enredándose y generando varias complicaciones en el desarrollo fetal. (Usandizaga y De la Fuente, 2011)



**Figura 2-1:** Comparación de fetos.

**Fuente:** <http://infogen.org.mx/bandas-amnioticas-sindrome-de-bandas-amnioticas/>

### ***1.1.2 Etiología***

La brida amniótica son raras anomalías y se han estudiado diversas causas que la pueden originar, basándose así en dos teorías mostradas a continuación:

#### ***1.1.2.1 Teoría de Thorpin***

Explica que al romperse tempranamente el amnios es decir la membrana que cubre al embrión, esta puede adherirse al feto que posteriormente ira estirándose produciendo así las bandas amnióticas originando este defecto (Usandizaga et al; 2011).

#### ***1.1.2.2 Teoría de Dellenbach y col.***

Esta se basa en que el amnios estaría desde el inicio ya adherido al feto, es así que al desarrollarse con el paso de tiempo la cavidad amniótica generaría la formación de las bridas produciendo así este defecto (Usandizaga et al; 2011).

### ***1.1.3 Complicaciones***

Las bandas amnióticas al adherirse al embrión pueden atrapar y estrangular alguna parte de las estructuras fetales, provocando así presión al área afectada, ocasionando isquemia que es la falta

de circulación sanguínea y causando la muerte del tejido llamado necrosis. Si la estructura fetal la cual fue afectada estaba en desarrollo esta sufre de una amputación natural (Ver Figura 3-1), por el contrario si esta ya estuviera formada originaria un anillo o surco que dependería de su profundidad por la constricción ejercida al área afectada (Ver Figura 4-1). Si las bridas amnióticas afectan a estructuras importantes y vitales como el cordón umbilical o la cabeza pueden generar la muerte del feto. Cabe destacar que este tipo de defecto no es una enfermedad hereditaria, ni genética (Infogen, 2016).



**Figura 3-1:** Amputación natural por brida amniótica

**Fuente:** <http://congenitalhand.wustl.edu>



**Figura 4-1:** Formación de anillos por brida amniótica

**Fuente:** <http://infogen.org.mx/>

## 1.2 Prótesis

### 1.2.1 Definición

Las prótesis son dispositivos diseñados para sustituir una parte faltante del cuerpo, por ejemplo: los brazos, las manos, las articulaciones, las piernas o cualquier parte faltante, estas pudieron ser

perdidas por accidentes o enfermedades. El uso de las prótesis dependerán del grado de lesión que posea la persona, por ello existen gran variedad de prótesis algunas pueden colocarse fuera del cuerpo logrando ponerse y quitarse la prótesis a estas se le denomina prótesis externas, y otras son implantadas por una intervención quirúrgica. (American Society Cancer, 2016)

### ***1.2.2 Historia***

Con el paso del tiempo y con los avances tecnológicos creciendo cada momento, se ha desarrollado nuevas prótesis según la época de elaboración, siendo cada una de ellas diferentes a la anterior, a continuación se detallara varios modelos de prótesis creados según un orden cronológico ascendente.

#### ***1.2.2.1 Alta Edad Media (476 a 1000)***

En esta época se presentaron alternativas como el gancho de mano y la pata de palo como prótesis de este tiempo, con la finalidad de ocultar deformidades, heridas o amputaciones que sucedieron en el campo de batalla, es así que a los caballeros se les ubicaba una prótesis diseñada con la única función de sostener el escudo o ajustar la pata de palo en el estribo para montar a caballo, es así que se tomaba escasa atención a la funcionalidad para otras actividades o el nivel de discapacidad del paciente. Para personas que no fueran caballeros solo tenían acceso a este tipo de prótesis personas con altos niveles económicos. (Ver Figura 5-1) En este tiempo los comerciantes, juntamente con los armeros y relojeros creaban este tipo de extremidades artificiales, estos ultimos ayudando con funciones internas de la prótesis como el uso de resortes o engranajes de ser necesario. (Norton, 2007)



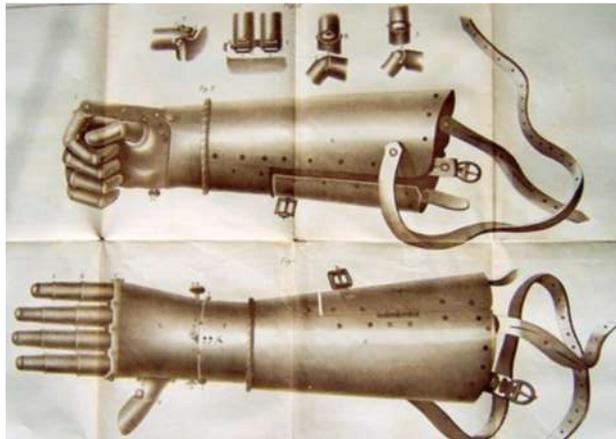
**Figura 5-1:** Edad media discapacidad

**Fuente:** <http://www.psammos.nl/Image/bedelaars.gif>

### 1.2.2.2 El Renacimiento y Barroco (1400 a 1800)

El Renacimiento es una etapa de la historia donde se notó un alto crecimiento en el arte, la ciencia, la medicina y la filosofía, simultáneamente avanzando en la creación de prótesis, elaborándose de materiales como la madera, cobre, hierro y acero (Norton, 2007).

En esta época existió en Württemberg Alemania un caballero de una familia rica llamado Götz von Berlichingen conocido como Götz de la Mano de Hierro, ya que él se encontró en un estado en que él se encontró creó una prótesis hecha de hierro. Esta prótesis se extendía hasta su antebrazo y era sujeta a su cuerpo por unas correas de cuero, le permitía manejar su espada en batalla además cabalgar hasta tomar una pluma para escribir, todo esto era posible pues su prótesis poseía articulaciones colocadas en cada dedo controladas por mecanismos de resorte dentro de la mano (Ver Figura 6-1) (Dhwt, 2016).



**Figura 6-1:** Mano Prostética de hierro, Götz von Berlichingen, 1504.

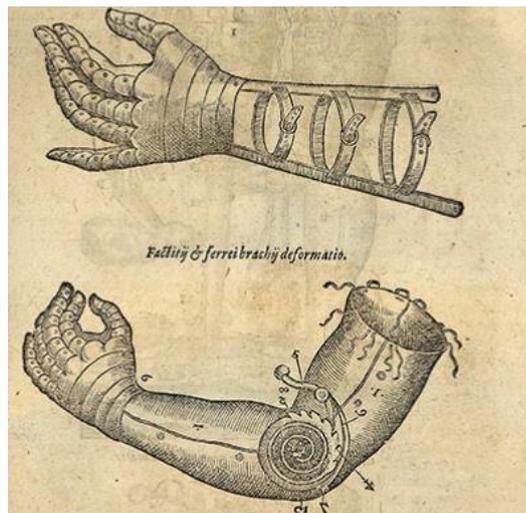
**Fuente:** <http://www.ancient-origins.net/history-famous-people/>

Pare Ambroise considerado como el padre de la cirugía y amputaciones, revolucionó con cada una de sus ideas creando en 1529 modernos procedimientos de amputación y en el año de 1536 elaboró prótesis para amputados de extremidades inferiores (Ver Figura 7-1) y superiores (Ver Figura 8-1). Otro de sus aportes importantes a la ciencia y medicina fue crear un aparato usado por encima de la rodilla, que se basaba en una pata de palo que tenía la capacidad de flexionar la rodilla con un control que giro y bloqueo, además de una prótesis fija de pie, todo este prototipo se adaptaba con un arnés ajustable. Estas ideas innovadoras hoy en día son pilares para la fabricación de prótesis. Todo su trabajo fue inclinado hacia el verdadero objetivo de una prótesis su funcionalidad en las tareas diarias (Norton, 2007).



**Figura 7-1:** P. Extremidades inferiores,  
Pare Ambroise, 1529.

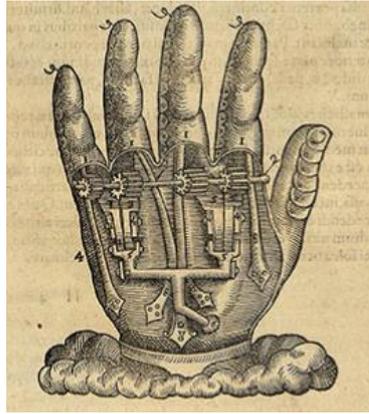
Fuente: <https://nyamcenterforhistory.org/tag/>



**Figura 8-1:** P. de mano y brazo,  
Pare Ambroise, 1529

Fuente: [https://mostre.museogalileo.it/nexus/inex.php?c\[\]=49117](https://mostre.museogalileo.it/nexus/inex.php?c[]=49117)

Además en el año de 1564 en Paris Pare Ambroise publicó un diseño de una mano mecánica, esta fue elaborada por medio de una mano real con músculos mecánicos (Ver Figura 9-1). Los inventores de esa época utilizaban mecanismo autómatas con características humanas estos bocetos eran basados en diseños de títeres complementado con el esquema metalúrgico que realizaba la parte mecánica del movimiento de la mano (León, 2007).



**Figura 9-1:** Prototipo de mano,  
Pare Ambroise en 1564

**Fuente:** <https://mostre.museogalileo.it/nexus/>

En Holanda un cirujano en el año de 1696, presenta una prótesis de rodilla sin bloqueo que poseía bisagras externas y presentaba laceración de muslos de cuero con la finalidad de soportar peso (Ver Figura 10-1). Este prototipo pertenecía a Pieter Verduyn. Hoy en día es uno de los diseños fundamentales para basarse en la fabricación de prótesis de codos y articulaciones (Fischer LP, Planchamp W, Fischer B, 2000).



**Figura 10-1:** P. Rodilla, Pieter  
Verduyn, 1696

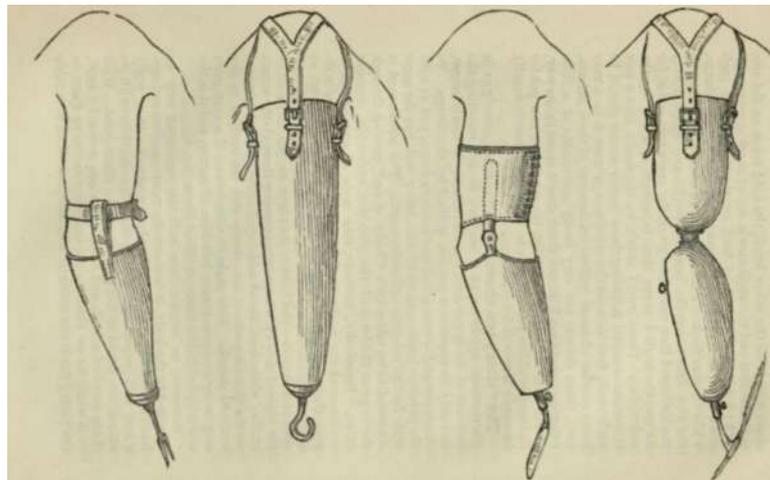
**Fuente:** <https://nyamcenterforhistory.org/tag/>

Hay que mencionar que en los años siguientes se presentaron varios prototipos de prótesis de piernas y rodillas enfocándose gran tiempo en las extremidades inferiores. Estos modelos fueron

creados basados en los prototipos de Pare Ambroise y Pieter Verduyn modificando el tipo de material y costos de los mismos.

### 1.2.2.3 Revolución Francesa y Edad contemporánea (1800-actualidad)

Las prótesis de extremidades superiores presentados en esta época se publicó “Artificial Limbs and Amputations” en el año de 1885 en Londres por Henry Heather Bigg (Ver Figura 11-1) donde se muestran nuevos prototipos para una mayor adaptación a las actividades diarias (Goldberg 2014). Henry Heather Bigg realizó valiosos aportes sobre la inclusión mecánica en tratamientos médicos es así que fabricó varios prototipos donde sus prótesis perfeccionaban la locomoción, otorgando varias capacidades al usuario como escribir y utilizar diferentes artefactos como un gancho para agarrar objetos, el uso de pinzas, cuchillos, esferos, etc (Heather, 2013).



**Figura 11-1:** Artificial Limbs and Amputations, 1885.

**Fuente:** <https://nyamcenterforhistory.org/tag/pieter-adriaanszoon-verduyn/>

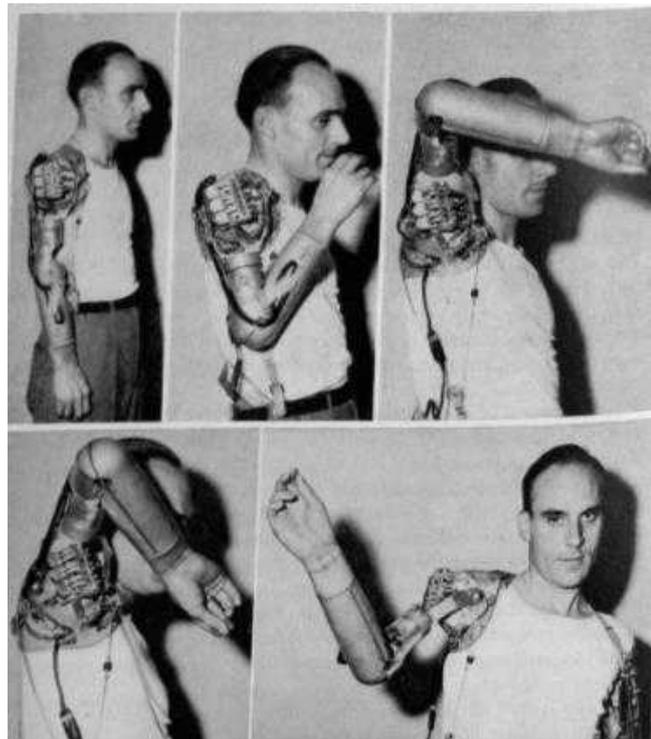
Por otra parte Atha Thomas y Chester C. Haddan, ambos científicos dedicados a las investigaciones sobre prótesis y métodos de rehabilitación, donde Thomas poseía conocimientos sobre cirugía ortopédica y Haddan fue presidente de la Asociación de Fabricantes de Miembros de América, en el año 1945 co-escribieron “Amputation Prosthesis” donde se muestran modelos de prótesis funcionales. Juntos con una idea en concreto, que las prótesis no solo generen un buen impacto visual sino que estas tengan una rehabilitación buena y eficiente en el paciente otorgando funcionalidad a cada uno de sus prototipos inspirados en mecanismos mecánicos para el cumplimiento de cada una de las funciones que el paciente pueda realizar (Ver Figura 12-1) (Goldberg, 2014).



**Figura 12-1:** P. Mecánica de mano,  
Thomas & Haddan

**Fuente:** <https://nyamcenterforhistory.org/tag/>

El Comité Asesor sobre Miembros Artificiales de Estados Unidos en el año de 1954 publicó: “Miembros humanos y sus sustitutos”, donde se describían proyectos orientados a prótesis modernas como el brazo eléctrico, además de nuevas técnicas de estabilización de la rodilla, y mejoras en las prótesis de Haddan (Ver Figura 13-1) (Goldberg, 2014).



**Figura 13-1:** Miembros humanos y sus sustitutos, 1954

**Fuente:** <https://nyamcenterforhistory.org/tag/pieter-adriaanszoon-verduyn/>

Con respecto a materiales utilizados en las prótesis en 1962 el autor William A. Tosberg describe una historia de los materiales utilizados en las prótesis concluyendo que después de la Segunda

Guerra Mundial el material predominante en las prótesis es el plástico, este materia con mayor facilidad para su tratamiento además con mayor similitud a la piel humano, aunque muchas de estas prótesis no eran funcionales (Ver Figura 14-1). Es ahí donde se comienza incursionar cada científico en nuevos mecanismos, incluyendo este material como predominante, ya no las prótesis de madera o de acero.



**Figura 14-1:** Mano cosmética 1962, William A. Tosberg

**Fuente:** <https://nyamcenterforhistory.org/tag/pieter-adriaanszoon-verduyn/>

De esta manera con el transcurso del tiempo los prototipos de manos fueron mejorados con el avance de la tecnología, es así que se trató de usar motores independientes en cada dedos, el uso de sensores en las manos y asemejarse más con estos modelos al movimiento real de la mano. Estas prótesis no fueron comerciables, solo fueron por métodos de investigación, realizadas por universidades o centros de investigaciones.

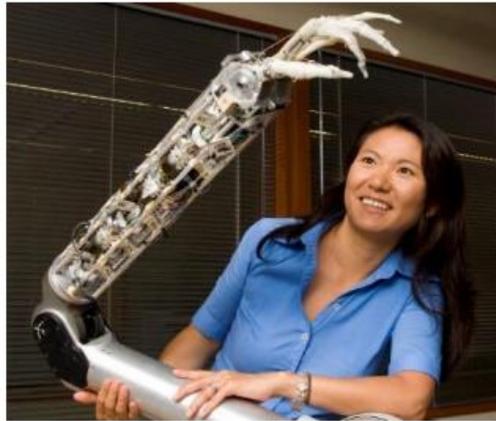
En el año de 1981 en Salisbury se fabricó una Mano en Standford, este tipo de mano poseía 2 dedos y un pulgar oponente, utilizó motores dependientes en cada una de sus dedos con la finalidad de transmitir potencia a los motores y generar el movimiento para el agarre de objetos. El modo de funcionamiento se basaba en un sistema de tensión de cable, además de sensores de fuerza que proporciona un control de agarre en los dedos (Ver Figura 15-1) (Cano, 2010).



**Figura 15-1:** Mano Standford, 1981

**Fuente:** <https://e-archivo.uc3m.es/bitstream/handle/>

Se propuso en 1995 el modelo de mano Robot Matsuoka en el laboratorio de Inteligencia Artificial de MIT (Ver Figura 16-1), donde cada uno de sus dedos poseía dos falanges y dos juntas articulares teniendo mayor parentesco con una mano real, esta estaba controlada por un sistema cable-polea movido por motores que imparte 2 grados de libertad siendo esta la capacidad de moverse en el espacio. Esta mano fue creada con la finalidad de simular movimientos de manipulación (Cano, 2010).



**Figura 16-1:** Mano Robot Matsuoka, 1995

**Fuente:** <http://repositorio.utn.edu.ec/bitstream/>

En 1999 se presentó la mano Robonaut diseñada con 5 dedos que en total suministran 12 grados de libertad a la mano, además dos grados de libertad en la muñeca (Ver Figura 17-1). Posee un eje flexible de acero que controla el movimiento de cada dedo, moviendo así las articulaciones, conectado a un motor de corriente continua sin escobillas que se encuentra en el antebrazo, produciendo la potencia necesaria para generar el movimiento. Más aún tiene 43 sensores de posición, encoders, celdas de carga y táctiles de fuerza respectivamente, cada sensor mencionado anteriormente ayudando al control del prototipo.

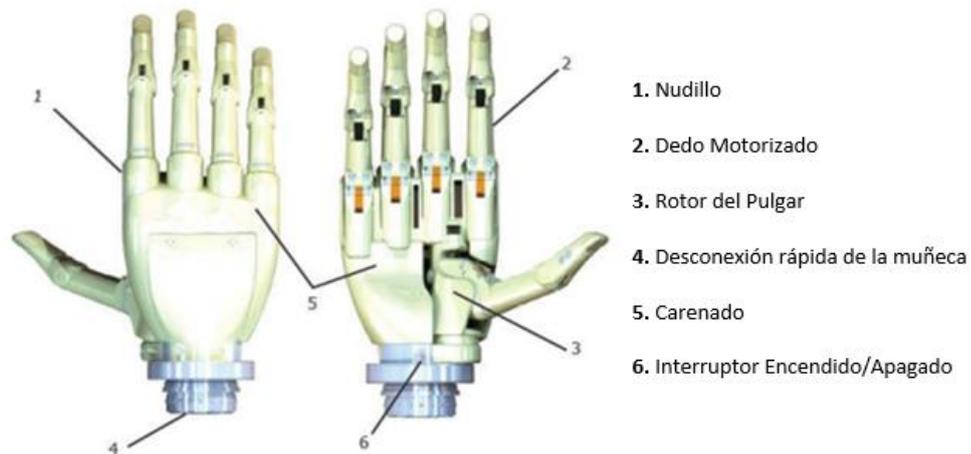


**Figura 17-1:** Mano Robonaut, 1999

**Fuente:** <http://repositorio.utn.edu.ec/bitstream/>

Por otra parte en el 2003 se creó un nuevo modelo de una prótesis biónica I-Limb Hand, este prototipo ha alcanzado ser la más vendida a nivel comercial. En el 2009 se presentó la última

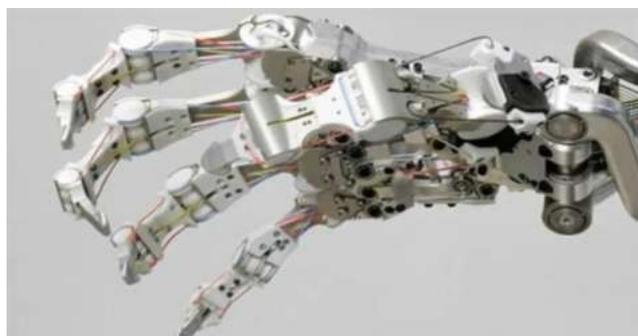
actualización de esta prótesis, su diseño está conformado por cinco dedos con dos grados de libertad cada uno (Ver Figura 18-1). La característica principal es el sistema de sensores mioeléctricos, que funciona por medio de dos electrodos tomando hasta el más pequeño impulso del muñón del paciente, esta señal acciona la prótesis (Henry, 2016).



**Figura 18-1:** Partes de I-Limb Hand, 2003-2009

**Fuente:** [https://e-archivo.uc3m.es/bitstream/handle/10016/10085/PFC\\_Andres\\_Cano\\_Sanchez.pdf?sequence=3](https://e-archivo.uc3m.es/bitstream/handle/10016/10085/PFC_Andres_Cano_Sanchez.pdf?sequence=3)

El Instituto de Robótica del Centro Aeroespacial Alemán en el 2011 creó un prototipo de mano sumamente resistente, creado con una fibra sintética llamada Dyneema (Ver Figura 19-1). El prototipo es muy elástico, además cada dedo puede absorber y liberar energía, posee una red de 38 tendones. Es capaz de resistir una fuerza hasta de 30 Newton, considerado como un prototipo de mano duro de destruir. Su funcionamiento es a través de un guante con sensores que copia los movimientos de la mano también puede funcionar por medio de comandos de computadora, su coste de su desarrollo radica entre los 70.000 y 100.000 euros (Peláez, 2011).



**Figura 19-1:** Mano del Instituto de Robótica del Centro Aeroespacial Alemán

**Fuente:** <https://www.fayerwayer.com/2011/02/>

### ***1.2.3 Clasificación de prótesis de extremidades superiores***

Las prótesis de extremidades superiores se clasifican en: según su función, según su nivel de amputación y según el material constituido. Cada una de estas clasificaciones se subdivide en otros tipos mostrados posteriormente.

#### ***1.2.3.1 Según su función:***

##### **Pasivas o cosméticas**

Las prótesis pasivas o también denominadas cosméticas son prototipos no funcionales pero estas son cómodas al usar, además son más estéticas es decir tienen mayor similitud con una mano real (Ver Figura 20-1). Entre sus características y beneficios principales está: ser fácil de utilizar, ser ligeras para que el usuario no se agote al momento de usarla y poseen mayor cantidad de detalles en sus prototipos como materiales que simulan la piel humana (Protésica, 2015).

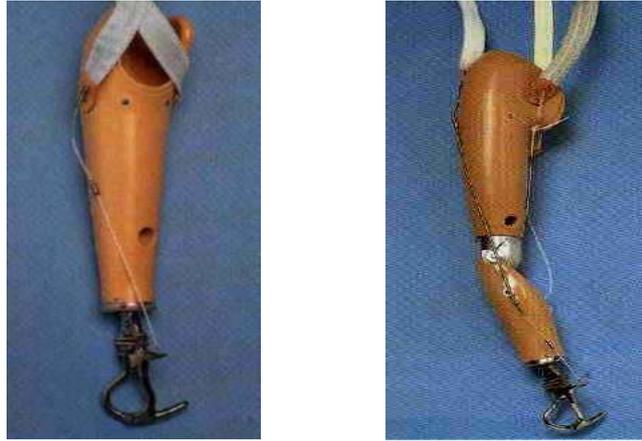


**Figura: 20-1:** Prótesis Cosmética Ortopedia Gordillo

Fuente: <http://www.ortopediagordillo.com/producto/>

##### **Activas o funcionales**

Las prótesis activas de fuerza propia o también llamadas funcionales son aquellas que pueden realizar diferentes funciones, estas reemplazan a la parte del brazo no existente con un valor funcional y dependiendo de la prótesis también estéticos, dependiendo de las características del prototipo estas tendrán la posibilidad de: abrir y cerrar la mano, rotar la muñeca y codo, etc. La técnica que utiliza para accionar este tipo de prótesis es el de tracción o denominado simple o doble efecto. Esta técnica posee un grupo de accesorios como: gancho de trabajo, tenaza, gancho fijo, aro o martillo todos estos ayudan al paciente a realizar las tareas diarias (Ver Figura 21-1) (López, 2015)

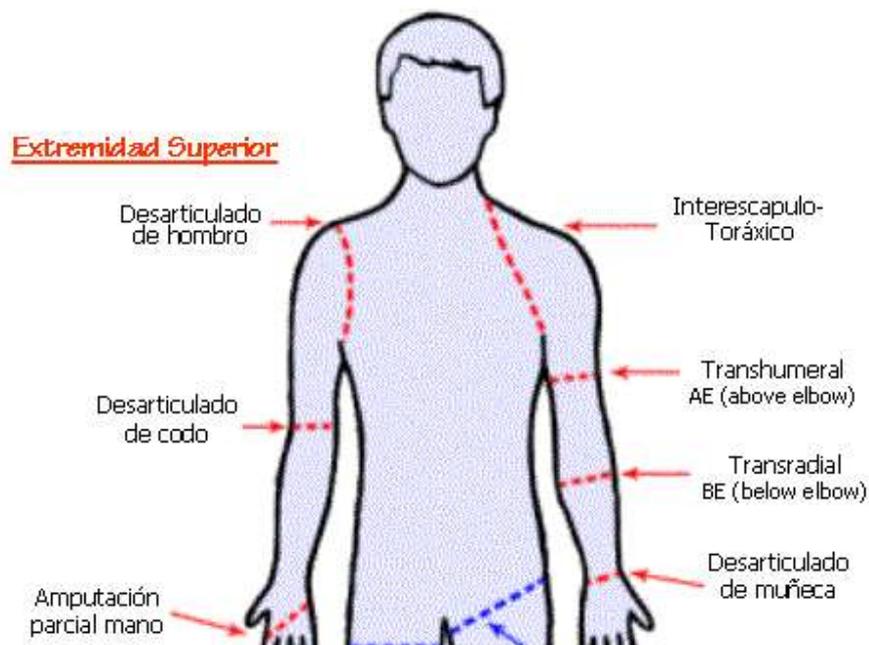


**Figura 21-1:** Prótesis funcional de mano de Gancho Fijo

Fuente: <http://www.arcesw.com/pms1.htm>

### 1.2.3.2 Según nivel de amputación:

Varios pacientes tienen que someterse a operaciones quirúrgicas que radican en la remoción o extirpación de parte o a su vez de la totalidad de una extremidad por medio de una o más estructuras óseas, este procedimiento se efectúa en forma perpendicular al eje longitudinal del miembro. Se denomina desarticulado cuando se produce este proceso a través de una interlínea articular y esta puede ser de hombro codo o muñeca en extremidades superiores, se muestra a continuación el gráfico detallando lo mencionado anteriormente (Ver Figura 22-1) (Arce 2005).



**Figura 22-1:** Niveles de Amputación de extremidades superiores

Fuente: <http://www.arcesw.com/niveles.htm>

A continuación se describirá cada uno de los niveles de amputación denominados: nivel transradial o por debajo codo y el nivel transhumeral o por arriba del codo.

### **Nivel Transradial o por debajo del codo:**

Al poseer este tipo de nivel de amputación se necesita de un encaje protésico que se acopla a un muñón a través de una estructura exoesqueletica con la finalidad de imitar la forma natural del antebrazo, a su vez se une en la terminación del antebrazo a una mano pasiva o activa interna, simulando la estructura natural de la mano y del antebrazo en conjunto (Ver Figura 23-1) (Protésica, 2015).



**Figura 23-1:** Prótesis por debajo del codo Ortopédica Sur

Fuente: <http://www.ortopedicasur.com.ve/protesis.html>

### **Nivel Transhumeral o por arriba del codo:**

En este nivel de amputación las prótesis están formadas por un encaje protésico que se acopla a un muñón a través de una estructura tubular, esta se encuentra recubierta por una funda de espuma suave otorgándole así la forma natural del brazo y antebrazo, hay que mencionar que posee una articulación pasiva o activa de codo, a su vez esta se une a una mano pasiva o activa interna, simulando la estructura natural de la extremidad superior (Ver Figura 24-1) (Protésica, 2015).



**Figura 24-1:** Prótesis por arriba del codo Ortopédica Sur

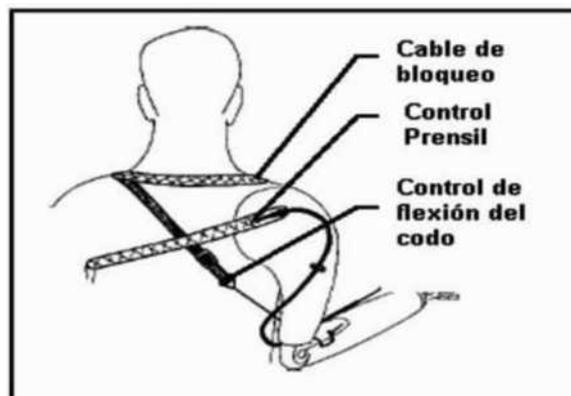
Fuente: <http://www.ortopedicasur.com.ve/protesis.html>

### 1.2.3.3 Según el material constitutivo:

Este tipo de prótesis pueden realizar diferentes funciones, pero estas simulan los movimientos reales del brazo teniendo diferentes mecanismos eléctricos o mecánicos para realizar dichos movimientos, estas presentan la siguiente clasificación:

#### **Mecánicas o convencionales**

Las prótesis mecánicas o también consideradas como prótesis de tiro, son aquellas que poseen la capacidad de apertura y cierre por medio de cables y cintas de sujeción incorporados al cuerpo del paciente, su funcionamiento consiste en la extensión de una liga a través de un arnés generando la apertura o cierre, y el movimiento opuesto de cierre o apertura se produce cuando el músculo del paciente se relaja, esto se logra por medio de un resorte y tener una fuerza de presión o pellizco que posee la prótesis (Ver Figura 25-1). Este tipo de dispositivo limita al agarre de algunos objetos, ya que necesita energía propia para generar los movimientos de tensión y accionar el sistema (Manuel y González, 2004)



**Figura 25-1:** Elementos de una prótesis mecánica

Fuente: <http://www.revista.unam.mx/vol.6/num1/art01/art01-2a.htm>

#### **Electrónicas**

La característica especial de estas prótesis es la incursión de motores eléctricos denominados servomotores además el uso de una batería recargable (Ver Figura 26-1). El control de estas prótesis se puede dar de varias formas, por medio de un servocontrol, el accionamiento por un botón pulsador o botón con interruptor colocados en el arnés, de la misma forma hay prótesis que pueden usar estas dos formas de accionamiento para un mejor control del prototipo (Manuel y González, 2004).



**Figura 26-1:** Brazo electrónico

Fuente: <http://protesismechanicas.blogspot.com/>

### Mioeléctricas

Las prótesis mioeléctricas son prótesis eléctricas a su diferencia que estas son accionadas por los músculos del paciente, produciendo señales eléctricas que controlan el accionamiento de la misma. Dichas señales eléctricas provenientes del músculo son receptadas por sensores, se amplifican y se envían a un microcontrolador que acciona los motores en la prótesis, todo este proceso antes mencionado dependerá del prototipo (Ver Figura 27-1) (Botto et al. 2011).



**Figura 27-1:** Prótesis Mioeléctrica

Fuente: <http://bioprotesis.blogspot.com/2011/10/>

El control para este tipo de prótesis mioeléctrica está basado en los movimientos musculares, es decir si el músculo se contrae o flexiona produce una señal eléctrica o EMG denotando a la electromiografía. Para obtener esta señal se usa diferentes sensores dependiendo del prototipo, uno de ellos son los electrodos colocados en el músculo que accionará la prótesis, estos son puestos directamente en la superficie de la piel, de esta forma permitiendo extraer y trabajar con la señal EMG. Se procesa a dicha señal con la finalidad que posteriormente por medio de un controlador esta accione los motores, encendiéndolos y apagándolos generando el movimiento de la prótesis (Botto et al. 2011).

## Híbridas

Las prótesis híbridas adoptan dos fuentes de energía para su funcionamiento: corpórea y extra corpórea es decir la fuerza física del paciente juntamente con una fuente eléctrica externa. Generando el movimiento de apertura y cierre de la mano por medio de señales mioeléctricas y el movimiento de flexión y extensión del codo por medio de un arnés accionado por los movimientos del cuerpo del paciente, es así que utilizan dos principios de funcionamiento de prótesis para este prototipo como son: las prótesis mecánicas y las mioeléctricas (Ver Figura 28-1) (López, 2015).



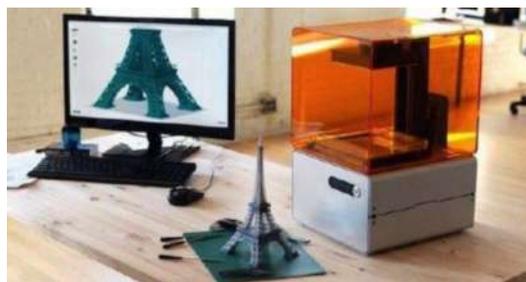
**Figura 28-1:** Prótesis Híbrida

Fuente: <http://bioinstrumentacion.eia.edu.co/>

## 1.3 Impresión 3D

### 1.3.1 Definición

Una impresora 3D es una máquina, con la capacidad de formar un objeto sólido tridimensional, mediante la adición de material que puede variar dependiendo del modelo de la impresora y sus características respectivas (Ver Figura 29-1). Las figuras que se imprimirán dependerán primero del modelo que se ingresa a la impresora para formar el objeto este modelo 3D es una representación digital mediante un software de modelado (3d impresoras 3d, 2013)



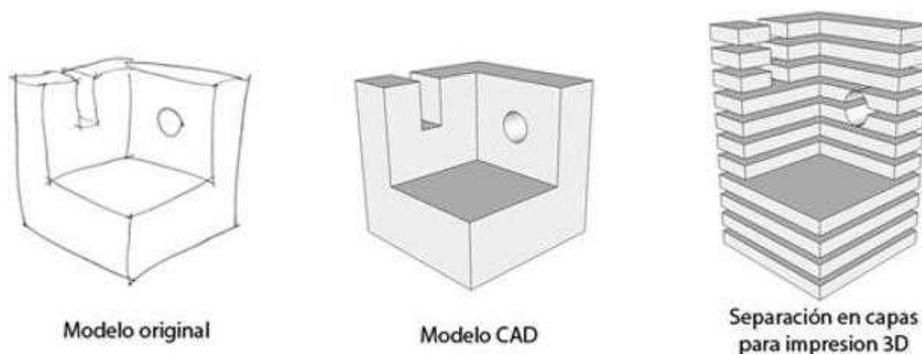
**Figura 29-1:** Impresora e impresión 3D

Fuente: <http://www.areatecnologia.com/informatica/impresoras-3d.html>

### 1.3.2 Funcionamiento

Las impresoras 3D crean un objeto en 3 dimensiones, de forma que van construyendo capas consecutivamente hasta obtener el objeto deseado. Para la impresión del objeto se toma en consideración el siguiente proceso:

- Primero: Diseñar la figura a imprimir basado por un bosquejo hecho a mano. Este bosquejo servirá de guía para los pasos siguientes.
- Segundo: El bosquejo es redibujado mediante softwares de modelados, por ejemplo CAD o Solidwork, estos modelos hechos a computadora tendrán ya las mediciones exactas de nuestra figura en todos los planos, es decir en las tres dimensiones, estos archivos serán guardados en extensiones que la impresora la pueda interpretar.
- Tercero: La figura digitalizada es separada en capas para su posterior impresión, este proceso lo realiza el software de la impresora en que se vaya imprimir.
- Cuarto: El objeto es impreso por el método aditivo, este consiste en imprimir capa a capa de abajo hacia arriba, dependerá del tipo de impresoras en que se esté imprimiendo (Ver Figura 30-1).



**Figura 30-1:** Procedimiento de redibujado de figura

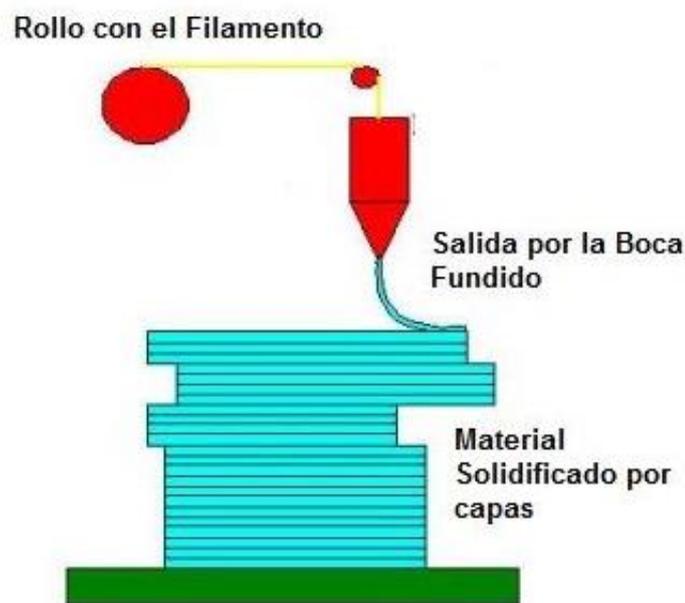
Fuente: <http://www.areatecnologia.com/informatica/impresoras-3d.html>

### 1.3.3 Tipos de impresoras

Las impresoras 3D se clasifican por la forma en que estas imprimen, a continuación se detallarán cada una de ellas.

### 1.3.3.1 Por Adición de Polímero o FDM

Las impresoras 3D de este tipo trabajan con polímeros o también conocidos como plásticos y su funcionamiento radica en ir fundiendo el filamento o hilo de polímero mediante un pico llamado boca de salida, luego la impresora cumple una secuencia según el tipo de figura a imprimir, colocando capa sobre capa el material fundido, la boca de salida se va calentando para poder derretir el material posteriormente este pasa a otra secuencia hasta que el objeto se solidifique (Ver Figura 31-1). Este tipo de impresión también es denominada como FDM o "Deposición de Material Fundido". Se puede imprimir en materiales como: PLA o ABS. (Tecnología, 2016)



**Figura 31-1:** Partes de una impresora 3D FDM

**Fuente:** <http://www.areatecnologia.com/informatica/impresoras-3d.html>

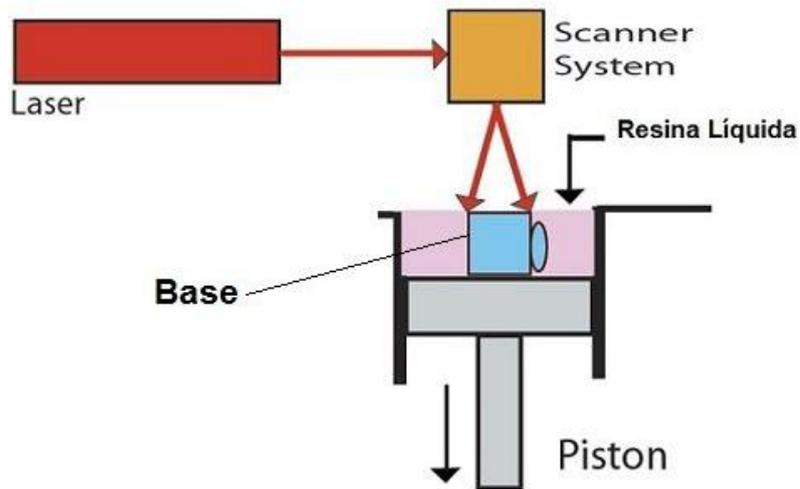
### 1.3.3.2 Por láser

Este tipo de impresoras se pueden encontrar de dos tipos como son por fotosolidificación o sinterizado de láser de un material.

#### **Fotosolidificación o SLA:**

Las impresoras por fotosolidificación o SLA basan su funcionamiento en solidificar un polímero por medio de luz. El proceso de impresión inicia sumergiendo una base dentro de un recipiente que se encuentra lleno de resina líquida, luego un láser va solidificando la base capa por capa, al

terminar una capa esta sale a la superficie y repite el proceso hasta culminar con la pieza, esto se da gracias a unos pistones que ayudan a bajar y subir la base (Ver Figura 32-1). Estas impresoras presentan una mejor calidad en sus piezas terminadas por el proceso que ellas efectúan (Tecnología, 2016).



**Figura 32-1:** Partes de una impresora 3D por SLA

Fuente: <http://www.areatecnologia.com/informatica/impresoras-3d.html>

### **Sinterizado de láser de un material o SLS:**

Las impresoras por sinterizado de láser de un material o llamadas por sus siglas SLS, se diferencian de las impresoras SLA porque usan material en estado de polvo. Su proceso de funcionamiento está en solidificar o sintetizar el polvo por medio de un haz de luz disparado por un láser. Su procedimiento de impresión es similar al de SLA con la diferencia que el material en el que se sumerge la base es de polvo (Tecnología, 2016).

### **1.3.4 Tipos de materiales de impresión 3D**

#### **1.3.4.1 ABS**

El ABS que significa Acrilonitrilo Butadieno Estireno es un plástico muy resistente y esto es por los materiales químicos que lo conforman como son:

- Acrolonitrilo: Otorgando cualidades como rigidez, dureza, resistencia a exposiciones químicas, a su vez proporciona estabilidad en altas temperaturas.
- Butadieno: Ofrece resistencia la temperatura bajas y exposición a impactos.
- Estireno: Suministra resistencia mecánica, dureza, brillo y rigidez.

Esta mezcla de sustancias químicas hace que el ABS sea sumamente resistente y se pueda usar como materia prima de varios productos como en la carrocería de los autos, carcasas de televisores, radios, ordenadores, grapadoras, carpetas, etc. Es muy moldeable al tratarlo pues no se rompe y soporta altas temperaturas (Ver Figura 33-1). Al estar en estado de fundición este emite gases tóxicos pero al estar en estado sólido estos se neutralizan y no ocasionan problemas a la salud, es recomendable imprimir en ABS en un lugar con buena ventilación (Escobar, 2013)



**Figura 33-1:** Pieza impresa en ABS

Fuente: <http://www.dima3d.com/>

#### 1.3.4.2 PLA

El PLA o poliláctico es un material biodegradable que no emite gases tóxicos durante su impresión, este es obtenido por medio de materiales naturales como el almidón del maíz o la caña de azúcar, por tal motivo es un material más ecológico, es mucho más liviano que el ABS pero este no es tan resistente en comparación del anterior (Ver Figura 34-1), además no soporta elevadas temperaturas, puede soportar hasta 60°C, por encima de este valor el PLA comienza a derretirse (Escobar, 2013).

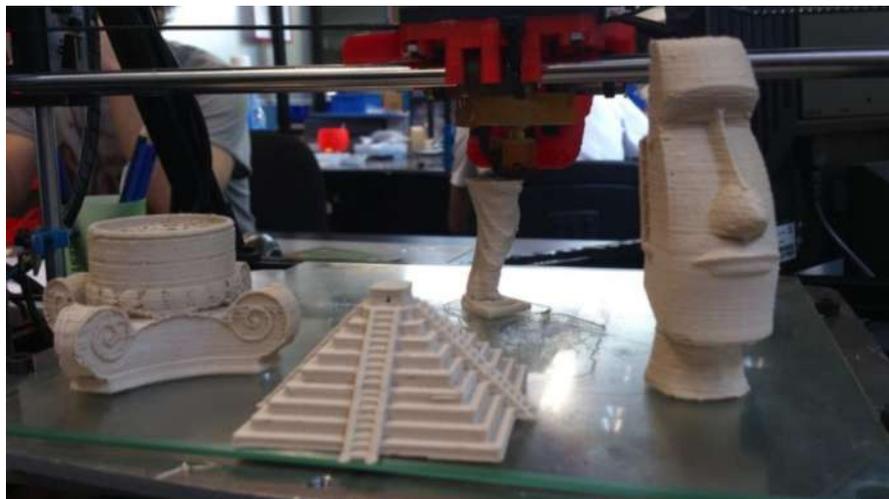


**Figura 34-1:** Impresión con PLA

**Fuente:** <https://makershopbcn.com/wp-content/uploads/2014/10/Img2.jpg>

#### *1.3.4.3 Laybrick*

Este material resulta de la combinación de plásticos y yeso, este se usa cuando se desea obtener objetos con texturas de piedra arenisca. Es más caro que los antes mencionados, es fácil de pintar y tratar se lo puede limar para una mejor textura (Ver Figura 35-1).



**Figura 35-1:** Impresión con Laybrick

**Fuente:** [http://imprimalia3d.com/sites/default/files/productos/dsc\\_0276.jpg](http://imprimalia3d.com/sites/default/files/productos/dsc_0276.jpg)

#### 1.3.4.4 Laywoo-D3:

Está conformado en su estructura por un 40% a base de polvo de madera y el 60% por polímeros, este se usa cuando se desea obtener texturas similares a la madera, este material se le puede tratar luego de su impresión por ejemplo pintar limar o cortar (Ver Figura 36-1).



**Figura 36-1:** Impresión con Laywoo-D3

**Fuente:** <http://bitabit.biz/wp-content/uploads/2016/11/LayWoo-D3-1.jpg>

#### 1.3.4.5 Filaflex:

Este es un filamento con gran elasticidad, se usa cuando se desea obtener texturas que se podrán moldear luego de su impresión, cabe mencionar que al imprimir con este material el tiempo de impresión será más largo. Está compuesto por una base de poliuretano y otros aditivos para otorgarle su elasticidad que le caracteriza, se puede imprimir con este material prótesis para simular la piel, zapatillas, estuches de celulares, etc. (Ver figura 37-1) (Escobar, 2013).



**Figura 37-1:** Impresión con Filaflex

**Fuente:** <http://imprimalia3d.com/sites/default/files/productos/>

## **1.4 Sensores**

### ***1.4.1 Definición***

Es un dispositivo que reacciona a diferentes estímulos externos y responde a consecuencia de ellos. Las acciones que detectará pueden ser de diferentes índoles o naturaleza y estos dependerá de la clase de sensor que sea, su función es transformar las magnitudes físicas o químicas del exterior en magnitudes eléctricas (Perez y Gardey, 2010).

### ***1.4.2 Tipos de sensores***

Los sensores se clasifican según el tipo de magnitudes físicas externas que analizan.

#### ***1.4.2.1 Sensores de luz***

- LDRs o Fotorresistores (resistores que varían dependiendo de la incidencia de la luz)
- Foceldas o celdas fotovoltaicas
- Fotodiodos
- Fototransistores

#### ***1.4.2.2 Sensores de presión y fuerza***

- Microinterruptores
- Sensores de presión
- Sensores de fuerza
- Sensores de contacto (sandwich, bigotes, antenas)

#### ***1.4.2.3 Sensores de temperatura***

- Termistores
- RTDs (Termorresistencias)
- Termopares, Termocuplas
- Piro sensores

#### *1.4.2.4 Sensores de humedad*

- Sensores capacitivos o resistivos de humedad

#### *1.4.2.5 Sensores de sonido*

- Micrófonos
- Captadores piezoeléctricos
- Rangers o ultrasónicos

#### *1.4.2.6 Sensores de medición de distancia*

- Medidores de distancia ultrasónicos
- Medidores de distancia por haz infrarrojo

#### *1.4.2.7 Sensores de gravedad o posición*

- Acelerómetros, sensores de vibración
- Sensores pendulares (Inclinómetros)
- Contactos de mercurio
- Giróscopos

#### *1.4.2.8 Sensores de velocidad*

- Tacómetros
- Codificadores (encoders)

#### *1.4.2.9 Sensores de magnetismo*

- Efecto Hall
- Brújulas electrónicas
- Interruptores magnéticos

#### *1.4.2.10 Sensores de ubicación geográfica*

- GPS
- Receptores de radiobalizas

#### *1.4.2.11 Sensores de proximidad*

- Sensores capacitivos o inductivos de proximidad

### **1.4.3 Campo de medida**

El campo de medida o también considerado como rango, es un conjunto de valores que puede tomar la variable de medida de nuestro sensor, están definidos por dos límites que los contendrán como son: el límite inferior y superior de la capacidad de medida, de transmisión o recepción del instrumento. Este valor dependerá del tipo de sensor como del valor externo que analizará (Creus, 2010).

## **1.5 Componentes de una prótesis mioeléctrica**

### *1.5.1 Sensores musculares*

Los sensores musculares tienen la finalidad de medir la actividad eléctrica al momento de contraer o relajar un músculo, esto se da por el potencial eléctrico generado por las células de las fibras musculares (Ver Figura 38-1). A este proceso se lo conoce como electromiografía o sus siglas EMG. Existen módulos de sensores que realizan previamente un filtrado de la señal como la amplificación de la misma, además las señales son tomadas en contacto con el músculo del paciente por medio de electrodos, esto dependerá del tipo de sensor que se use (Pololu, 2017).

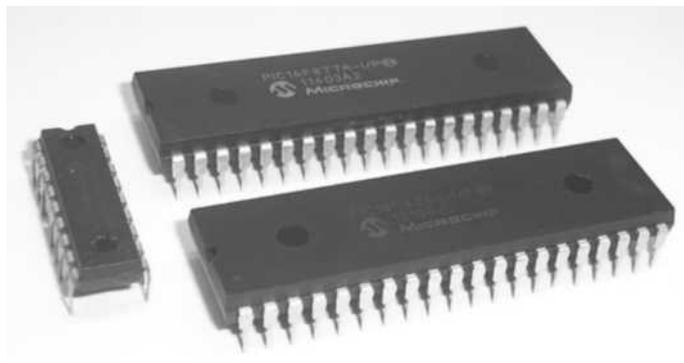


**Figura 38-1:** Sensor muscular

Fuente: <http://www.itechmedicaldivision.com/>

### 1.5.2 Microcontroladores

Es un circuito integrado empleado para gobernar uno o varios procesos, este controlará y regulará el funcionamiento del sistema. Al microcontrolador ingresan todas las señales del prototipo es decir las señales censadas o de entrada, y este enviará señales de salida o señales de respuestas dependiendo del sistema. Hay diferentes tipos de microcontroladores que han variado con el tiempo, antes los controladores eran elaborados por componentes de lógica discreta, hoy en día son diseñados a base de microprocesadores, rodeados con chips de memoria de entrada y salida de datos, todos estos se encuentran sobre una tarjeta de circuito impreso. En si un microcontrolador en un completo computador reducido contenido en un chip de un circuito integrado (Ver Figura 39-1) (López y Margni, 2003).



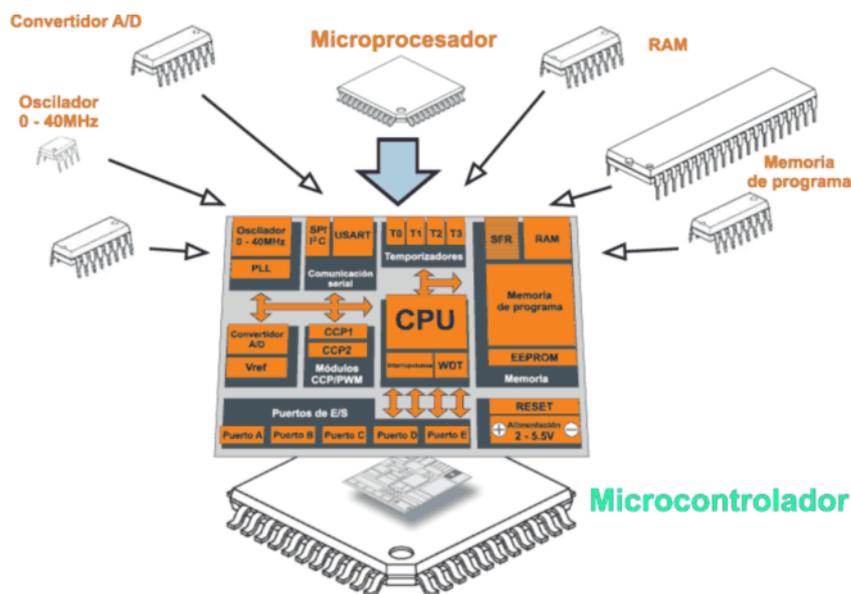
**Figura 39-1:** Microcontroladores

**Fuente:** <http://sherlin.xbot.es/wp-content/uploads/2014/02/fig-1.1.png>

#### 1.5.2.1 Componentes de un microcontrolador

Un microcontrolador normalmente posee los siguientes componentes, aunque sus implementos dependerán del modelo de microcontrolador (Ver Figura 40-1).

- Procesador o UCP (Unidad Central de Proceso).
- Memoria RAM para Contener los datos.
- Memoria para el programa tipo ROM/PROM/EPROM.
- Líneas de E/S para comunicarse con el exterior.
- Diversos módulos para el control de periféricos (temporizadores, Puertas Serie y Paralelo, CAD: Conversores Analógico/Digital, CDA: Conversores Digital/Analógico, etc.).
- Generador de impulsos de reloj que sincronizan el funcionamiento de todo el sistema.

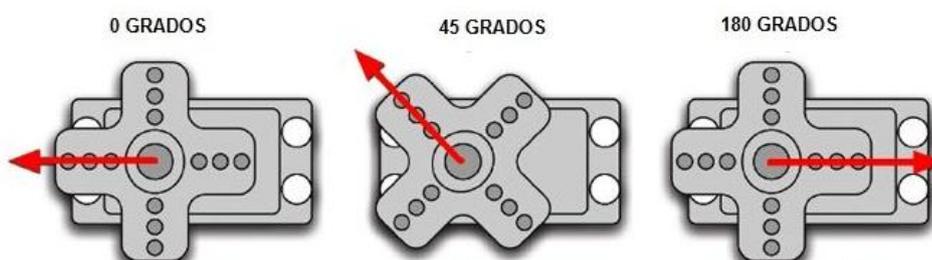


**Figura 40-1:** Componentes de un microcontrolador

Fuente: <https://learn.mikroe.com/ebooks/wp-content/uploads/sites/38/2016/02/>

### 1.5.3 Servomotores

Un servomotor en esencia es un motor eléctrico al cual se le puede controlar: la velocidad, la fuerza, su toque y la posición del eje en que gira denominado también giro de rotor o dirección del eje. Los servomotores tienen la particularidad de no girar en su eje 360°, estos por su parte giran 180° hacia su izquierda o derecha en movimientos de ida y retorno (Ver Figura 41-1). Si se necesita más de un giro se emplean otro tipo de motores como los micromotores o servomotores truncados permitiéndoles así girar 360° (Tecnología, 2016b).



**Figura 41-1:** Giro de un servomotor

Fuente: <http://www.areatecnologia.com/electricidad/servomotor.html>

Los servomotores en las prótesis son el eje que mueve cada una de las articulaciones de los dedos de la mano, dependiendo del prototipo que se esté usando.

### ***1.5.4 Fuente de alimentación o baterías Lipo.***

Este dispositivo es aquel que suministrará la potencia necesaria para el correcto funcionamiento del sistema. La característica esencial de este tipo de baterías es que son recargables y otorgan una elevada corriente (Ver Figura 42-1). Este tipo de baterías esta divididas en celdas y el número de ellas dependerá del modelo, esta tiene relación con la cantidad de corriente y voltaje que puede suministrar.

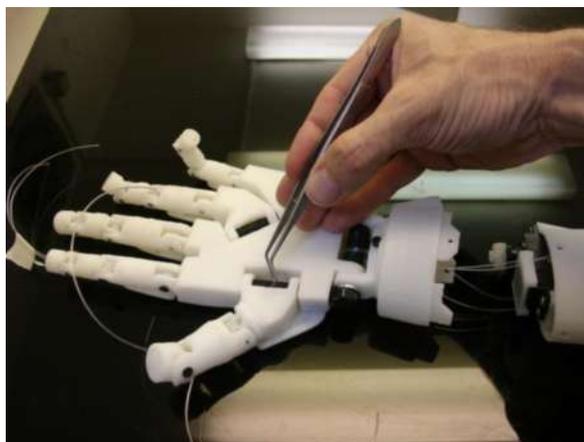


**Figura 42-1:** Batería Lipo

Fuente: <http://www.cochesrc.com/>

### ***1.5.5 Estructura de la prótesis***

Esta parte es la estructura que poseerá la prótesis según las necesidades y requerimientos del paciente, en este cabe destacar que se encuentra la parte mecánica que moverá el prototipo. Existen varios métodos para mover los dedos de la prótesis como es el sistema de halo de poleas (Ver Figura 43-1) o control independiente de dedos donde cada servomotor controlará un dedo.



**Figura 43-1:** Mano Inmoov, movimiento por poleas

Fuente: <http://en3d.com.ar/resources/img/thing/>

## **CAPÍTULO II**

### **2. MARCO METODOLÓGICO**

#### **2.1 Metodología para el desarrollo de una prótesis mioeléctrica**

Para el desarrollo de este proyecto se aplicaron los siguientes métodos: inductivo, heurístico y experimental.

El método inductivo: Este método está presente en el inicio y final de la investigación, como es en la etapa de adquisición de información, ya que se necesitó ver los hechos, acciones y problemas que poseía el paciente juntamente con el registro de ellos. En esta etapa se analizó el defecto congénito de brida amniótica que posee nuestro paciente tomando información valiosa para los procesos que se explicarán a continuación.

El método heurístico: Este método es usado al identificar el problema definiéndolo, es así que se elabora y ejecuta un plan para lograr la solución como que tipo de sensores usar y en qué lugar podremos censar dicha señal que accionará nuestra prótesis, además se usa este método para crear el dimensionamiento del prototipo por un proceso de escalamiento, así mismo en la selección de dispositivos que se usaron, las dimensiones que se necesitaron como: el costo de los mismos y finalmente ver y analizar la prótesis.

Finalmente, se aplicó el método experimental al momento de ejecutar las pruebas de funcionabilidad y análisis de resultados, se manipuló además variables expuestas por el investigador únicas de este caso permitiendo la comparación de los mismos para arrojar resultados.

#### **2.2 Etapas de desarrollo de una prótesis mioeléctrica**

Basando en las diferentes metodologías expuestas anteriormente, se definieron etapas de construcción donde se dará a conocer todos los pasos para la elaboración de este proyecto, detallando cada procedimiento para conseguir el resultado final.

### **2.2.1 Etapa de adquisición de datos**

Esta etapa se realizó al inicio de la creación de la prótesis mioeléctrica, se basó en el método inductivo para la ejecución del mismo, con fin de conocer nuestro sujeto de prueba, de esta manera poder adquirir la información necesaria para la creación de la prótesis mioeléctrica. Se establece a continuación los datos obtenidos y trabajados en esta etapa.

Se puede establecer que el paciente no presenta ninguna complicación en su extremidad superior derecha, datos que nos ayudará para basarnos en las medidas de esta extremidad, con la finalidad de crear una réplica hecho espejo para el diseño de su mano izquierda. Cabe destacar que el paciente presenta el defecto congénito de brida amniótica únicamente en su brazo izquierdo, las medidas antropomórficas se explicaran a continuación.

#### **2.2.1.1 Medidas antropomórficas de la mano derecha**

Para tomar las medidas antropomórficas de la mano derecha del paciente hay que tomar en consideración que posee un año de edad, es así que se tomó la mano del niño y se midieron las partes necesarias con un micrómetro digital, proceso realizado juntamente con la supervisión y ayuda de sus padres. (Ver Tabla 1-2).

**Tabla 1-2:** Medidas de la mano derecha del paciente

<b>Parte de la mano</b>	<b>Medida (mm)</b>
Dedo Pulgar	33,7
Dedo Índice	33,2
Dedo Medio	35,3
Dedo Anular	31,9
Dedo Meñique	28,8
Ancho de la palma	46,2
Largo de la palma	55,4
Largo de la palma hasta el final del dedo medio	94,5
Ancho de la muñeca	36
Largo de antebrazo	128,5

**Realizado por:** Tierra, A. 2017

### 2.2.1.2 Medidas antropomórficas de la extremidad superior izquierda

En esta extremidad se presenta el defecto congénito de brida amniótica y se tomaron las medidas necesarias para la realización del prototipo, este proceso se realizó bajo la supervisión y colaboración de sus padres. Las medidas se tomaron con un micrómetro digital (Ver Tabla 2-2).

**Tabla 2-2:** Medidas de la extremidad izquierda del paciente

Parte de la extremidad	Medida (mm)
Codo a muñón	64,9
Antebrazo	57,5
Diámetro del muñón	47,6

Realizado por: Tierra, A. 2017

Le denominamos muñón a la parte terminal del brazo izquierdo.

### 2.2.2 Etapa de interpretación de datos

Cada dato de la mano derecha nos servirá para realizar la relación entre la mano izquierda que deseamos realizar. Es decir con cada una de las medidas antropomórficas de la mano derecha será la medida que nosotros deseamos conseguir para nuestra prótesis.

De esta manera con su mano derecha realizaremos un espejo a la misma, para conseguir una mano izquierda de igual relación en medidas, consiguiendo una mano estéticamente correcta en longitud, teniendo la mano real proporcional a la prótesis.

#### 2.2.2.1 Uso de las piezas diseñadas por InMoov

Para la creación de la prótesis se usó el modelo de la mano diseñada por InMoov, esta mano se encuentra en la web con su código abierto, en la página principal se encuentra diseñado no solo una mano sino todo un esqueleto humano, estas piezas están diseñada con el dimensionamiento de una persona adulta.

Al momento que deseamos utilizar las mismas piezas pero con otras longitudes más pequeña realizamos un proceso de escalamiento, es aquí donde usamos el método heurístico explicado anteriormente, pues al conocer ya las medidas reales que deseamos para nuestra prótesis

elaboramos el plan de escalamiento, gracias a que en las impresoras 3D al momento de imprimir nos presenta una opción donde podemos variar la escala, con el fin de realizar las piezas más pequeñas, para este cambio de graduaciones existen dos formas.

Se puede variar la longitud de la pieza en los tres ejes en que se encuentra diseñada, como son los ejes x, y, z correspondientes a el largo, ancho y profundidad respectivamente, pero si modificamos las distancia en cada uno de estos ejes corremos el riesgo que al imprimir la mano las piezas no cuadrarán en el momento de ensamblarlas, así que procedemos a modificar la escala en un nivel porcentual, de esta forma variamos la longitud de la pieza en su totalidad, por consiguiente usaríamos una misma escala para imprimir las piezas del prototipo.

#### *2.2.2.2 Proceso de escalamiento de las piezas diseñadas por InMoov*

Procedemos a imprimir y ensamblar el dedo índice de InMoov (Ver Imagen 1-2), este solo será usado con fines de mediciones del largo de la pieza. Se escogió esta parte de la mano pues es la única figura que posee una estructura física en que apoyarse, esta simularía la palma de la mano así acertando más en nuestros valor de escalamiento. Los otros dedos no poseen partes de la palma de la mano y son independientes lo que nos daría más posibilidades de error ya que no tendríamos una base donde se genere el inicio del dedo.



**Figura 1-2:** Ensamblaje del dedo Índice InMoov

**Realizado por:** Tierra, A. 2017

Se tomó la medida del dedo índice impreso y ensamblado, dándonos una longitud de 94mm de largo (Ver Imagen 2-2).



**Figura 2-2:** Dedo índice InMoov

**Realizado por:** Tierra, A. 2017

Para obtener la medida de la nueva escala que deseamos imprimir, se toma a consideración nuestros datos obtenidos presentados en la Tabla 1-2, se realizó una regla de tres, tomando en consideración que la escala de impresión del 100 % es igual a la longitud de 94mm y relacionamos con la medida del dedo índice que es 33,2mm, a continuación se presenta el cálculo de la escala en que se imprimió todas las piezas de la mano izquierda InMoov.

$$\text{Escala de la mano y muñeca} = \frac{33,2\text{mm} * 100\%}{94\text{mm}} = 35,3 \%$$

Esta medida será usada en toda la impresión de la mano y muñeca, con la finalidad de que cada una de las piezas de las partes antes mencionadas encaje perfectamente en el proceso de armado de la estructura física de la prótesis mioeléctrica.

Para el antebrazo se tomó otra escala, porque al imprimir a una escala tan pequeña no tenemos acceso para la colocación de los servomotores en el antebrazo, se procedió a realizar un nuevo cálculo para estas piezas.

Con la escala de 35,3% tenemos una altura desde la base del antebrazo hasta su cierre de 25 mm, y los micro-servomotores tienen una altura de 35mm pero hay que considerar que el antebrazo tiene una figura ovalada así que aumentamos 5mm mas a esa altura dándonos una altura de 40mm para que los micro-servomotores puedan entrar y funcionar correctamente, es así que calculamos nuestra escala del antebrazo.

$$\text{Escala del antebrazo} = \frac{40\text{mm} * 35,3\%}{2,5\text{mm}} = 56,48 \%$$

Con esta escala de 56,48 imprimimos únicamente las piezas del antebrazo.

### ***2.2.3 Etapa de ensamblado, armado y desarrollo de la Prótesis Mioeléctrica***

En este ciclo se elabora la prótesis de manera física y funcional, teniendo en cuenta cada uno de los materiales y tipo de implementos que se usarán para el desarrollo de la misma. Se trabaja con el método heurístico mencionado anteriormente, pues al momento de identificar el problema y conociendo ya las medidas que usaremos para la elaboración del prototipo creamos un nuevo plan para el ensamblaje del mismo. Algunas de estas etapas poseen diferentes procedimientos es por ello que se separaron los procesos de ensamblaje, para un mejor análisis final sin mezclar o depender del proceso anterior.

## **2.3 Ensamblaje de la Prótesis Mioeléctrica**

Se explica a continuación la etapa del armado físico de la estructura del prototipo, es aquí donde se analiza que material se usó para la estructura 3D que posee el prototipo, además se especifica los pasos que se siguieron para conseguir la prótesis final. La prótesis se separó en dos estructuras específicas como son su estructura física y el acoplamiento mecánico para el movimiento de la misma.

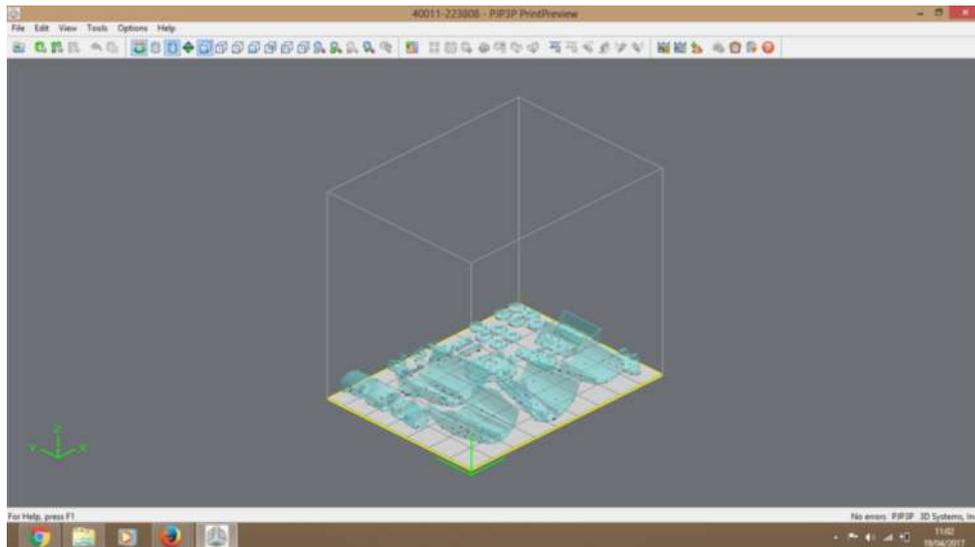
### ***2.3.1 Armado de la estructura física de la Prótesis Mioeléctrica***

En esta etapa podemos definir dos partes del ensamblaje físico como son: la parte de la mano y el antebrazo de la prótesis mioeléctrica.

#### ***2.3.1.1 Armado de la mano de la Prótesis Mioeléctrica.***

Estas piezas serán impresas en ABS porque el material es sumamente resistente, soporta impactos además tolera altas y bajas temperaturas, siendo este un material ideal para la mano, pues es la que realiza una gran variedad de actividades.

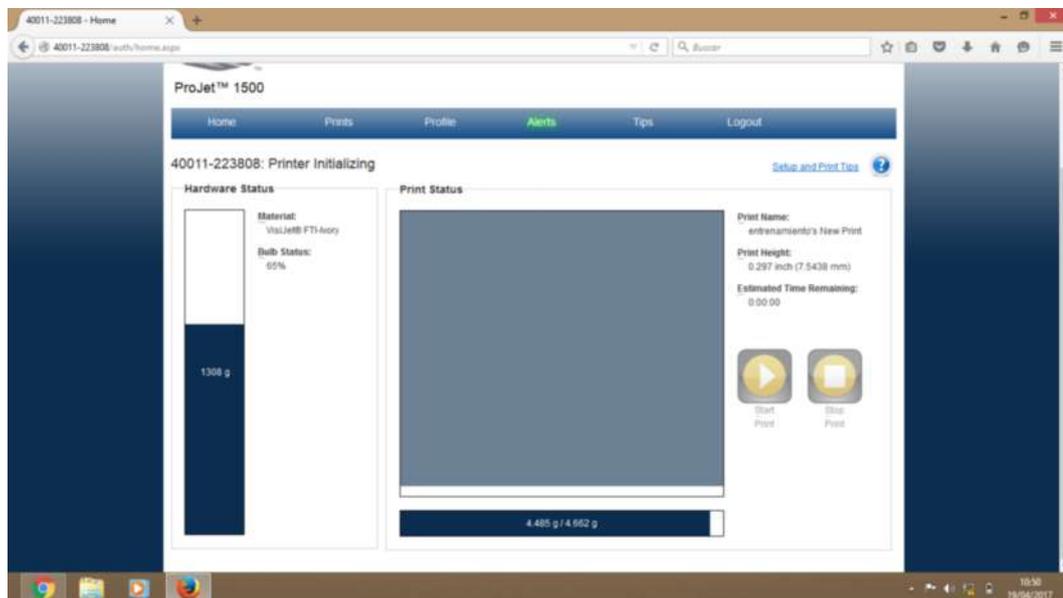
Se procede primero a descargar las piezas que corresponden a la mano y muñeca en el programa correspondiente a la impresora, al momento de añadir cada una de las piezas en la bandeja de impresión se le modifica su escala porcentual reduciéndola e imprimiendo al 35,3% cada pieza correspondiente a este proceso, pasamos a ordenar cada uno de estos diseños en el plato de impresión (Ver Figura 3-2).



**Figura 3-2:** Prótesis Mioeléctrica, Piezas muñeca escala 35,3%

Realizado por: Tierra, A. 2017

Este tipo de impresora que se utilizó se conectaba a la computadora por un cable de red y a través de una dirección IP perteneciente a esta se lograba la comunicación entre estas dos máquinas, finalmente después de lograr la conexión se procede a la impresión (Ver imagen 4-2)



**Figura 4-2:** Impresión, Software de la impresora Project 1500

Realizado por: Tierra, A. 2017

Dependiendo del número de piezas en el plato este se tardaba más por la calidad que esta impresora poseía (Ver Figura 5-2).



**Figura 5-2:** Impresión física, impresora Project 1500

**Realizado por:** Tierra, A. 2017

Al finalizar la impresora con el proceso se despliega la bandeja que contiene nuestras piezas, es recomendable que todo el proceso de impresión se use mascarilla pues el ABS desprende contaminación química hasta su solidificación.

A la bandeja con nuestras piezas se le limpia todos los restantes de material y excesos con alcohol, se debe limpiar cada uno de los orificios para no tener complicación, posteriormente se le lava con agua y para culminar se seca la base por 20 minutos en un horno controlado o al aire libre (Ver Figura 6-2). Todo este proceso se llevó a cabo en el laboratorio de Prototipado de la Escuela de Mecánica de la ESPOCH.



**Figura 6-2:** Piezas mano, muñeca tratadas después de salir de la impresora 3D de ABS

**Realizado por:** Tierra, A. 2017

Las piezas muestran un color rojizo por la exposición al sol para que sean secadas del alcohol y de su propio material de composición, pero con el pasar de los días estas se van a tomar su color natural. Continuamos cortando cada una de las piezas de la base o piso que realiza la impresora (Ver Figura 7-2).



**Figura 7-2:** Piezas de mano de ABS, proceso de corte de la base

Realizado por: Tierra, A. 2017

Como se puede apreciar en la figura 7-2 existen unas columnas en las piezas, están son creadas por la impresora con la finalidad de crear un mejor diseño, son la base en la estructura de la figura. Al ser piezas creadas en ABS se las puede pulir, perforar o limar pero con las debidas precauciones, como es uso de mascarillas, al tratar las piezas estas quedan ya con un acabado lizo propio del material (Ver figura 8-2).

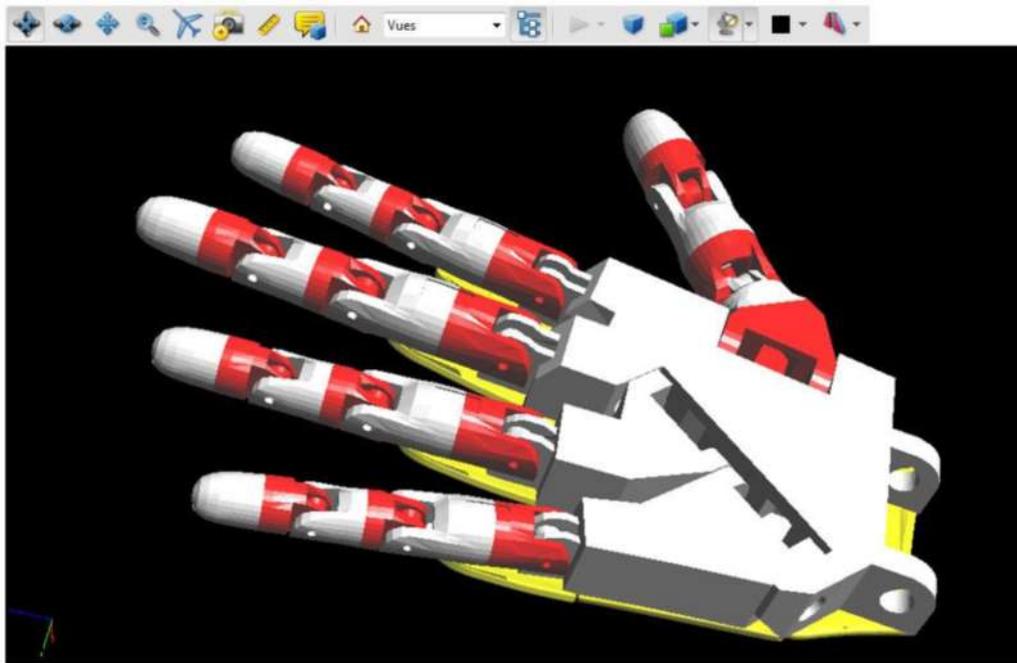


**Figura 8-2:** Piezas de mano de ABS, Proceso de pulido independiente

Realizado por: Tierra, A. 2017

Después de tener cada una de las piezas ya cortadas y tratadas. Se separó independientemente cada una con finalidad de no confundir procedimientos. A estas piezas se limpió, pues el ABS después de pasar el proceso de secado y luego pulido desprende mucho material del que está constituido.

Se observó que por realizar el proceso de escalamiento las piezas en 35,3% de su tamaño natural, se notó la pérdida de muchas de sus características en diseño, es decir salían sin agujeros para los tornillos, sin el orificio del control del cable para el proceso mecánico, es por esta razón que todas las piezas pasan por un proceso de rediseño manual. Basándonos en las piezas en Solidwork se va moldeando las partes que se perdieron en la impresión (Ver Figura 9-2).



**Figura 9-2:** Piezas de los dedos y mano InMoov

Fuente: <http://inmoov.fr>

Primero se trabajó con las piezas de los dedos y la muñeca, los dedos índices, medio, anular y meñique poseen 6 piezas, todas estas piezas salieron sin sus orificios de los tornillos para su unión y sin el agujero por donde pasa el cable para el control del movimiento del mismo, es así que se realizó estas formas faltantes en cada uno de ellos, en dedo pulgar solo faltaban los orificios para la colocación de los tornillos este dedo solo posee 4 piezas (Ver Figura 10-2).



**Figura 10-2:** Piezas de los dedos y mano impresas a una escala 35,3%

**Realizado por:** Tierra, A. 2017

Las piezas de los dedos se pegaron con epoxi que una resina capaz de pegar hasta tuberías de la casa, con la finalidad de unir de mejor manera las mismas, y no se usó tornillos pues los orificios son muy pequeños y con los tornillos estos limitaban el movimiento, es así que uso filamento de PLA para hacer de tornillos derritiendo cada uno de sus extremos para que se adhiera a la mano (Ver Figura 11-2).



**Figura 11-2:** Mano de la Prótesis Mioeléctrica

**Realizado por:** Tierra, A. 2017

En la parte de la muñeca no poseía ningún orificio por donde pasaran los cables que accionarían el mecanismo de abrir y cerrar a mano por lo que se usó un taladro y una aguja caliente para hacer esos orificios pues eran espacios demasiado pequeños.

La mano funciona con el mecanismo de tirones, al jalar un cable este producirá que se contraiga el dedo, y si se jala para el otro sentido este producirá su retroceso. De esta manera podremos

controlar el movimiento que el niño cierre y abra la mano. Se usó en este caso hilos nylon de pesca de 0,18mm que soporta 4.09 Kg o 9 libras de peso (Ver Figura 12-2). Finalmente se unió la mano a su muñeca para la construcción final. La muñeca fue pegada a la mano con epoxi.

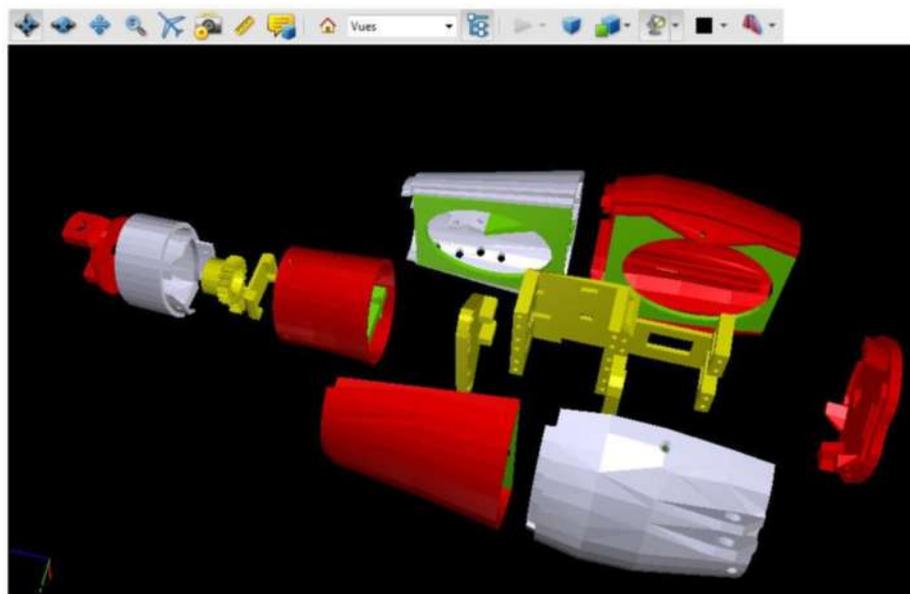


**Figura 12-2:** Mano de la Prótesis Mioeléctrica,  
Hilos de pesca

Realizado por: Tierra, A. 2017

#### *2.3.1.2 Armado del antebrazo de la Prótesis Mioeléctrica.*

El antebrazo consta de 4 piezas las cuales fueron impresas a una escala de 56,48% de su tamaño original (Ver Imagen 13-2).



**Figura 13-2:** Piezas del antebrazo, InMoov

Fuente: <http://inmoov.fr>

Estas piezas se imprimieron con PLA, con la finalidad que sea más liviana nuestra prótesis y más amigable con el medio ambiente, como se explicó anteriormente se escogió este material por las características que este material representa (Ver Figura 14-2). Esta impresión se llevó a cabo en el centro de investigación GIEBI.



**Figura 14-2:** Impresión del antebrazo PLA

Realizado por: Tierra, A. 2017

Al momento de tener las piezas estas fueron lijadas levemente para que tenga una textura más liza, posteriormente se trató manualmente la parte interna del antebrazo limando todo su contorno pues estas ya no nos servirían, ya que necesitamos el espacio suficiente para colocar los motores que accionarán la prótesis. Además se fijó de mejor manera las piezas del antebrazo con tornillos de 1mm de diámetro proceso que también se realizó con la muñeca (Ver Figura 15.2).



**Figura 15-2:** Antebrazo y muñeca

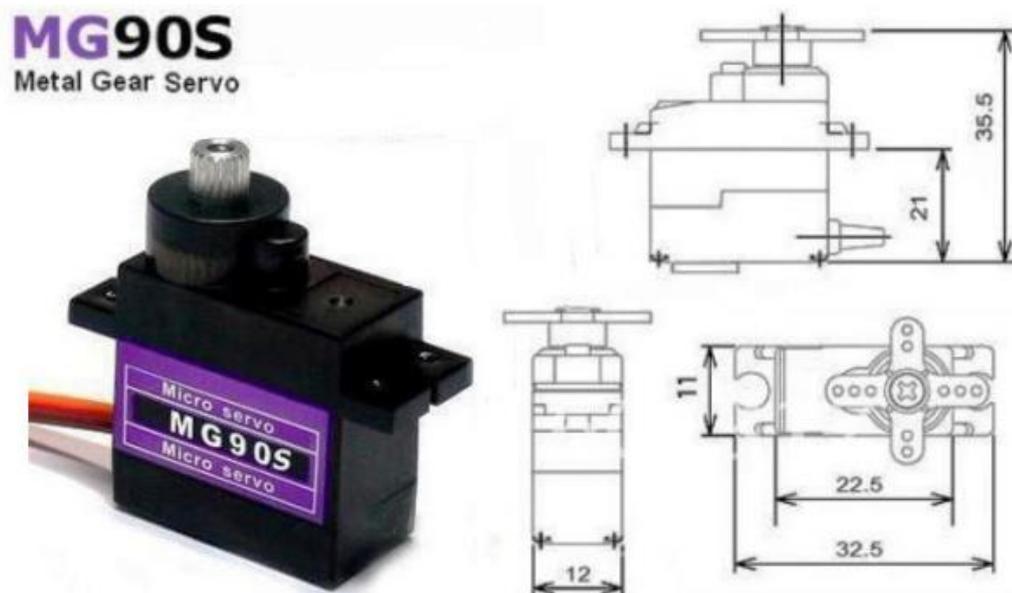
Realizado por: Tierra, A. 2017

Las dos piezas restantes del antebrazo se unieron por medio del calentamiento del filamentos de PLA, así formamos una material líquido que unirá inmediatamente cabe recalcar que el Pla reacciona como si fuera un plástico.

### 2.3.2 Acoplamiento mecánico para el movimiento de la Prótesis Mioeléctrica

En esta etapa del proceso de desarrollo de la prótesis mioeléctrica, se arma la parte mecánica que dará el funcionamiento a la misma.

Para ello primero se acoplaron micro servos MG90S en el antebrazo de la prótesis. Se usaron este tipo de motores por varias características esenciales una de ellas su tamaño, pues recordemos que es una prótesis para un niño de un año de edad, así que los motores que darán el movimiento a los dedos de la mano deben ser pequeños. Los microservos poseen una altura de 35,5 mm dato importante porque nuestra prótesis tiene 40mm de altura en el espacio del antebrazo (Ver Figura 16-2).



**Figura 16-2:** Micro servo MG90S

**Fuente:** <https://engineering.tamu.edu/media/4247823/ds-servo-mg90s.pdf>

El ancho de los micro servos son de 12mm como se muestra en la figura 16-2 y la prótesis tiene 55mm de ancho en la parte más grande del antebrazo, pero al ser semejante a un brazo humano es de forma ovalada, así que únicamente se pueden colocar 3 micro servos con libertad de movimiento cada uno, se aplica este principio con la finalidad de no tener errores o rozamientos del hilo cuando quiera producir un movimiento. Los motores fueron pegados al antebrazo con

epoxi haciéndole una base con esta resina para que se adhiera de mejor manera al prototipo (Ver Figura 17-2).



**Figura 17-2:** Micro servos MG90S unidos al antebrazo

Realizado por: Tierra, A. 2017

Estos microservos no solo se usaron por el tamaño que estos poseen, sino también por otras características como su conjunto de engranajes metálicos que le dan más fuerza y soporte de peso a la hora de ejecutar un movimiento, estas características se presentarán a continuación en la siguiente tabla (Ver Tabla 3-2):

**Tabla 3-2:** Características del micro servos MG90S

Características	Valor
Voltaje de operación:	4.8 V a 6 V
Velocidad de operación:	0.1 s/60° (4.8 V), 0.08 s/60° (6 V)
Torque detenido:	1.8 kgf·cm (4.8 V), 2.2 kgf·cm (6 V)
Peso ligero:	13.4 g
Largo del cable:	25 cm
Largo	22.5 mm
Ancho	12 mm
Altura	35.5 mm

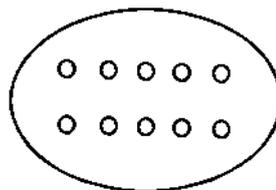
Realizado por: Tierra, A. 2017

La mano de la prótesis mioeléctrica posee dos hilos nylon por dedo, un hilo para el cierre del dedo y otro para la apertura del mismo. Al poseer tres motores la conexión de los cables que moverá la mano será: un motor moverá independiente el dedo pulgar, el segundo motor moverá al dedo índice y el dedo del medio, finalmente el tercer motor moverá a los dedos anular y meñique.

Estos hilos al ser 10 en total se corre un riesgo que se pueden enredar y al ser necesarios que estos sean independientes para asegurar un correcto movimiento se creó dos piezas nueva, una para la muñeca y otra para el antebrazo. Estas piezas poseen agujeros que separan a los cables que vienen de la mano a la muñeca y de la muñeca a la mano.

Estas piezas fueron realizadas a base de porcelana fría, ya que las los agujeros para que pasen los hilos de nylon son de 0,18mm ese rango es demasiado pequeño para una impresora 3D, por tal motivo que se procedió hacerlas manualmente, a continuación se presentarán los esquemas de dichas piezas con las especificaciones de cada una de ellas.

Esquema de la pieza colocada en la unión de la mano y la muñeca, esta pieza se creó para una distribución ordenada y uniforme de cada dedo de la mano dirigido a la muñeca. Los hilos que generan el movimiento de apertura de la mano pasan por los agujeros que se encuentran en la parte superior y los hilos que generan el movimiento de cierre de la mano pasan por los agujeros que se encuentran en la parte inferior (Ver Figura 18-2).



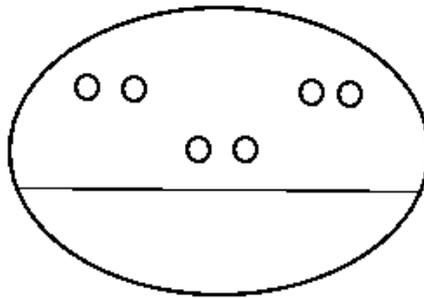
**Figura 18-2:** Pieza unión mano-muñeca

**Realizado por:** Tierra, A. 2017

Los agujeros por donde pasarán los hilos fueron realizados con una aguja que poseía un diámetro de 0.2mm. La pieza fue pegada en la intersección de la mano y el antebrazo con la resina epoxi.

Esquema de la pieza colocada en el antebrazo: Esta pieza se creó para separar los hilos provenientes de la muñeca hacia los motores, para esto se separó en tres grupos cada uno con dos

orificios, con la finalidad de ordenarlos hacia la distribución y unión de ellos con los microservos. (Ver Figura 19-2).



**Figura 19-2:** Pieza separación, antebrazo

**Realizado por:** Tierra, A. 2017

Esta pieza posee además una base para ser sujeta con la pieza del antebrazo, y la misma se pegó con epoxi y se atornillo por la parte inferior, para así poseer un mejor soporte y agarre (Ver Figura 20-2).



**Figura 20-2:** Incorporación de la pieza de separación de hilos del antebrazo

**Realizado por:** Tierra, A. 2017

En el primer grupo de orificios se pasó los hilos del dedo pulgar, en el segundo grupo se pasó los hilos del dedo índice y del dedo medio, para culminar en el tercer grupo de paso los hilos del dedo anular y meñique. Se realizó una distribución de dos agujeros por grupo pues son dos hilos que controlarán el movimiento, en el orificio de la izquierda se pasarán los hilos que produzcan el

movimiento de tensión del dedo, y en el agujero de la izquierda se pasó los hilos que generará el cierre del dedo.

Para ajustar los hilos a los micro servos es necesario incorporar los acoples respectivos para cada motor. Es necesario programar a cada micro servo en un ángulo de referencia para saber en qué dirección está orientada y trabajar en base de ese ángulo. Primero se ajustó los motores en la prótesis para posteriormente colocar los acoples, se ubicó los motores con un ángulo en el cual puedan estar estirados los hilos de tal manera que la mano permanezca abierta. Finalmente se ajustó cada uno de los hilos que vienen del separador del antebrazo ya ordenados para su posterior movimiento (Ver Figura 21-2).



**Figura 21-2:** Prótesis de brazo izquierdo, incorporado los motores e hilos de nylon

**Realizado por:** Tierra, A. 2017

Es así que para abrir la mano posee cada servomotor un ángulo de 90 grados y para cerrar la mano 180 grados respectivamente. Para mejorar el movimiento se agregaron resortes para simular los tendones de esta forma tener una mejor movilidad a la hora de cerrar la mano (Ver Figura 22-2).



**Figura 22-2:** Resortes simulación de tendones

**Realizado por:** Tierra, A. 2017

Para una mejor visualización estética de la mano y en sí de la prótesis se agregó una pieza para esconder los tendones antes mencionados (Ver Figura 23-2).



**Figura 23-2:** Prótesis Mioeléctrica modelo final

**Realizado por:** Tierra, A. 2017

## 2.4 Diseño electrónico de la Prótesis Mioeléctrica

Una vez ya terminada la estructura de la prótesis se procedió a realizar la parte electrónica, esta parte es la que controla el funcionamiento y accionamiento de la misma, para esta etapa se he dividido por secciones dependiendo de la función que esta ejecuta en el prototipo.

### 2.4.1 Implementación y acoplamiento del sensor muscular MyoWare.

Se utilizó el sensor MyoWare, este se acopló de mejor manera a nuestro proyecto a continuación se presentara las cualidades y la implementación de este sensor.

#### 2.4.1.1 Descripción y características

El sensor muscular MyoWare aparte de que este realice la función de EMG que es decir medir la actividad muscular por medio del potencial eléctrico generado por las células musculares, este puede amplificar y procesar la señal muscular transformándola en una seña fácil de tratar, pues nos da una señal analógica simple que posteriormente será leída por nuestro microcontrolador,

esta amplificación puede ser variada por la ganancia, que ya contiene el sensor pudiendo alterar la sensibilidad del mismo.

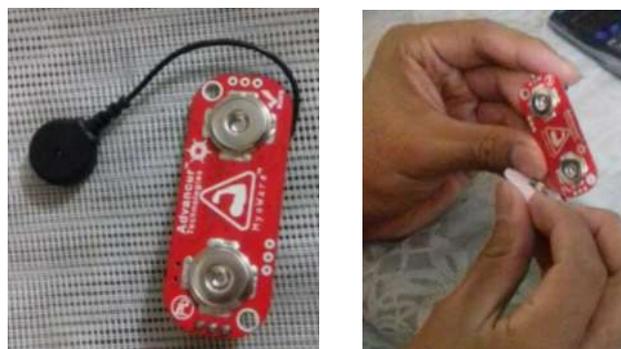
Esta nueva incorporación que nos da el sensor es vital para este proyecto, pues nuestro sujeto de prueba al tener un año de edad genera una señal muscular muy baja, pero al momento que alteramos la ganancia esta señal se convierte en una señal de simple interpretación, es así que mientras el músculo de accionamiento sea contraído el voltaje de salida del sensor aumentará. Esta relación entre el voltaje de salida y la actividad muscular son ajustables por el potenciómetro de ganancia incorporado en el sensor (Ver Figura 24-2).



**Figura 24-2:** Sensor MyoWare

**Realizado por:** Tierra, A. 2017

Su alimentación es de 5 voltios y no necesita un suministro de voltaje negativo, posee una protección de potencia inversa que le cuida de voltajes negativos a la hora de ejecutar la amplificación, posee un interruptor para su accionamiento, indicadores leds que se activan a la hora que cense el accionamiento de un músculo, este tipo de sensor además posee conectores snap para facilitar la colocación y separación de los electrodos que se adhieren a la piel (Ver Figura 25-2), en si son dos electrodos que se encuentran en la placa del sensor y otro conectado fuera de la placa pues es nos otorgará la señal de referencia.



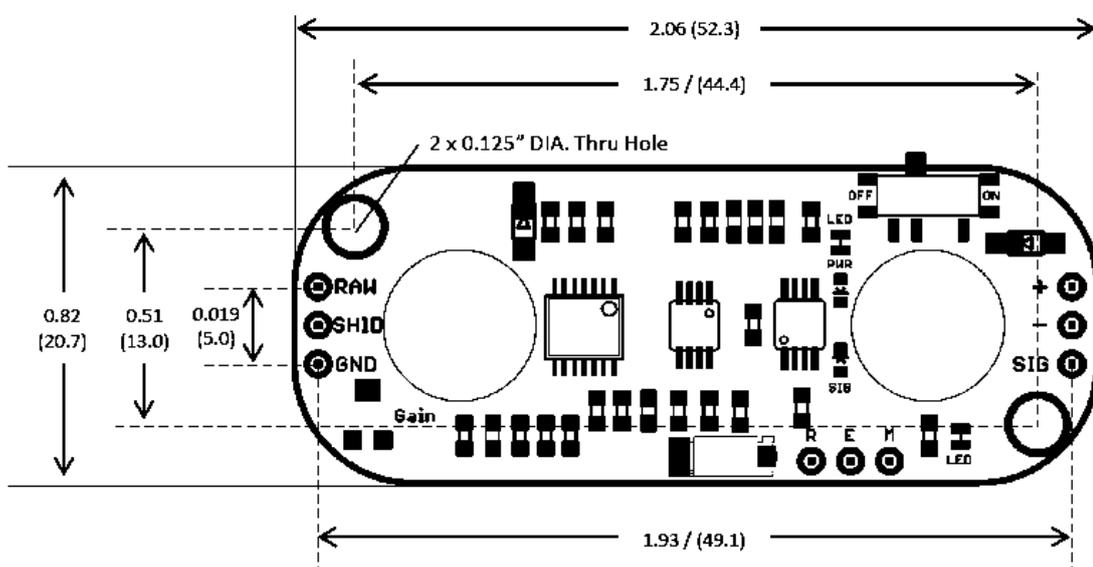
**Figura 25-2:** Acoples snap de sensor MyoWare

**Realizado por:** Tierra, A. 2017

Hay una amplia gama de sensores musculares, pero se utilizó el sensor MyoWare en esta prótesis, porque aparte de que es un prototipo funcional también posee un bajo costo, este sensor se encuentra en el mercado a un precio de 37,95 dólares. Así que se optó por el uso de este sensor.

#### 2.4.1.2 Dimensionamiento

Nuestro paciente al ser menor edad se necesitó buscar un sensor pequeño que se acople a él, por tal motivo se escoge este sensor de dimensionamiento, con un largo de 52,3 mm y un ancho de 20,7 mm (Ver Figura 26-2).



**Figura 26-2:** Dimensiones sensor MyoWare

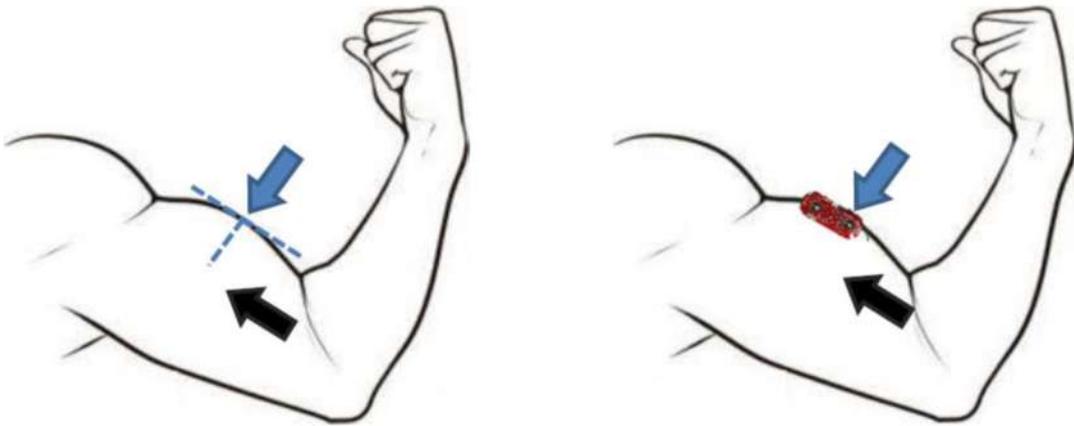
Fuente: [https://www.pololu.com/file/download/AT-04-001.pdf?file\\_id=0J1068](https://www.pololu.com/file/download/AT-04-001.pdf?file_id=0J1068)

#### 2.4.1.3 Acoplamiento al paciente

Para esta etapa se usó el método inductivo con el fin de observar a nuestro paciente y conocer cada uno de los factores a intervenir como el músculo con cual trabajar. El paciente realiza terapias físicas en su músculo bíceps es por tal motivo que este músculo será el que ponga en accionamiento nuestra prótesis mioeléctrica es decir nuestro sensor que tomará la señal muscular está colocado en el mismo.

El sensor se tiene que colocar de manera perpendicular con el interior del músculo bíceps, es decir formando un ángulo recto entre el sensor colocado en la superficie de la piel y el interior del

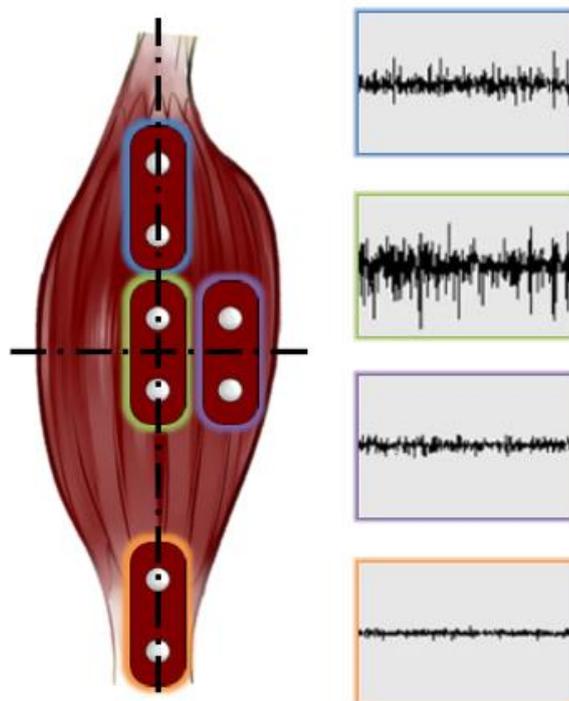
mismo, siendo nuestro plano el sensor y nuestra línea perpendicular el musculo de accionamiento (Ver Figura 27-2).



**Figura 27-2:** Colocación del sensor MyoWare en el músculo bíceps

Fuente: [https://www.pololu.com/file/download/AT-04-001.pdf?file\\_id=0J1068](https://www.pololu.com/file/download/AT-04-001.pdf?file_id=0J1068)

La colocación del sensor es muy importante porque esta es la señal de accionamiento a nuestra prótesis, y la señal que va gobernar el movimiento de la misma, esta tiene que ser clara para poderla procesar, es por eso que tiene relación donde se coloca el sensor pues dependiendo del lugar que cense la señal será más fuerte y clara (Ver Figura 28-2).



**Figura 28-2:** Colocación del sensor MyoWare gráficas

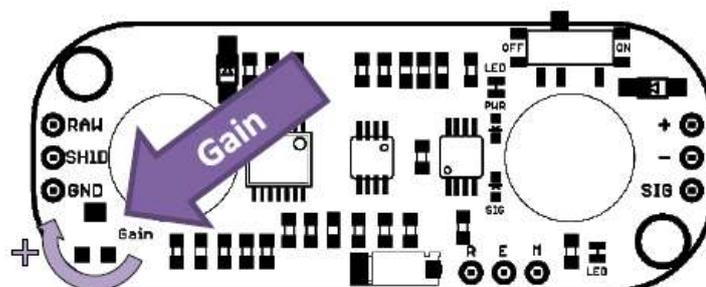
Fuente: [https://www.pololu.com/file/download/AT-04-001.pdf?file\\_id=0J1068](https://www.pololu.com/file/download/AT-04-001.pdf?file_id=0J1068)

Como podemos observar en la figura 27-2 tenemos las gráficas de la señal EMG que posee el sensor relacionadas con diferentes posiciones de colocación del mismo. Vemos de varios colores el sensor distribuido por diferentes lugares del músculo y del mismo color un recuadro con su respectiva gráfica. Podemos concluir que el sensor colocado en el intermedio del músculo explicado anteriormente, nos origina una mejor señal para poder procesarla. Las otras señales podrán ser mejoradas variando la ganancia del sensor haciéndole más sensible, pero en nuestro caso es recomendable colocarle el sensor en la totalidad del músculo bíceps porque está aún en el proceso de desarrollo, ya que nuestro paciente posee una temprana edad.

Es así que la intensidad de la señal posee una relación entre la posición y ubicación de los electrodos del sensor con la orientación de las fibras musculares es colocado el sensor. Pues si el sensor se coloca en otras posiciones esta reducirá la fuerza y la calidad de la señal, por no estar en máximo contacto con la totalidad del músculo y solo evalúa una parte de él. El sensor posee dos electrodos colocados en la placa que censarán el músculo en concreto y en la parte exterior de la placa se encuentra un tercer electrodo el cual nos sirve como referencia, este último electrodo se tiene que colocar donde se termine el músculo.

#### 2.4.1.4 Conexión eléctrica

El sensor para su correcto funcionamiento puede ser alimentado con un voltaje mínimo de 2.9 voltios (V) y un voltaje máximo de 5.7 voltios (V), los puertos de alimentación se encuentran en la parte derecha del sensor con los símbolos de “+” y “-“ como se puede observar en la figura 28-2, dependiendo del voltaje ingresado para el funcionamiento del sensor, se obtendrá la salida que este nos puede otorgar es decir, si se inyecta 5V de alimentación y el este censa a un músculo podremos tener un máximo de 5V en la señal de salida, es decir la salida de la señal puede ser igual de alta como la tensión de alimentación por tal motivo se debe tener cuidado con la polarización del sensor para que exceda la señal salida al resto del sistema que se implemente.



**Figura 29-2:** Descripción del sensor MyoWare alimentación y ganancia

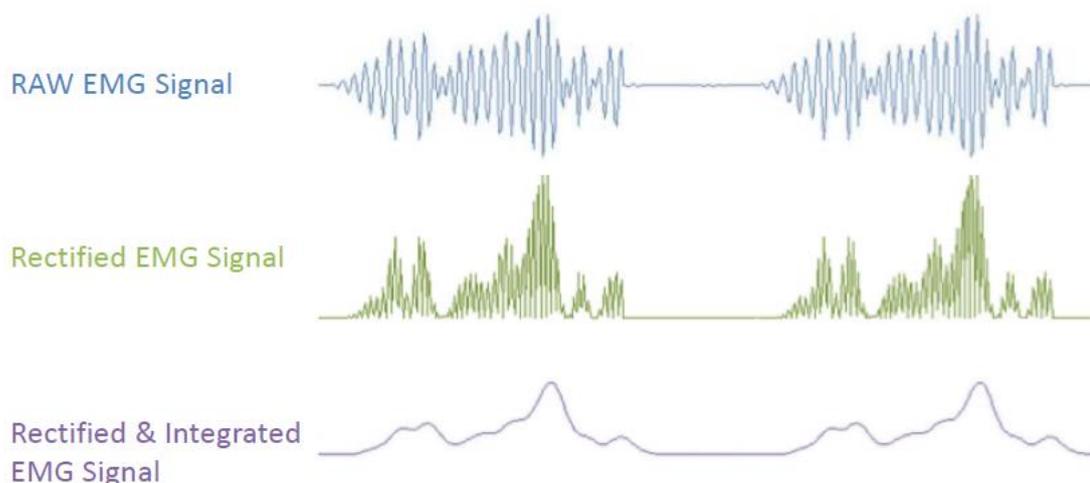
Fuente: [https://www.pololu.com/file/download/AT-04-001.pdf?file\\_id=0J1068](https://www.pololu.com/file/download/AT-04-001.pdf?file_id=0J1068)

Una de las maneras de controlar la tensión de salida del sensor es variando la ganancia (Ver Figura 29-2), este es un potenciómetro de precisión con un valor mínimo de 0,01 ohmios ( $\Omega$ ) y un valor máximo de 100 kilo-ohmios ( $k\Omega$ ), es aquí donde se aplica el método heurístico para establecer un plan de solución, que es aumentar o disminuir el valor de nuestra señal de salida es así que posteriormente se aplica el método experimental, colocamos el sensor a nuestro paciente lo accionamos y vemos cuanto necesitamos de ganancia para que este se accione al momento de que el paciente flexione el musculo dándonos como resultado 5 kilo-ohmios ( $k\Omega$ ) en la ganancia, es decir el 5% de ella, la señal de salida de nuestro sensor se encuentra en el lado derecho del sensor en la mitad debajo de la polarización del mismo (Ver Figura 29-2).

La ganancia se puede aumentar girando el potenciómetro en sentido anti-horario y es disminuida girándolo opuestamente es decir al lado horario este se encuentra en la lado inferior izquierdo del sensor (Ver Figura 29-2).

#### 2.4.1.5 Tipo de señal del sensor

La señal de salida que ofrece el sensor MyoWare está diseñada para trabajar directamente con el microcontrolador, porque es una señal ya amplificada, rectificadora e integrada, de esta forma con esta señal se puede trabajar directamente. Esta es una de las mayores cualidades que posee este sensor pues no solo nos genera una señal RAW EMG es decir una señal de origen o señal electromiográfica pura, esta señal es tratada y rectificadora para eliminar los valores negativos de la misma, además de todo es integrada para eliminar el error o perturbaciones que se puede tener en el exterior (Ver Figura 230-2), de esta manera se genera una mejor señal.



**Figura 30-2:** Diferencia de señales electromiográficas o EMG.

Fuente: [https://www.pololu.com/file/download/AT-04-001.pdf?file\\_id=0J1068](https://www.pololu.com/file/download/AT-04-001.pdf?file_id=0J1068)

Así la señal de salida del sensor es idónea para trabajar directamente con el microcontrolador, el pico más alto de la señal vendrá dado por el valor de entrada de polarización del sensor. Posteriormente en la unción de la señal del sensor con el microcontrolador se realizará el procesamiento de la señal con la finalidad de controlar el accionamiento de la prótesis.

#### **2.4.2 Microcontrolador Mini Maestro Servocontrolador USB de 12 canales**

Se usó este tipo de microcontrolador por el control que se realiza a los motores para el accionamiento de la prótesis, además por el control que nos ofrece a la señal del sensor MyoWare.

##### **2.4.2.1 Características del Mini Maestro Servocontrolador USB de 12 canales**

Este es un controlador de servomotores los cuales darán el movimiento de la mano de nuestra prótesis, por medio de entradas analógicas que nos otorga la señal de salida del sensor MyoWare. La velocidad de respuesta es de 200 nanosegundos (ns) con un alto rendimiento mecánico y electrónico, pues aseguran la corriente necesaria para cada uno de los tres motores como el trabajo electrónico que necesitan ellos para moverse en los diferentes ángulos según la señal que nos otorga el sensor.

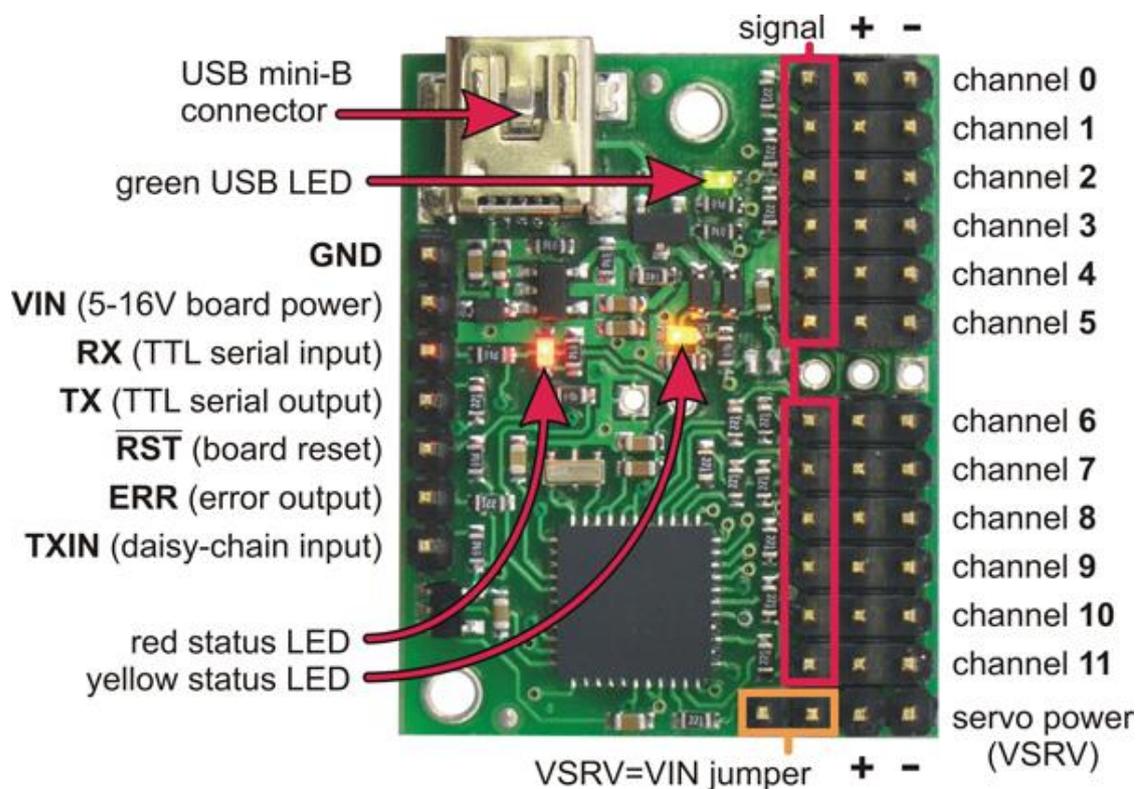
Este tipo de controlador posee un puerto USB para la comunicación (Ver Figura 30-2) y programación por medio de la computadora. Posee además un tamaño muy reducido, su precio es de 29,95 dólares, entre otras características que se explicarán a continuación en la tabla 4-2.

**Tabla 4-2:** Características del Mini Maestro Servocontrolador USB de 12 canales

<b>Características</b>	<b>Valor</b>
Canales:	12
Canales de entrada analógica	12
Canales de entrada digital	0
Ancho	2,79 cm
Longitud	3,61 cm
Peso	4,2 g
Tamaño del script	8 KB

Realizado por: Tierra, A. 2017

Posee además leds indicadores de color verde, amarillo y rojo (Ver Figura 30-2), el primero indica si se genera una conexión con la computadora, el segundo que hay un error en la transmisión y el tercero nos indica que está en un proceso listo para la transmisión de datos a los motores. Al poseer 12 canales podemos usarlos como entradas o salidas de datos, se usó el canal 0 para la entrada analógica del sensor y el canal 1, 2 y 3 como salidas a los motores (Ver Figura 31-2).

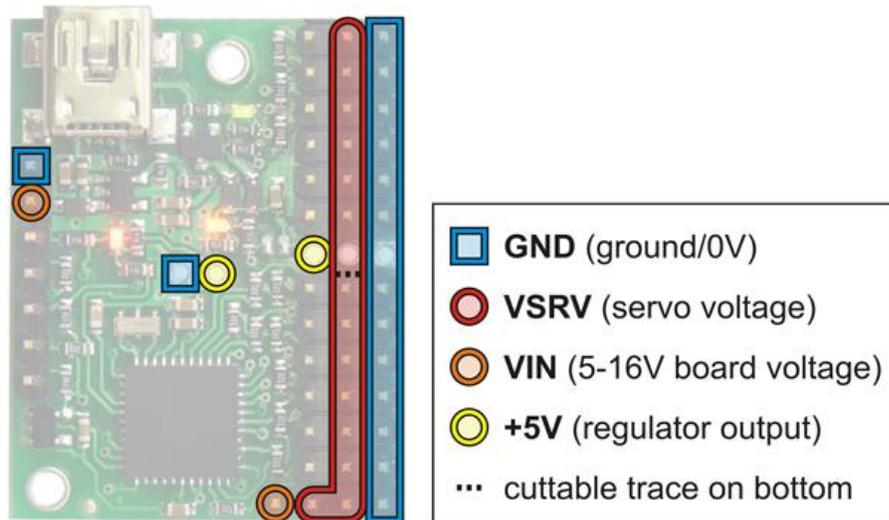


**Figura 31-2:** Partes del Mini Maestro Servocontrolador USB de 12 canales

Fuente: <https://www.pololu.com/product/1352>

Cuando se realice la programación respectiva y se necesita la independencia del controlador sin el uso de la computadora se polariza el controlador en los pines de “servo power”, además se necesita puentear los pines que se encuentran en el recuadro de color naranja, que unirán la fuente de voltaje que es de 5 voltios (V) a 1 amperio (A), juntare la parte de alimentación de los mores con la circuitería interna del integrado del microcontrolador, y la señal tanto de ingreso de datos como es el del sensor y salida como los ángulos de movimiento de los motores se encuentran en los pines marcados con recuadro color rojo (Ver Figura 32-2).

Este controlador nos ayuda a distribuir la misma cantidad de corriente a todos los motores, se tendrá en cuenta que la fuente de alimentación se distribuirá de igual manera a todos los motores como para el sensor (Ver Figura 32-2). Puede trabajar con un rango de 5 a 16 voltios (V), pero como la misma fuente será distribuida para el sensor todo el circuito funciona a 5 voltios.



**Figura 31-2:** Polarización del Mini Maestro Servocontrolador USB de 12 canales

Fuente: <https://www.pololu.com/product/1352>

#### 2.4.2.2 Método de programación del microcontrolador

Dentro de la placa existe un PIC18F4550 pero este controlador ya remite un lenguaje propio para la programación, se puede trabajar en dos áreas una de ellas es el área en pantalla de tiempo real, reacción y depuración donde se puede monitorear las acciones del programa y otra en la creación de un script.

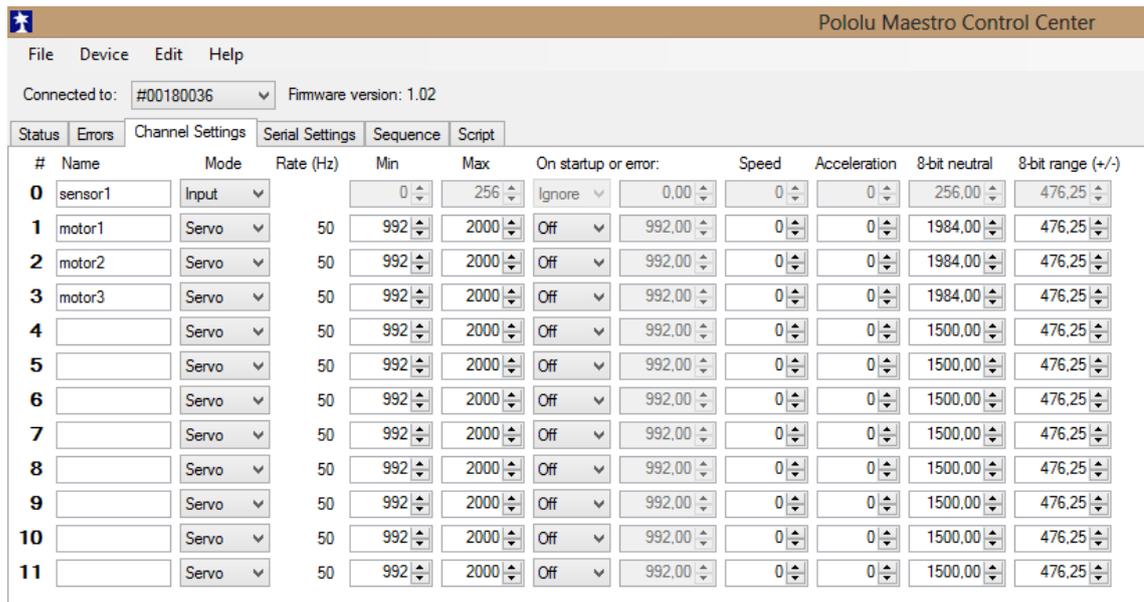
Primero se procede a comprobar la conexión del microcontrolador en “Connected to” debemos desplegar el número de controlador que poseemos (Ver Figura 33-2). Para la comprobación de accionamiento nos fijamos que se encuentre encendido el led de color verde.

Segundo colocamos el nombre a las entradas y salidas de datos que vamos a poseer colocando además el modo en que serán interpretadas por el controlador, definimos como sensor 1 como entrada “Input” y motor1, motor2 y motor3 como “Servo” están serán las salidas de nuestro sistema (Ver Figura 33-2), este programa ya interpreta como salidas al definirlo con la palabra Servo así enviará grados de movimiento a esta canal ya definido, se resume en la tabla 5-2.

**Tabla 5-2:** Tipo de datos en el controlador

Canal del controlador	Nombre	Mode (Tipo de dato)
0	sensor1	Input
1	motor1	Servo
2	motor2	Servo
3	motor3	Servo

Realizado por: Tierra, A. 2017



**Figura 33-2:** Guide de Polulu, programa inicial ajuste de canales

Fuente: <https://www.pololu.com/product/1352>

En esta pantalla mostrada en la figura 33-2 se trabajó en tiempo real definiendo así ya los valores que va tomar nuestros servomotores dando como resultado los valores mostrados en la tabla6-2.

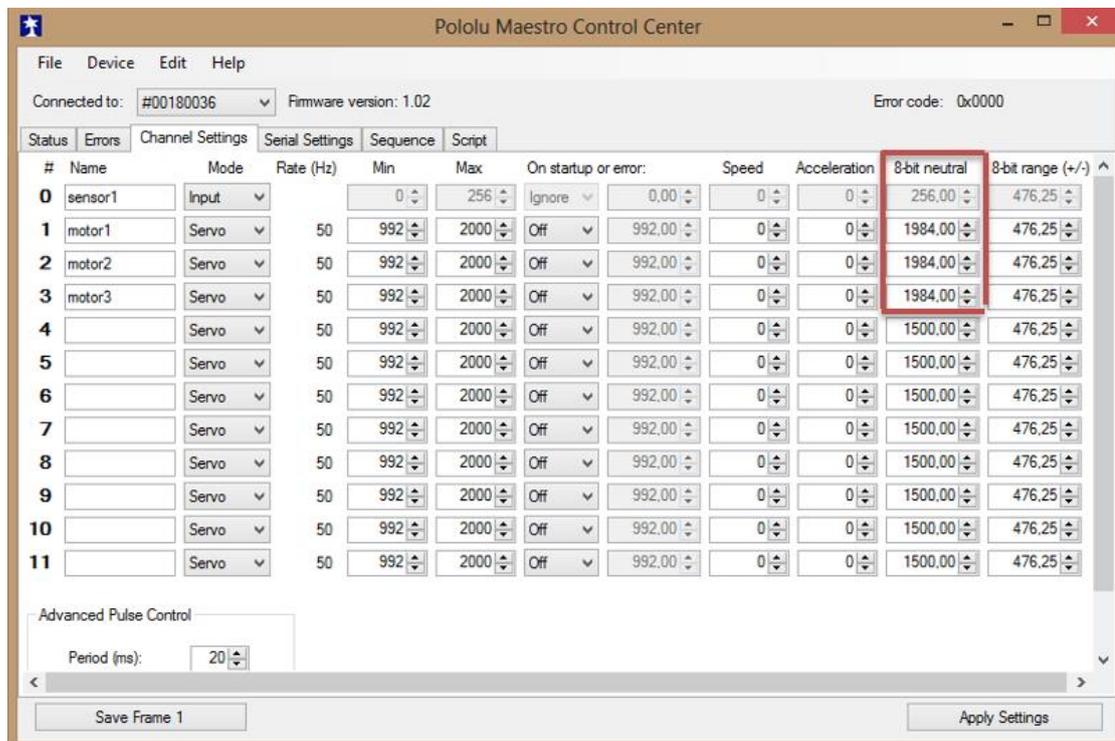
**Tabla 6-2:** Valores de los microservos

Motor	Abrir la mano en relación a 180 grados	Cerrar la mano en relación a 90 grados
motor1	2000	922
motor2	2000	922
motor3	2000	922

Realizado por: Tierra, A. 2017

Es así que para abrir la mano el valor que tendrán los motores es de 2000 y para cerrarlo el valor de 922, el programa interpreta estos valores como lo mostramos en la figura 33-2, estos valores representan la relación que poseen entre 90 y 180 grados respectivamente para la movilidad de los servomotores siendo estos valores numéricos adimensionales. Además se programa la posición en que se encontrarán los motores cuando está apagado todo el sistema, con la finalidad de protección de los motores y de la prótesis mioeléctrica, es así que cuando se apague la prótesis esta procederá automáticamente a abrir la mano y permanecer en ese estado hasta que exista energía y procese los nuevos datos.

Modificamos el valor de “bit neutral” como vemos en la figura 34-2 marcado en el recuadro, el valor de abrir la mano es 1984 para cada motor, este es el valor máximo que nos permite dar el programa por protección a los motores.



**Figura 34-2:** Valor de servomotores sin tener carga

**Fuente:** <https://www.pololu.com/product/1352>

Dando ya los valores iniciales y conociendo en que valores se moverá los motores procedemos hacer el programa en la sección denominada “Script”. En esta parte se explicara cómo se procesa la señal para que esta gobierna el movimiento de la prótesis.

Para generar el movimiento de la mano primero se definen subrutinas con la finalidad de no escribir el código reiteradas y repetitivas veces, tenemos dos subrutinas, la primera es abrir la mano donde cada motor cuando se accione, esta rutina tomará el valor de 2000 y segundo es cerrar la mano de igual manera cuando accione esta rutina todos los motores tomarán el valor de 992.

Ahora sabemos que la señal del sensor viene dada de 0 a 5 voltios, en el programa principal varia de 0 a 255 us cuando hay una variación de voltaje, pero el script los recepta como valores de 0 a 1023, si ejecutamos que por cada valor de 0 a 1023 se mueva un porcentaje el motor este vibrará, es así que se procesa la señal en el programa.

La forma de procesarla es estableciendo un rango de la señal usando histéresis, conocemos ya la señal que viene del sensor que puede tomar valores de 0 a 1023 siendo 0 igual a 0 voltios y 1023 a 5 voltios. Nuestro paciente modificando la ganancia del sensor podemos tener una relación de 0 hasta los 3,6 voltios, con un máximo de 5 voltios por la fuente de alimentación que posee, esta señal no puede sobrepasar el valor de la fuente según las características del sensor, es de esta manera tenemos los valores de accionamiento mínimo y máximo del sensor siendo 0 y 736,56 en el programa.

Es así que se distribuye dos rangos para poder digitalizar la señal de 0 a 300 será un cero lógico para nuestros motores y de 300 a 1023 será un uno lógico. De esta manera tenemos ya un rango de trabajo, ahora si tenemos señales de 0 a 300 a nuestros motores se les envía la señal para que ellos abran la mano es decir el valor 2000 en el script de 8000 de esta forma la mano se encuentra abierta (Ver Figura 35-2).



**Figura 35-2:** Prótesis mioeléctrica abierta la mano

Realizado por: Tierra, A. 2017

Si el rango del sensor va de 300 a 1023 esta acciona a los motores de tal manera que cierra la mano la prótesis, el valor numérico que envía nuestro microcontrolador al motor de 992, de esta manera generando la acción de cerrado de mano de la prótesis mioeléctrica (Ver Figura 36-2).



**Figura 36-2:** Prótesis mioeléctrica cerrada la mano

**Realizado por:** Tierra, A. 2017

La acción de apertura y cierre de la mano están gobernados por la señal muscular y dependiendo del valor que este nos otorgue moverá al conjunto de motores independientemente.

#### ***2.4.3 Alimentación del circuito***

Para dotar de la potencia necesaria para un correcto funcionamiento de todo el sistema se usó una batería li-po además de un regulador de voltaje de DC-DC para controlar la cantidad de voltaje que ingresa al circuito.

##### ***2.4.3.1 Batería Li-po***

Esta da la carga inicial a toda la prótesis es una batería de 1,6 Amperios (A), de dos celdas con un voltaje de salida de 7,4 Voltios (V). Estas serán las cargas suficientes para el accionamiento de todo el circuito (Ver Figura 37-2).



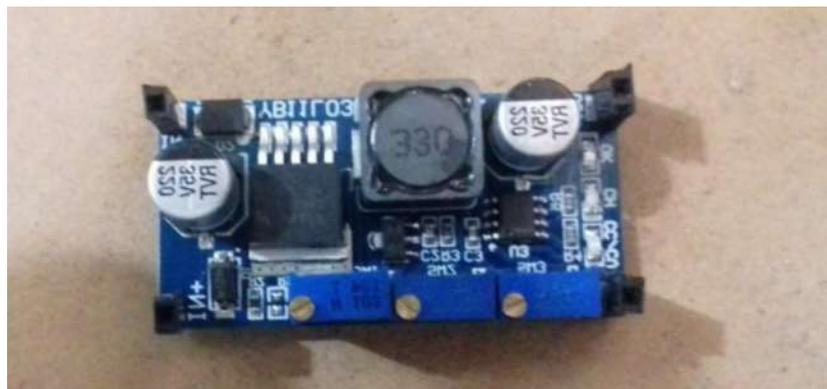
**Figura 37-2:** Batería Li-po

**Realizado por:** Tierra, A. 2017

#### 2.4.3.2 Regulador DC-DC

Después de conocer con que batería pondremos en funcionamiento todo el circuito procedemos posteriormente a regularlo para no sobrepasar los límites establecidos, es para ello que se implementa un regulador de voltaje de corriente directa a corriente directa denominado DC-DC.

Se incorporó al circuito un step-down con un integrado LM2596S y su placa de funcionamiento (Ver Figura 38-2), se utilizó este con la finalidad de poder controlar el voltaje que ingresa al controlador que posteriormente alimentará a todo el circuito este será de 5V y será distribuido tanto para los motores como al sensor, además se regula la cantidad de corriente que saldrá siendo 1 A para todo el circuito, recordemos que el controlador ingresa la cantidad de voltaje y corriente y reparte el mismo valor para todo el circuito.



**Figura 38-2:** Step-Down LM2596S

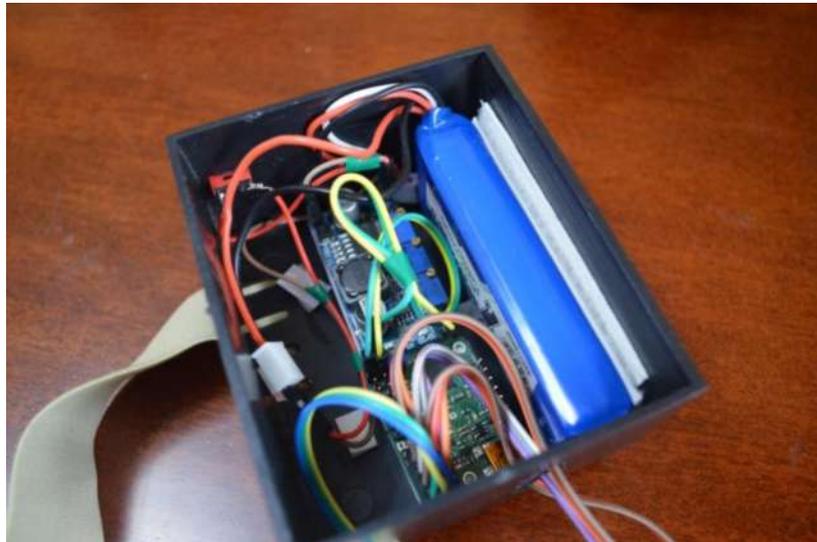
**Realizado por:** Tierra, A. 2017

Se escogió este tipo de integrado por las facilidades que este otorga y la estabilidad que da al sistema, pues se regula la tensión de salida con un potenciómetro de precisión que son los integrados azules que soportan tensiones de 4 a 40 Voltios en DC y un rango de salida de 1.5 a 37 Voltios con un rendimiento muy bueno. Puede soportar corrientes de 2 a 3 Amperios además de regularla hasta 1 A.

Se conecta la entrada de voltaje de la li-po en los conectores In+, In- siendo In+ el cable positivo o de color rojo e In- el cable negativo o de color negro. Finalmente se conecta la salida del set-down denominada Out+ y Out- polarizando al microcontrolador como se mencionó anteriormente.

#### 2.4.4 Ensamble de los circuitos

Todo el conjunto esta acoplado en una caja de 9,8 \* 8,2 cm (Ver Figura 39-2), las conexiones de cada uno de los implementos se explicó en cada uno de los materiales utilizados anteriormente.



**Figura 39-2:** Caja de ensamblaje del circuito

Realizado por: Tierra, A. 2017

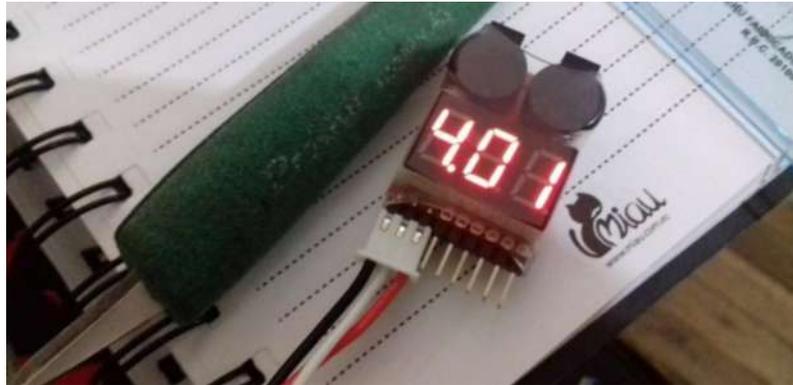
Posee un switch de encendido y apagado de la prótesis. Este switch corta la entrada positiva la li-po o a su vez permite el paso de energía de la misma, posee además indicadores de encendido (ON) o apagado (OFF), esto se puede ver en la figura 40-2.



**Figura 40-2:** Switch de encendido y apagado de la Prótesis Mioelétrica

Realizado por: Tierra, A. 2017

Además en la salida de carga de la li-po se colocó un integrado denominado salva li-po (Ver Figura 41-2), este fue incorporado con la finalidad de ser indicador cuando la batería este agotada. Se conecta la parte negativa al cable negro y luego las dos celdas que posee la batería, nos muestra el valor que posee en voltaje en cada una de las celdas, como también el valor total en que se encuentra cargada la li-po.



**Figura 41-2:** Salva li-po programable

Realizado por: Tierra, A. 2017

Este salva li-po incorporado tiene la cualidad de ser programable, este tiene un botón en la parte superior donde se va aumentando el valor en el cual queremos que pite es decir si la batería se agota hasta 3,8 voltios este empieza a sonar hasta que la batería sea cargada (Ver Figura 42-2).

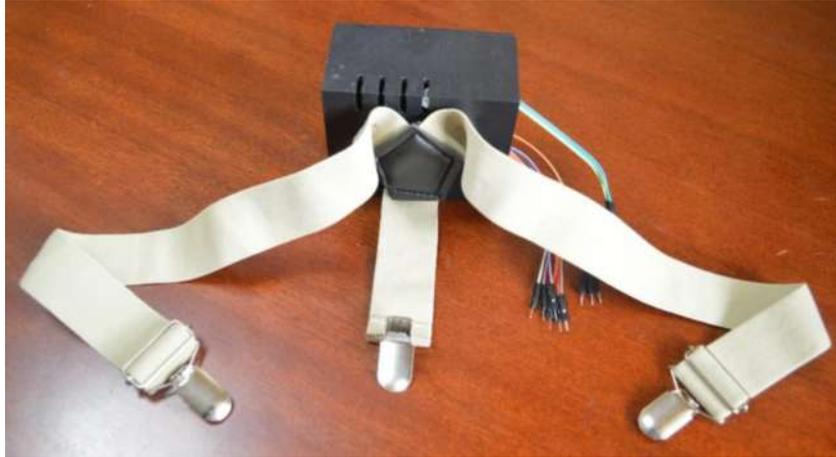


**Figura 42-2:** Salva li-po programable

Realizado por: Tierra, A. 2017

Para que nuestro paciente pueda llevar el circuito que pondrá en funcionamiento la prótesis se ajustó unos tirantes de tal manera este pueda llevarlo con él. Estos tirantes están ajustados con

tornillos para un mejor agarre, juntamente pegados con velcro para poder transportarlo a cualquier lugar y desprenderse fácilmente de la caja de circuitos (Ver Figura 43-2).



**Figura 43-2:** Incorporación de tirantes a la caja de circuitos

**Realizado por:** Tierra, A. 2017

Todo está dimensionado de tal manera que esté acorde al paciente, teniendo siempre en cuenta la escala y tamaño que el niño posee (Ver 44-2). Comparación de tamaño de la caja de circuito



**Figura 44-2:** Incorporación de tirantes a la caja de circuitos

**Realizado por:** Tierra, A. 2017

Como seguridad se colocó como indicadores, la descripción de los cables de conexión especificando sus colores y su respectiva ubicación, esta indicación se colocó en la tapa de la caja de circuitos (Ver Figura 45-2). Cada cable suelto se conecta al otro que posee el mismo color.



**Figura 45-2:** Descripción de cables de conexión según sus colores.

Realizado por: Tierra, A. 2017

Para culminar se señalaron los cables correspondientes del sensor y los motores, un paquete de tres cables para el sensor y tres paquetes de tres cables de los motores (Ver Figura 46-2).



**Figura 46-2:** Indicadores motores y sensores

Realizado por: Tierra, A. 2017

## CAPÍTULO III

### 3. MARCO DE RESULTADOS

#### 3.1 Comparación de medidas antropomórficas de la prótesis mioeléctrica con la mano derecha del paciente.

Al momento de realizar el proceso de escalamiento de la mano de la prótesis mioeléctrica, esta fue impresa en una escala menor a la original, con la finalidad de asemejarse en su totalidad a su mano derecha. Las mediciones que nos otorga la mano de la prótesis son la siguiente.

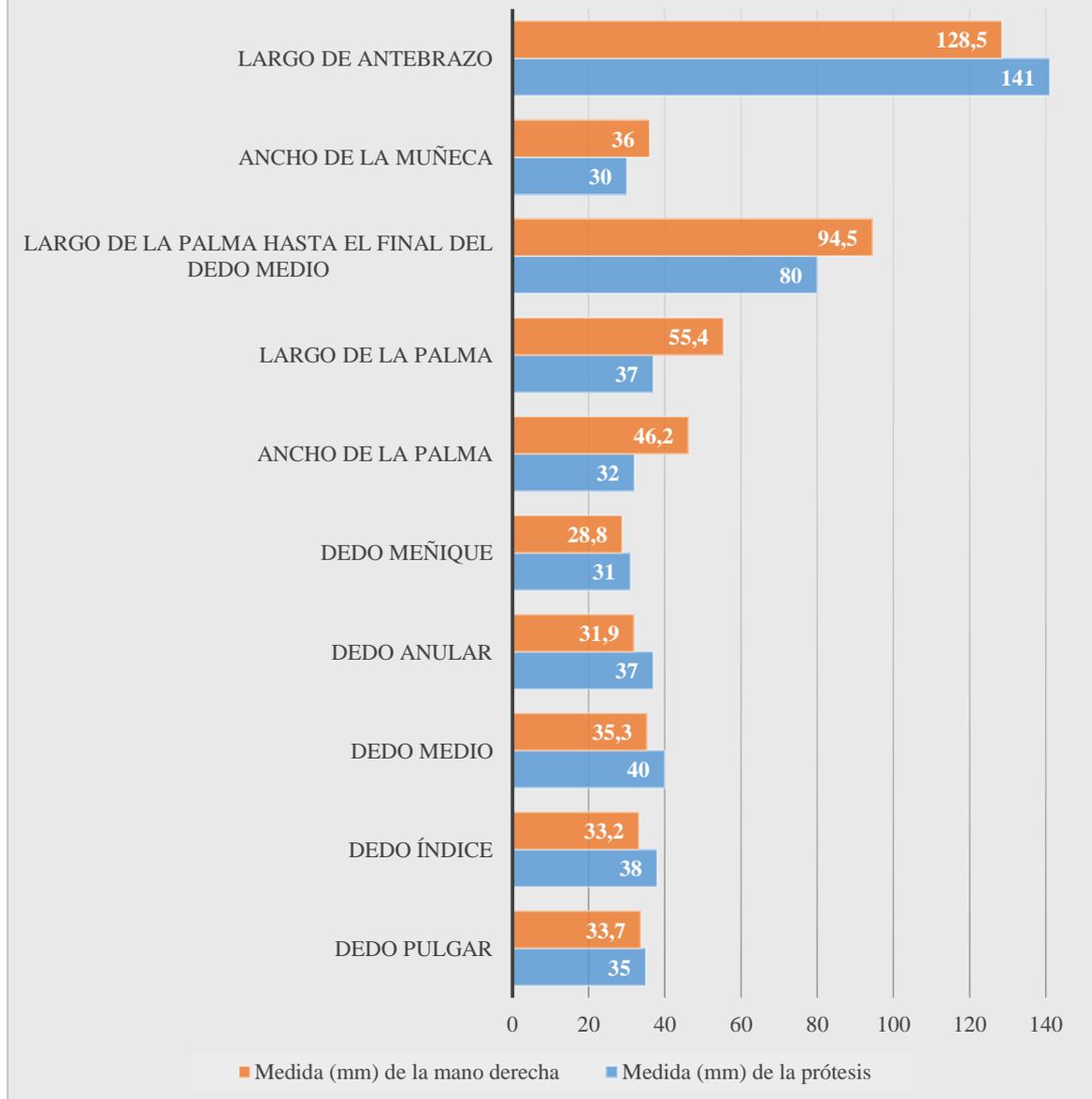
**Tabla 1-3:** Comparación de medidas de la prótesis mioeléctrica y la mano derecha

<b>Parte de la mano</b>	<b>Medida (mm) de la prótesis</b>	<b>Medida (mm) de la mano derecha</b>
Dedo Pulgar	35	33,7
Dedo Índice	38	33,2
Dedo Medio	40	35,3
Dedo Anular	37	31,9
Dedo Meñique	31	28,8
Ancho de la palma	32	46,2
Largo de la palma	37	55,4
Largo de la palma hasta el final del dedo medio	80	94,5
Ancho de la muñeca	30	36
Largo de antebrazo	141	128,5

Realizado por: Tierra, A. 2017

Se valora la medida ideal a las que poseemos de la mano derecha del paciente para tener una perfecta simetría entre la mano real y la prótesis. Es así que se representa la relación para observar que tanto se asemejan las mediciones de la prótesis con la mano derecha (Ver Gráfico 1-3).

## Medidas Antropomórficas de la Prótesis y la Mano Derecha



**Gráfico 1-3:** Medidas antropomórficas prótesis y mano derecha

Realizado por: Tierra, A. 2017

El gráfico 1-3 nos muestra que hay partes de la mano en que la prótesis es más larga y partes en la que la mano derecha del paciente es más grande. Para entender de mejor manera otorgaremos la medición de la mano derecha la medida deseada es decir un 100%, y vemos cuanto se pasó la escala de medición con respecto a nuestros datos o cuanto le faltó para alcanzar la medición al que se estimaba llegar.

**Tabla 2-3:** Diferencia entre la mano derecha y la prótesis

<b>Parte de la mano</b>	<b>Medida (mm)</b>
Dedo Pulgar	-1,3
Dedo Índice	-4,8
Dedo Medio	-4,7
Dedo Anular	-5,1
Dedo Meñique	-2,2
Ancho de la palma	14,2
Largo de la palma	18,4
Largo de la palma hasta el final del dedo medio	14,5
Ancho de la muñeca	6
Largo de antebrazo	-12,5

**Realizado por:** Tierra, A. 2017

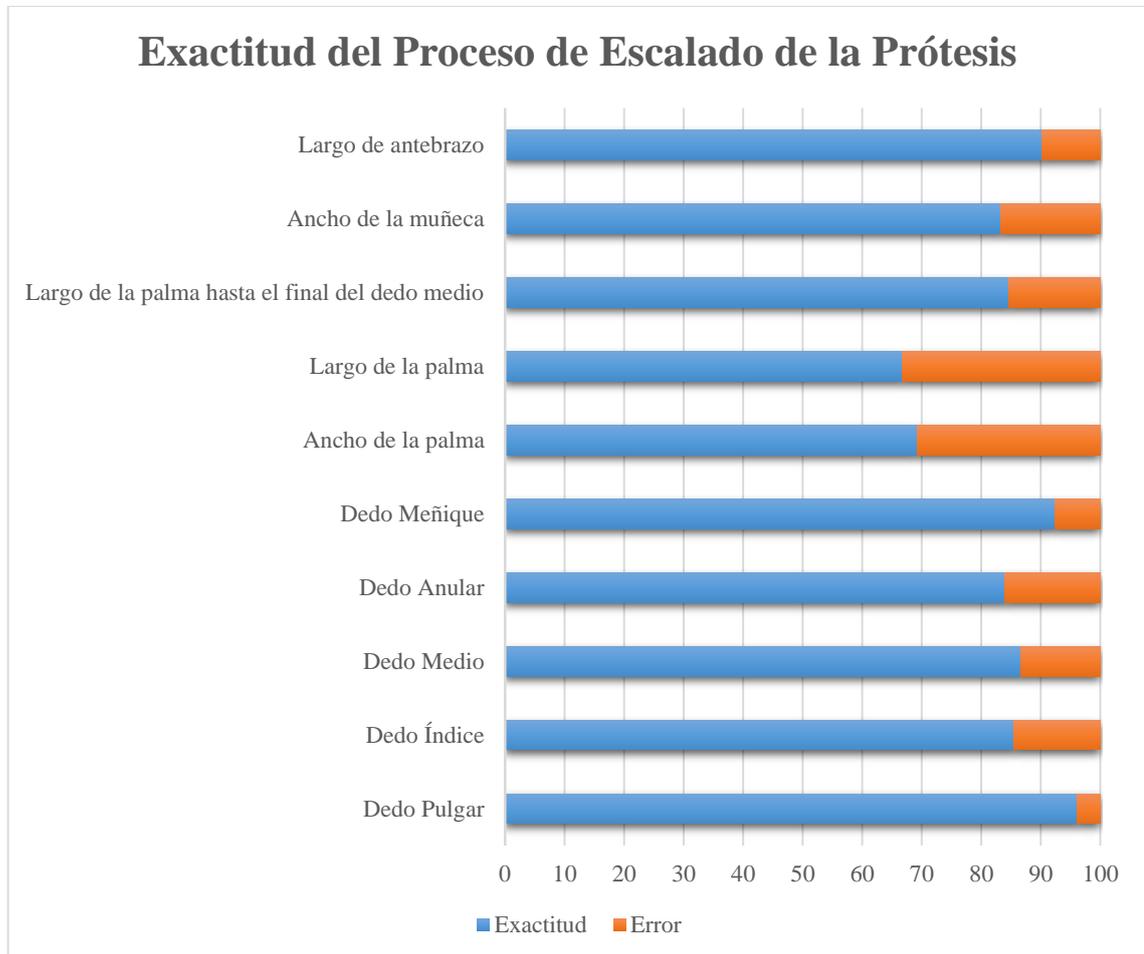
Los valores mostrados en la tabla 2-3 es la diferencia de medidas entre la prótesis y mano derecha, si los valores son negativos nos quiere decir que esa parte de la prótesis es más grande que la mano y si el valor es positivo significa que la parte de la mano derecha del paciente es más grande que la prótesis. Ahora estableceremos la exactitud del proceso de escalado (Ver Tabla 3-3).

**Tabla 3-3:** Porcentaje de exactitud del proceso de escalado

<b>Parte de la mano</b>	<b>Exactitud (%)</b>	<b>Error (%)</b>
Dedo Pulgar	96,1424332	3,85756677
Dedo Índice	85,5421687	14,4578313
Dedo Medio	86,6855524	13,3144476
Dedo Anular	84,0125392	15,9874608
Dedo Meñique	92,3611111	7,63888889
Ancho de la palma	69,2640693	30,7359307
Largo de la palma	66,7870036	33,2129964
Largo de la palma hasta el final del dedo medio	84,6560847	15,3439153
Ancho de la muñeca	83,3333333	16,6666667
Largo de antebrazo	90,2723735	9,72762646

**Realizado por:** Tierra, A. 2017

Se muestra a continuación el gráfico 2-3 la exactitud que tiene nuestra prótesis mioeléctrica en base a los valores deseados de su mano derecha mostrados en la tabla 3-3. Las barras pintadas de azul son la exactitud que se tubo al efectuar este proceso y las de color naranja es el error que se tubo.



**Gráfico 2-3:** Exactitud del Proceso de Escalado de la Prótesis

**Realizado por:** Tierra, A. 2017

Como se puede observar en el gráfico 2-3 predomina la exactitud de este método, además cabe mencionar que el niño se encuentra en un período de desarrollo, es decir las medidas de su mano derecha van a continuar creciendo con el paso del tiempo llegando a una instancia en que la longitud de las partes de la mano de la prótesis va a ser similar al de su mano izquierda.

Podemos comparar de mejor manera la prótesis mioeléctrica con una prótesis estética que el paciente (Ver Figura 1-3), esta prótesis estética está realizada por un molde de yeso de su codo como además de las medidas exactas de su mano derecha, siendo simétrica al 100% tanto en tamaño como en grosor (Ver Figura 1-3)



**Figura 1-3:** Comparación: P. Estética con la P. Mioeléctrica

**Realizado por:** Tierra, A. 2017

Como podemos observar las diferencias no son tan considerables tomando en cuenta todos los rangos de exactitud que tenemos de cada parte de la mano, obtenemos finalmente que la prótesis a la escala del valor exacto de su mano derecha se encuentra en un 83,9 % de semejanza.

### **3.2 Comparación de peso de la Prótesis Mioeléctrica con la Prótesis estética del paciente.**

El paciente se ha venido adaptando al uso de las prótesis al manejar la mayor parte del tiempo una prótesis estética, realiza actividades diarias con el uso de este prototipo y su adaptación y familiarización es considerablemente bueno, no presenta molestias al usarlo como también se adaptó al peso que esta posee.

Es por esta forma que la prótesis mioeléctrica desarrollada está dentro de rango del peso de este prototipo estético. Se realizó una comparación de peso entre estos dos prototipos, primero se tomó la prótesis estética y se procedió al peso de la misma, pesando así 107 gramos (Ver Figura 2-3).



**Figura 2-3:** Peso de la Prótesis Estética

Realizado por: Tierra, A. 2017

Luego se pesó la prótesis mioeléctrica dándonos como resultado el valor de 109 gramos, tomando en consideración el peso de los alambres que se encuentran en el exterior para la conexión con la caja de circuitos (Ver Figura 3-3).



**Figura 3-3:** Peso de la Prótesis Mioeléctrica

Realizado por: Tierra, A. 2017

Para mejor visualización de los datos se expondrán los datos del peso de cada una de las prótesis en la tabla 4-3.

**Tabla 4-3:** Pesos de la P. Estética y P. Mioeléctrica

Tipo de Prótesis	Peso (g)
Estética	107
Mioeléctrica	109

Realizado por: Tierra, A. 2017

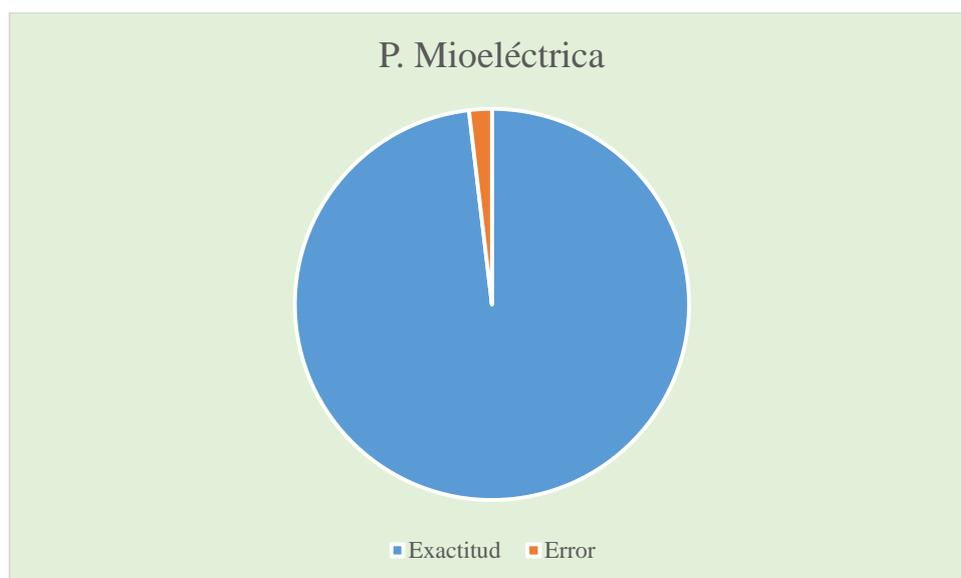
Establecemos como peso idóneo al que el niño ya está adaptado y es el de la prótesis estética siendo este nuestro valor ideal o un 100%. La prótesis mioeléctrica está por encima de la estética por 2 gramos. De esta manera con este punto de referencia podemos encontrar el valor porcentual del error y la exactitud del peso de la prótesis mioeléctrica desarrollada generando los resultados de la tabla 5-3.

**Tabla 5-3:** Exactitud y Error del peso de la P. Mioeléctrica

Tipo de Prótesis	Exactitud (%)	Error (%)
Mioeléctrica	98.13	1,87

Realizado por: Tierra, A. 2017

Podemos representar este valor de manera gráfica los valores de la tabla 5-3 (Ver Gráfica 3-3).



**Gráfico 3-3:** Exactitud del Proceso del peso de la Prótesis

Realizado por: Tierra, A. 2017

Con esta observación se deduce que: el material escogido para la impresión tanto de la mano como el del antebrazo, los hilos que impulsaron a los dedos para el movimiento, los tornillos como filamentos de PLA y finalmente los microservos fueron escogidos de buena manera pues posee un peso del 98.13% similar al peso de una prótesis estética al que el paciente está acostumbrado.

El peso de la caja con el circuito del sistema es de 201 gramos (Ver Figura 4-3) considerando que es un peso relativamente pequeño. El peso radica en la composición de la caja, porque esta es de un plástico grueso para soportar diferentes golpes o a las actividades diarias que el niño realice.



**Figura 4-3:** Peso de la Caja del Circuito

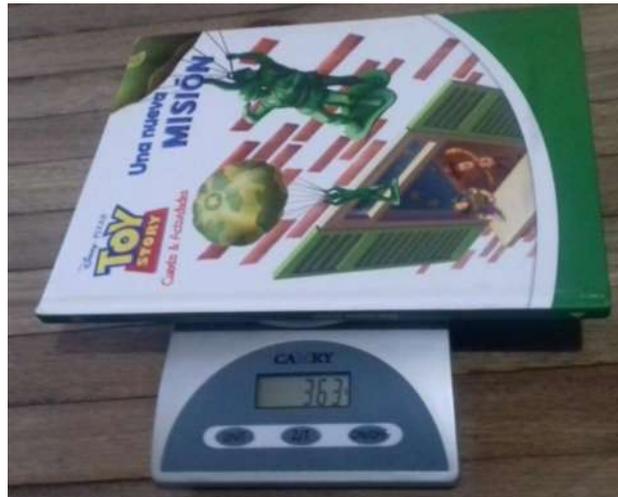
Realizado por: Tierra, A. 2017

Se pone en comparación el peso de un libro infantil de “Toy Story” este tiene un peso de 363 gramos (Ver Figura 5-3), estos datos están representados en la tabla 6-3.

**Tabla 6-3:** Peso del circuito comparado con un libro infantil

Tipo	Peso (g)
Caja de Circuito	201
Libro escolar	363

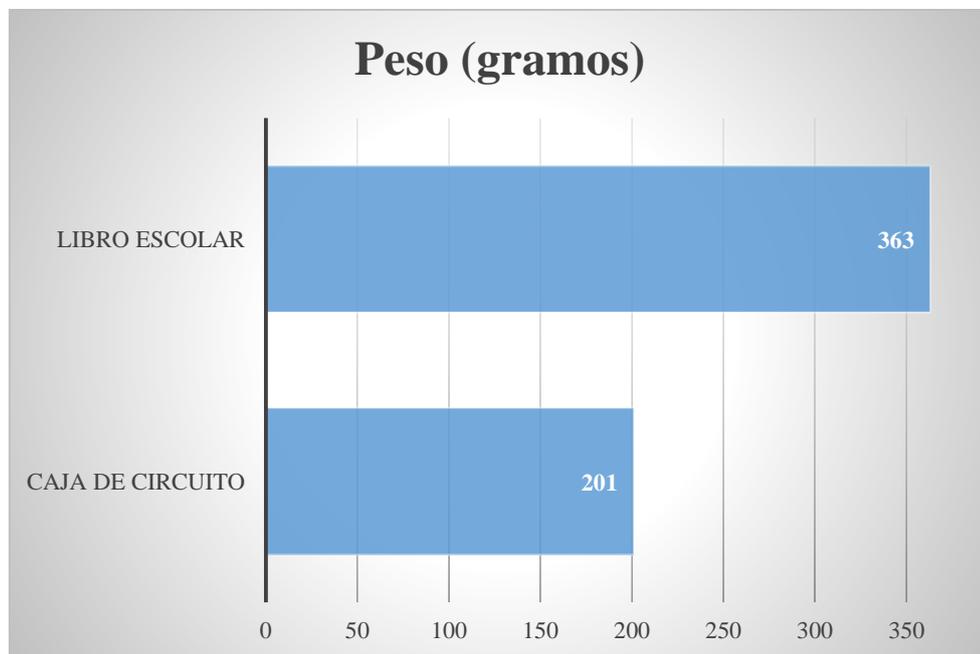
Realizado por: Tierra, A. 2017



**Figura 5-3:** Peso de un libro infantil

Realizado por: Tierra, A. 2017

Es decir el libro es mucho más pesado con 162 gramos más que la caja de circuito, es así que para una mejor interpretación de los datos antes presentados se realizó un diagrama de barras y vemos como el libro escolar sobrepasa de mayor manera cuando se relacionan estos dos valores de peso en gramos (Ver Gráfico 4-4).



**Gráfico 4-3:** Relación de peso entre un libro escolar y la caja de circuito

Realizado por: Tierra, A. 2017

### 3.3 Comparación de precios entre la prótesis mioeléctrica desarrollada con otras existentes en el mercado.

La prótesis mioeléctrica se optó con la finalidad de que sea de bajo precio, así que se presenta a continuación la descripción de los materiales implementados con su respectivo costo (Ver Tabla 7-3).

**Tabla 7-3:** Precio de la Prótesis Mioeléctrica

Nº	Implementos	Valor unitario (\$)	Precio Final (\$)
1	Sensor MyoWare	37,95	37,95
3	Electrodos	1	3
3	Micro servo MG90S	29,95	89,85
1	Batería Li-po	20	20
1	Step-Down LM2596S	6	6
1	Salva Li-po	6	6
1	Caja de Proyecto	6	6
12	Cables de conexión	0,25	3
1	Tirantes	3	3
1	Sustancias	8	8
1	Limas	2	2
1	Ingeniería	479,2	479,2
1	Impresión 3D Casteada	135	135
1	Indicadores	1	1
<b>Valor Total</b>			<b>800</b>

Realizado por: Tierra, A. 2017

La prótesis tiene un valor económico de 800 dólares ahora se presentará a continuación 2 tipos estudios sobre precios de prótesis mioeléctricas en España, según el estudio del Ing. Albert Prieto Malé menciona que las prótesis mioeléctricas poseen un precio de 25000 euros y la noticia de diario mundo menciona que las prótesis mioeléctricas poseen el valor de 18000 euros. Es así que nuestra prótesis es relativamente menor a las que existen hoy en día, además cabe mencionar que las prótesis tienen que cambiarse cada 2 años para tener una concordancia con el tamaño con respecto a su otra extremidad. De esta manera el gasto se va incrementar, por tal motivo es que se ha realizado una prototipo modulado.

La prótesis desarrollada posee tres módulos la mano y la muñeca, impresa la mano en ABS, finalmente el antebrazo impreso en PLA, se pensó es esta modulación con la finalidad de reutilizar implementos y recursos, es decir que cuando nuestro paciente crezca solo imprimir las nuevas pieza en una nueva escala según el crecimiento de sus extremidades.

### 3.4 Tiempo de respuesta de la Prótesis Mioeléctrica

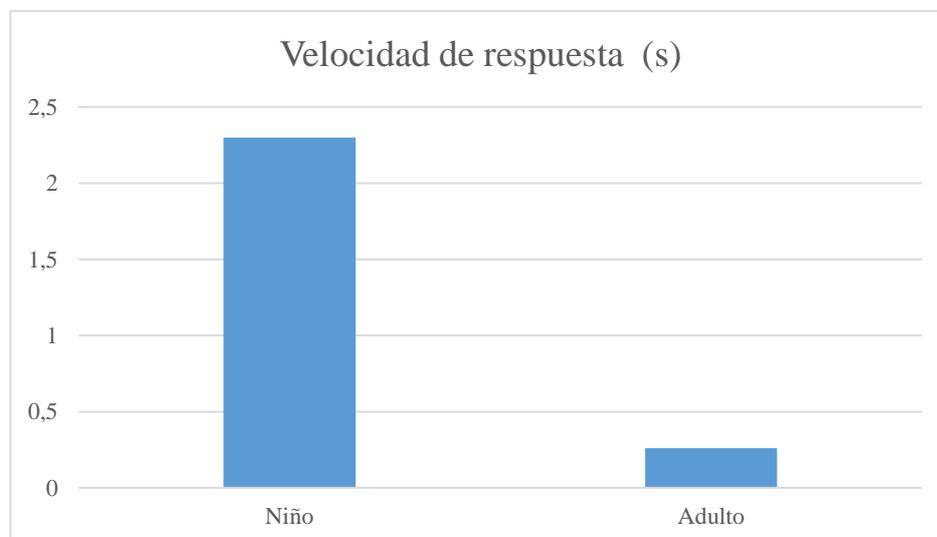
Después de haber modificado la ganancia del sensor para ajustarse a la señal muscular del paciente como se mencionó anteriormente, la velocidad de reacción de la prótesis es de 2,3 segundos. Ahora podemos comparar la velocidad de respuesta de la prótesis en una adulta, dándonos un tiempo de respuesta al accionamiento de 0,26 segundos (Ver Tabla 8-3).

**Tabla 8-3:** Velocidad de reacción del Prototipo

Sensor ubicado	Velocidad de respuesta (s)
Niño	2,3
Adulto	0,26

Realizado por: Tierra, A. 2017

Como podemos ver el gráfico 5-3 el tiempo de respuesta en el niño es mucho más alto en comparación con la de una persona adulta, pero este valor cambiará con la adaptación del niño y cuando el comprenda de mejor manera que haciendo fuerza a su músculo este accionará y cuando este relajado esta se abrirá.

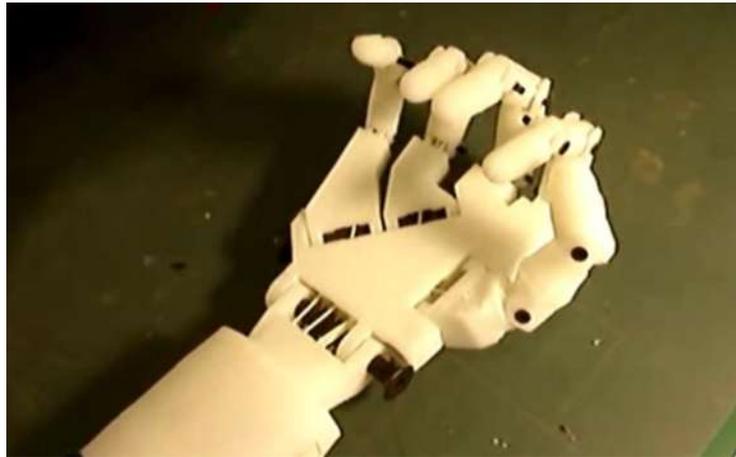


**Gráfico 5-3:** Comparación de la velocidad de respuesta de la prótesis

Realizado por: Tierra, A. 2017

### 3.5 Grado de movilidad de la Prótesis Mioeléctrica

Al momento de escalar la prótesis se corrió el riesgo de que muchos de los orificios por donde pasan los cables no se impriman y fue así, es por tal motivo que se trataron manualmente. Pero este proceso conlleva a que se produzca un porcentaje de fallo en la mano cuando esta quiera cerrarse por completo, este resultado se evalúa a continuación.



**Figura 6-3:** Mano InMoov escala real cerrado de mano

Fuente: <http://inmoov.fr/hand-and-forarm/>

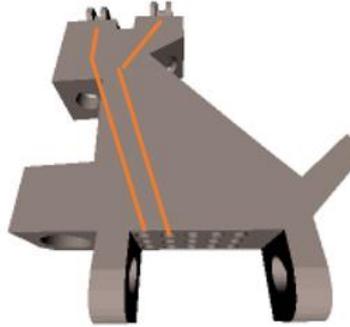
Como podemos ver en la figura 6-3 todos los dedos se cierran en su totalidad ahora comparamos con la mano escalada a un 35,3% de su escala real, la mano escalada produce un cierre ideal en los dedos pulgar, índice y meñique (Ver Figura 7-3).



**Figura 7-3:** Prótesis escalada al 35,3 % de la escala real cerrado de mano

Realizado por: Tierra, A. 2017

El dedo del medio y anular no se cierran por completo por que la pieza de la palma de la mano (Ver Figura 8-3) tiene el orificio del movimiento de estos dedos tiene una inclinación, y fue muy complicado tratarlo manualmente es así que se produce un rozamiento del hilo que acciona a estos dedos sin permitirles que se cierren en su totalidad.



**Figura 8-3:** Pieza de la palma de la mano

**Fuente:** <http://inmoov.fr/hand-and-forarm/>

En la figura 8-3 se muestra de color naranja las líneas que se realizaron manualmente, es así que no se tuvo en su totalidad el cierre del dedo medio y anular (Ver Figura 9-3).



**Figura 9-3:** Cierre de la mano de la prótesis mioeléctrica

**Realizado por:** Tierra, A. 2017

## CONCLUSIONES

- Como resultado de esta investigación se obtuvo una prótesis mioeléctrica de bajo costo (800 dólares), la cual dispone de partes desarmables para cuando el paciente crezca sean reutilizadas la estructura de los motores, sensores y microcontroladores. El paciente solo deberá cancelar el precio de las nuevas impresiones 3D y no de todo el sistema.
- Mediante pruebas experimentales se determinó los valores máximos y mínimos que tendrá la señal de salida del sensor mioeléctrico, dichos valores no son mayores a la tensión que polariza al sensor.
- Para el análisis de la señal muscular se utilizó un sensor MyoWare, para procesarla con un servocontrolador, que acciona los microservos del prototipo generando el movimiento de apertura y cierre de los dedos.
- La técnica de escalamiento de la prótesis arroja un prototipo con el 83,9% de semejanza con la mano derecha del paciente, siendo la prótesis más grande que su mano real. Hay que tener en cuenta que el paciente continuará su proceso de desarrollo y llegará un momento en que la prótesis será similar a su mano derecha.
- El prototipo presentan un sistema que permite realizar movimientos al pacientes a nivel general, sin embargo se puede alterar la ganancia del sensor para hacer más sensible la percepción de una señal muscular.
- Se realizó pruebas del tiempo de reacción del prototipo dando como resultado que al trabajar con el músculo del paciente la prótesis reacciona a una velocidad de 2,3 segundos, mientras que al probar la prótesis mioeléctrica en una persona adulta con un músculo activo, la velocidad de respuesta del sistema es 0,26 segundos.

## RECOMENDACIONES

- Realizar terapias físicas de la extremidad afectada con la finalidad que el músculo este en continuo movimiento, de esta forma mejorar el proceso de adaptación del paciente hacia una prótesis mioeléctrica, ya que el músculo va estar en continua actividad, siendo más fácil la recepción de la señal muscular.
- Utilizar una prótesis estética a temprana edad, para que cuando se incorpore la prótesis mioeléctrica este no genere un fuerte impacto visual en el paciente, es así que el niño ya va estar acostumbrado a usar un tipo de prótesis es su extremidad no existente. La técnica de escalamiento no puede ser usada en pacientes que carezcan de las dos extremidades superiores.
- Se recomienda que la prótesis mioeléctrica se encuentre protegida del medio ambiente específicamente lluvia, para protección de todo el sistema electrónico implementado.
- Al momento de sonar la alarma del descargo de la batería, estar pendientes para su respectiva recarga para que el sistema funcione correctamente.
- Al realizar un proceso de escalamiento en la estructura de la prótesis, esta debe ser proporcional al crecimiento del paciente, si la prótesis tiende a ser más pequeña esta no se verá estéticamente correcta en ningún período de tiempo.
- Al regular la ganancia hay que tener en cuenta los límites superiores e inferiores de la señal tratada, la misma que acciona la prótesis. Si el sensor es demasiado sensible generará que el prototipo siempre se encuentre con la mano cerrada y en lo opuesto si el grado de sensibilidad disminuye se tendrá la prótesis siempre con la mano abierta.
- Si se quiere un mejor cierre de la mano se tiene que rediseñar la pieza de la palma que corresponde a las piezas de InMoov, pues al escalarla en 35,3% de su escala real se pierde los orificios de guía, para el cable que dan el movimiento a los dedos medio y anular.
- El paciente necesita de más tiempo de adaptación a la prótesis mioeléctrica para acostumbrarse al manejo y utilización cuando flexione o contraiga el músculo que provoca el accionamiento de la prótesis.

## BIBLIOGRAFÍA

1. **ARCE, C.** *Niveles de Amputación* [blog]. Perú:13 de julio, 2016. [Consulta: 14 Octubre de 2017] Disponible en: <http://www.arcesw.com/niveles.htm>
2. **BOTTO, M., GRIMALDI, S. y MERAYO, N.** *Prótesis biónicas y su adaptación a las personas* [Blog]. Argentina: 2011. [Consulta: 2 Octubre de 2017]. Disponible en: <http://bioprotesis.blogspot.com/2011/10/protesis-mioelectricas-reinervacion.html>
3. **CANO, A.** *Estudio e implementación de actuadores basados en aleaciones SMA* [en línea] (tesis de pregrado) Universidad Carlos III, Escuela Politécnica Superior, Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática. Madrid 2010. pp. 25-29. [Consulta: 7 Septiembre de 2017]. Disponible en: [http://www.unicauca.edu.co/deic/Documentos/PFC\\_Andres\\_Cano\\_Sanchez.pdf](http://www.unicauca.edu.co/deic/Documentos/PFC_Andres_Cano_Sanchez.pdf)
4. **CREUS, A.** *Instrumentación Industrial*. 8ª ed. México: Alfaomega, 2011 pp. 91-115
5. **DHWTY.** *16th Century Prosthetic Iron Hand: The Story of Gotz von Berlichingen*. [en línea]. 23 de junio 2016. Ancient Origins Reconstructing the story of humanity's past. [Consulta: 13 Agosto de 2017] Disponible en: <http://www.ancient-origins.net/history-famous-people/16th-century-prosthetic-iron-hand-story-gotz-von-berlichingen-006153>
6. **ESCOBAR, C.** *El material de impresión ABS y sus características*. [blog]. 2013. [Consulta: 4 Agosto de 2017]. Disponible en: <https://impresoras3d.com/blogs/noticias/102832135-el-material-de-impresion-abs-y-sus-caracteristicas?page=2>
7. **FISCHER LP, PLANCHAMP W, FISCHER B, C.F.** *Prosthetics*. [en línea]. Clinical Gait Analysis. [Consulta: 18 Septiembre de 2017]. Disponible en: <http://www.clinicalgaitanalysis.com/history/prosthetics.html>
8. **GOLDBERG, J.** *On Paré and Prosthetics*. [en línea]. 19 Diciembre 2014. Books, Health, and History The New York Academy of Medicine. [Consulta: 11 Septiembre de 2017]. Disponible en: <https://nyamcenterforhistory.org/tag/pieter-adriaanszoon-verduyn/>.
9. **HEATHER, H.** *Henry Heather Bigg*. [en línea]. 29 de diciembre 2013. Grace's Guide to British Industrial History. [Consulta: 3 Agosto de 2017]. Disponible en: [https://www.gracesguide.co.uk/Henry\\_Heather\\_Bigg](https://www.gracesguide.co.uk/Henry_Heather_Bigg)
10. **HENRY, P.** *Construcción de una mano robótica, enfocado al control del movimiento de los*

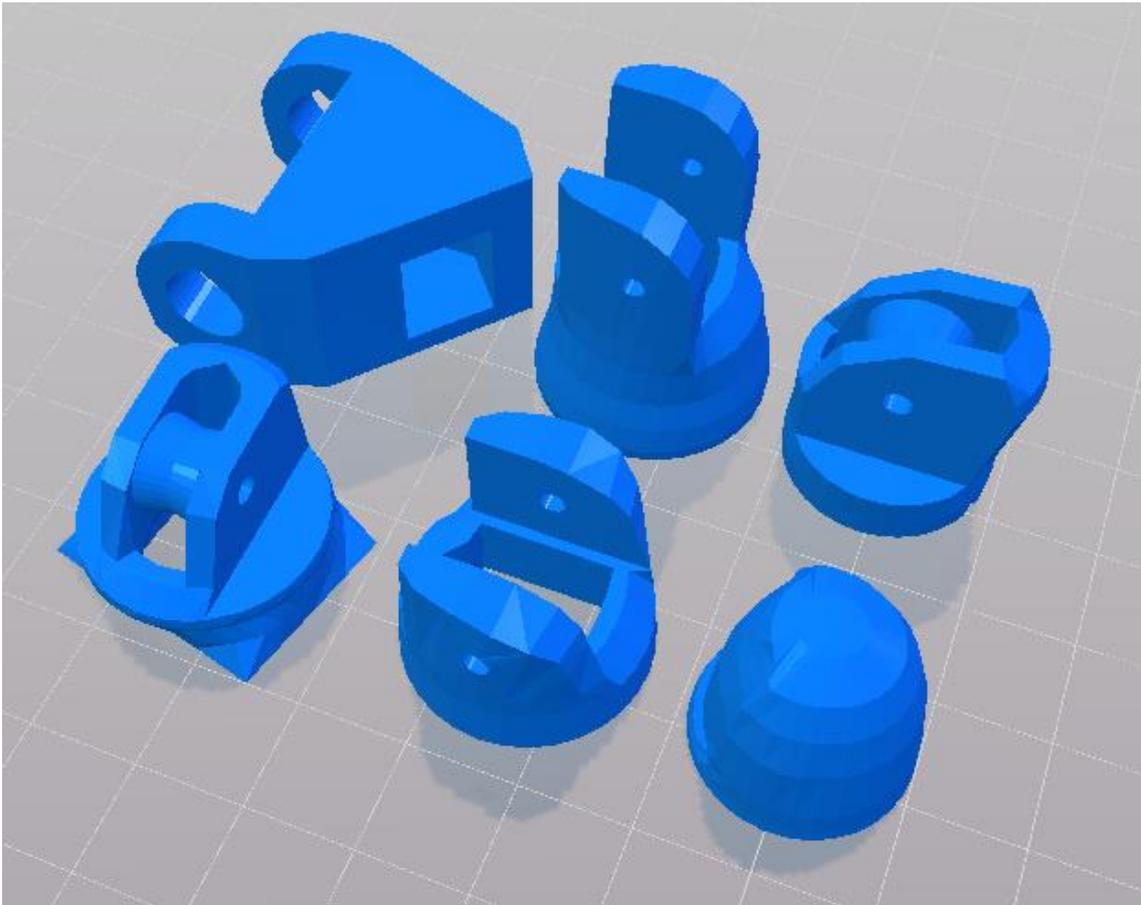
- dedos*. [en línea] (tesis de pregrado). Universidad Técnica del Norte. Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas. Escuela de Ingeniería en Mecatrónica. (Ibarra-Ecuador). 2016. pp. 21-38. [Consulta: 3 Agosto de 2017]. Disponible en: <http://repositorio.utn.edu.ec/bitstream/123456789/5697/1/04%20MEC%20139%20TRABAJO%20DE%20GRADO.pdf>
11. **Impresoras 3D**. [en línea]. Tecnología, 2016<sup>a</sup>. [Consulta: 20 Septiembre de 2017]. Disponible en: <http://www.areatecnologia.com/informatica/impresoras-3d.html>.
  12. **INFOGEN**. *Bandas amnióticas / Síndrome de bandas amnióticas*. [en línea]. México, 31 de Diciembre 2016. [Consulta: 18 Septiembre de 2017] Disponible en: <http://infofen.org.mx/bandas-amnioticas-sindrome-de-bandas-amnioticas/>
  13. **LEÓN, G**. *Cronología* [blog] 2007. [Consulta: 24 Septiembre de 2017]. Disponible en: <https://sites.google.com/site/anonymousspynet/cronologia>
  14. **LÓPEZ, G. y MARGNI, S**. *Introducción al funcionamiento básico de microcontroladores PIC*. [en línea] (tesis de pregrado). Universidad de la República Oriental del Uruguay, Facultad de Ingeniería. 2003. pp 5-22. [Consulta: 1 Septiembre de 2017]. Disponible en: <https://www.fing.edu.uy/inco/grupos/mina/pGrado/.../IntroduccionPics.doc>
  15. **LÓPEZ, O**. *Funcionalidad y estética en las prótesis de miembro superior* [blog]. 2015. [Consulta: 22 Septiembre de 2017]. Disponible en: <https://www.ortopedialopez.com/blog/funcionalidad-y-estetica-en-las-protesis-de-miembro-superior>
  16. **MANUEL, J. y GONZÁLEZ, D**. "Robótica y Prótesis Inteligentes". *Revista Digital Universitaria* [en línea], 2004 vol. 6, no 1, pp. 1-15. [Consulta: 4 Agosto de 2017]. ISSN: 1067-6079. Disponible en: [http://www.revista.unam.mx/vol.6/num1/art01/art01\\_enero.pdf](http://www.revista.unam.mx/vol.6/num1/art01/art01_enero.pdf)
  17. **MEDLINEPLUS**. *Síndrome de bridas amnióticas*. [en línea]. 2015. [Consulta: 25 Agosto de 2017]. Disponible en: <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/001579.htm>.
  18. **NOCERA, A.D. y BELTRAMONE, D.A**. "Development of a low-cost upper-limb myoelectrical prosthesis and its open source training system". *IEEE Latin America Transactions*, vol. 11, no. 1,(2013) pp. 162-167.
  19. **NORTON, K**. "Un breve recorrido por la historia de la protésica". *in Motion*, vol. 17, no.7, (2007) pp. 1-5.

20. **PELÁEZ, B.** *Mano robótica alemana super resistente.* [en línea]. 2011. [Consulta: 25 Agosto de 2017]. Disponible en: <https://www.fayerwayer.com/2011/02/mano-robotica-alemana-super-resistente-pero-fragil-a-la-vez/>.
21. **PEREZ, J. y GARDEY, A.** *Definición de Sensor.* [en línea]. 2010. [Consulta: 22 Agosto de 2017]. Disponible en: <https://definicion.de/sensor/>.
22. **POLOLU.** *MyoWare Muscle Sensor.* [en línea]. 2017. [Consulta: 20 Agosto de 2017] Disponible en: <https://www.pololu.com/product/2732>.
23. **PROTÉSICA, S.A.** *Prótesis de Mano Pasivo-Funcional.* [en línea]. 2015. [Consulta: 25 Agosto de 2017]. Disponible en: <http://protesica.com.co/protesis-de-mano-pasivo-funcional/>.
24. **PROTESIS DYCORN.** *Prótesis de Brazo.* [en línea]. Próteos Dycorp. [Consulta: 20 Agosto de 2017] . Disponible en: <http://ortho-mex.redtienda.net/pag.php?id=1044>.
25. **USANDIZAGA, J.A, DE LA FUENTE, P.** *Obstetricia.* 2011, pp. 297-300
26. *Servomotores.* [en línea]. Tecnología, 2016b. [Consulta: 20 Septiembre de 2017]. Disponible en: <http://www.areatecnologia.com/electricidad/servomotor.html>.
27. *¿Qué es una impresora 3D?* [en línea]. 3d impresoras 3d, 2013. [Consulta: 6 Septiembre de 2017]. Disponible en: <http://www.3dimpresoras3d.com/que-es-una-impresora-3d/>

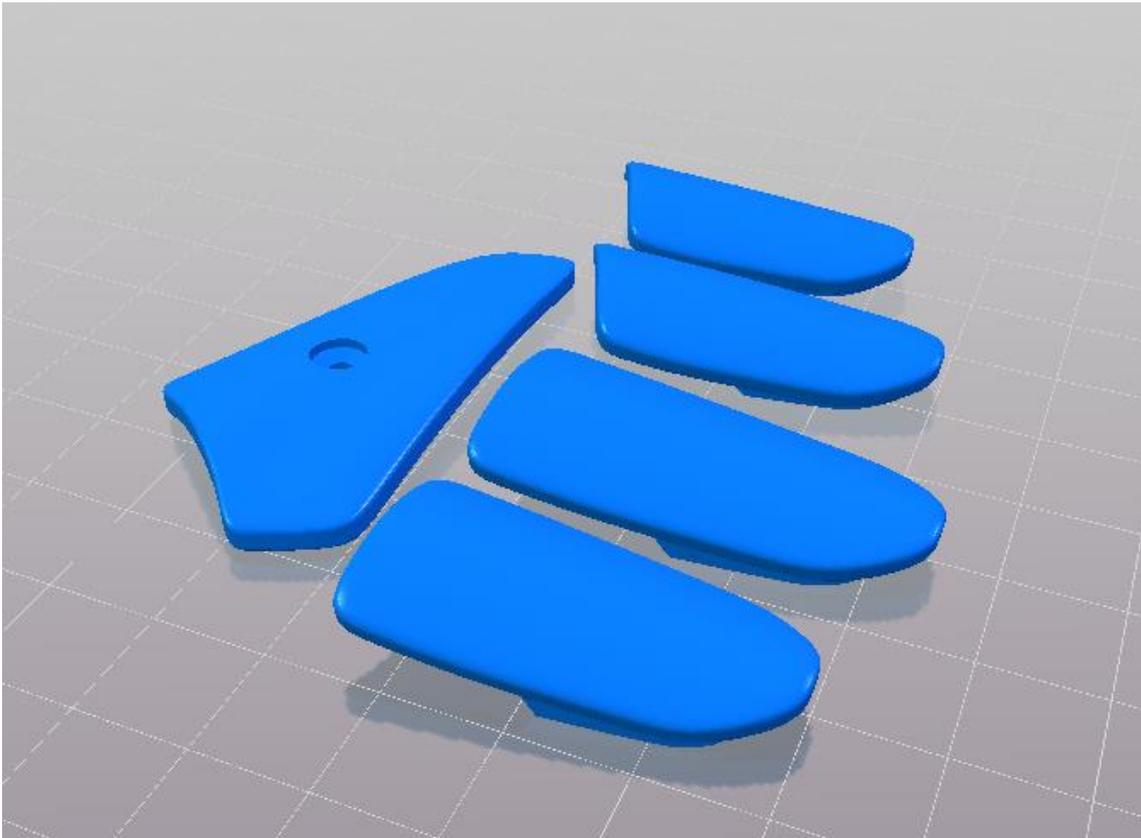
## ANEXOS

## MODELADO DE LAS PIEZAS DE LA MANO INMOOV

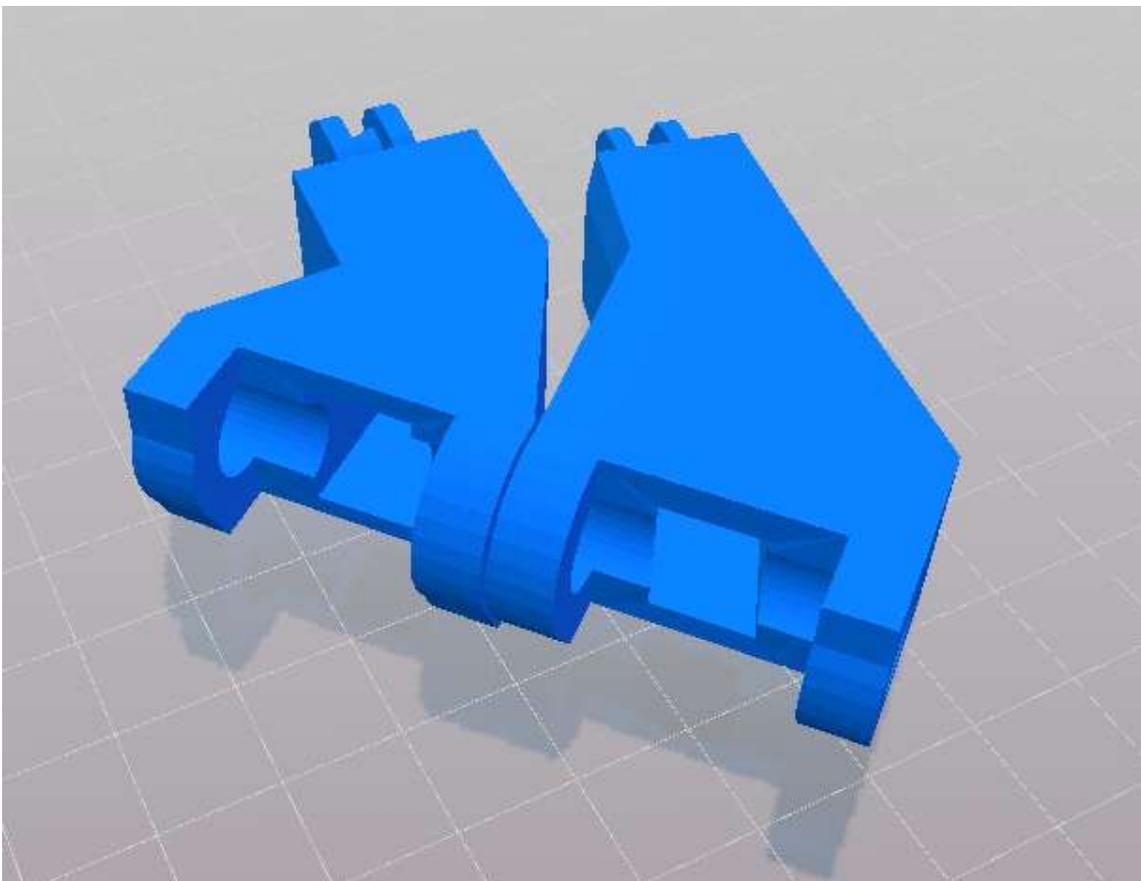
### PULGAR



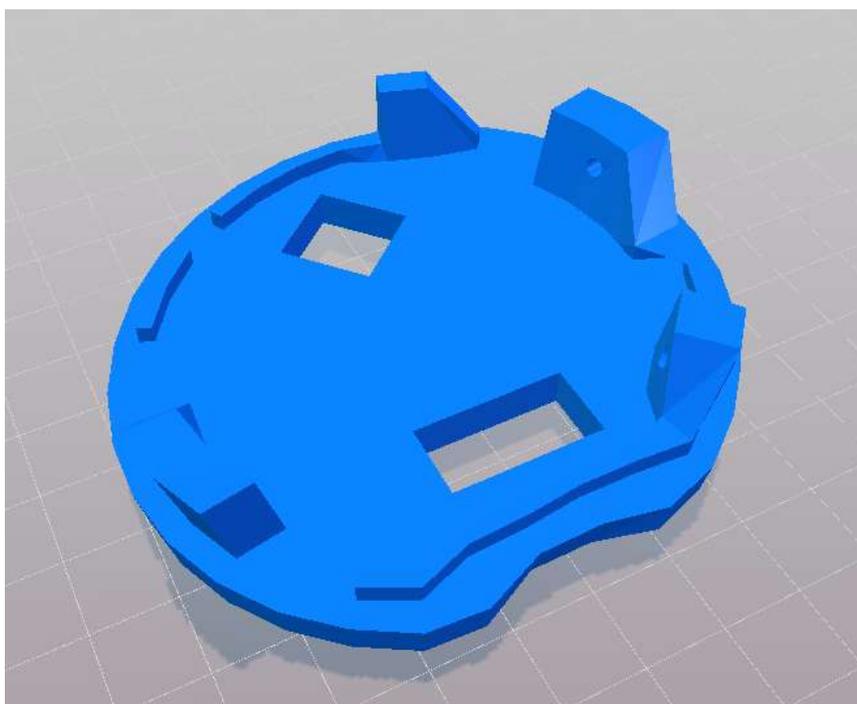
### ACABADO DE LOS DEDOS



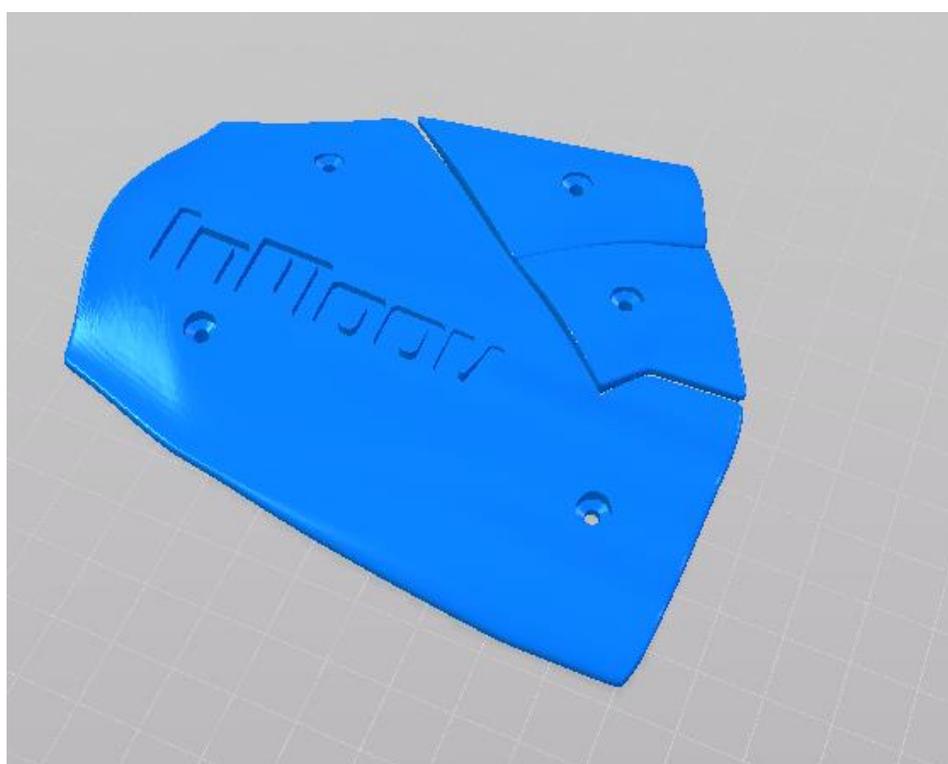
### ACOPLES ÍNDICE Y MENIQUE



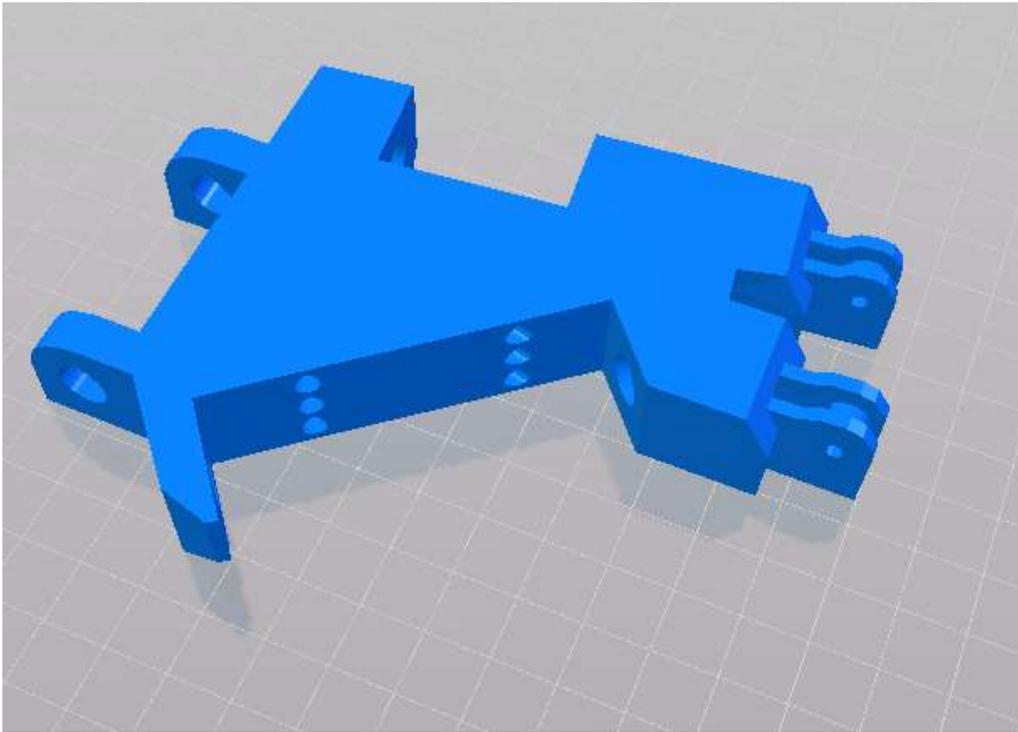
### FINALIZACION DEL CODO



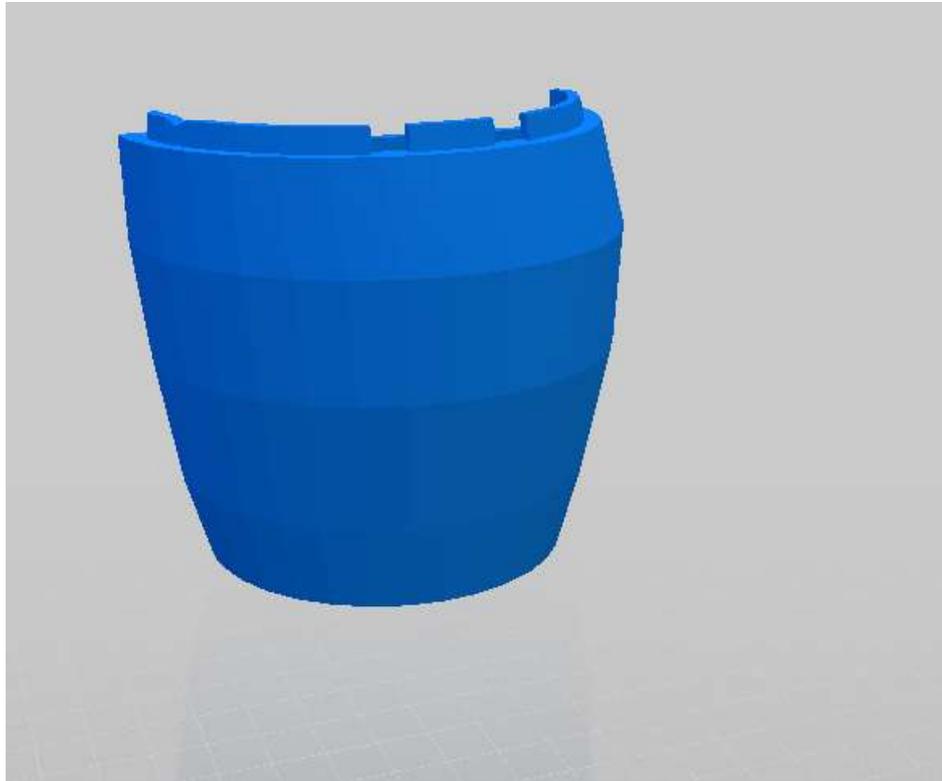
### RECUBRIMIENTO PALMA



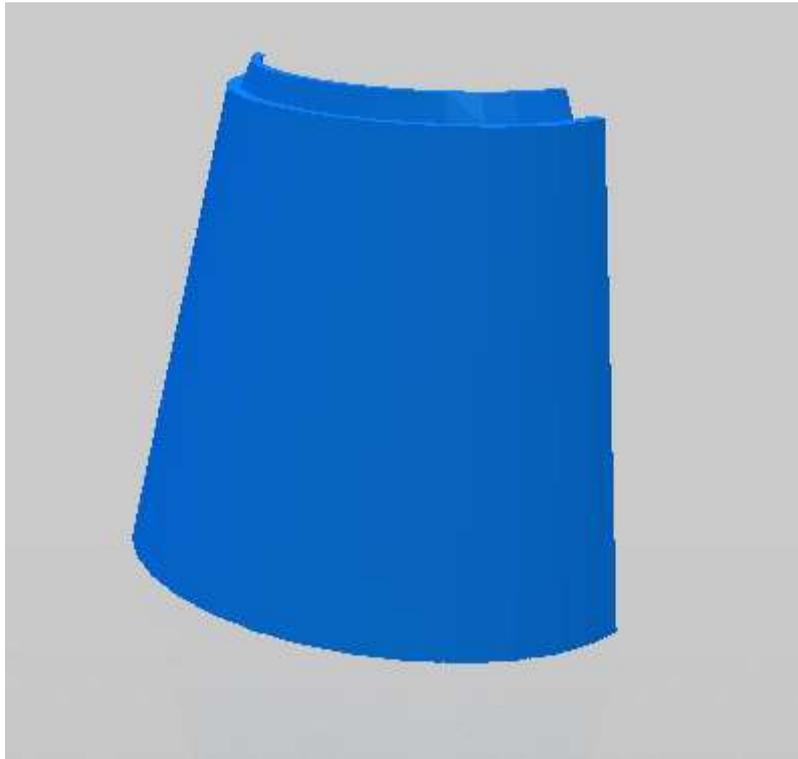
**PALMA**



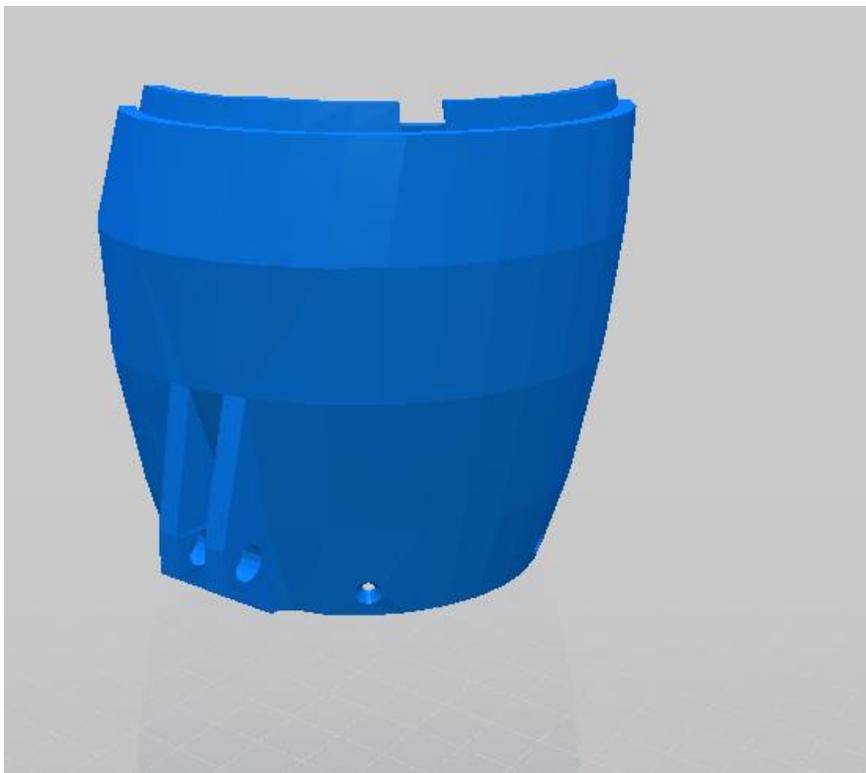
**ANTEBRAZO UNO**



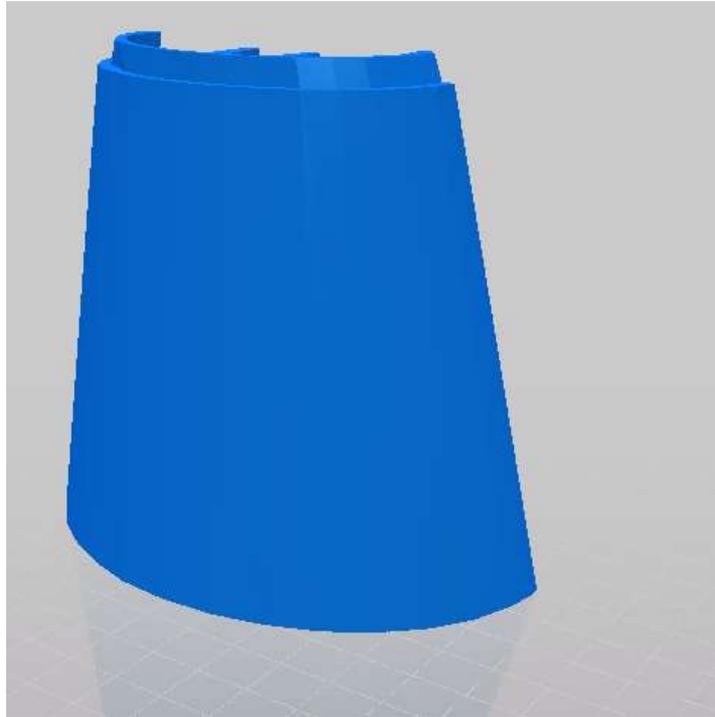
**ANTEBRAZO 2**



**ANTEBRAZO 3**



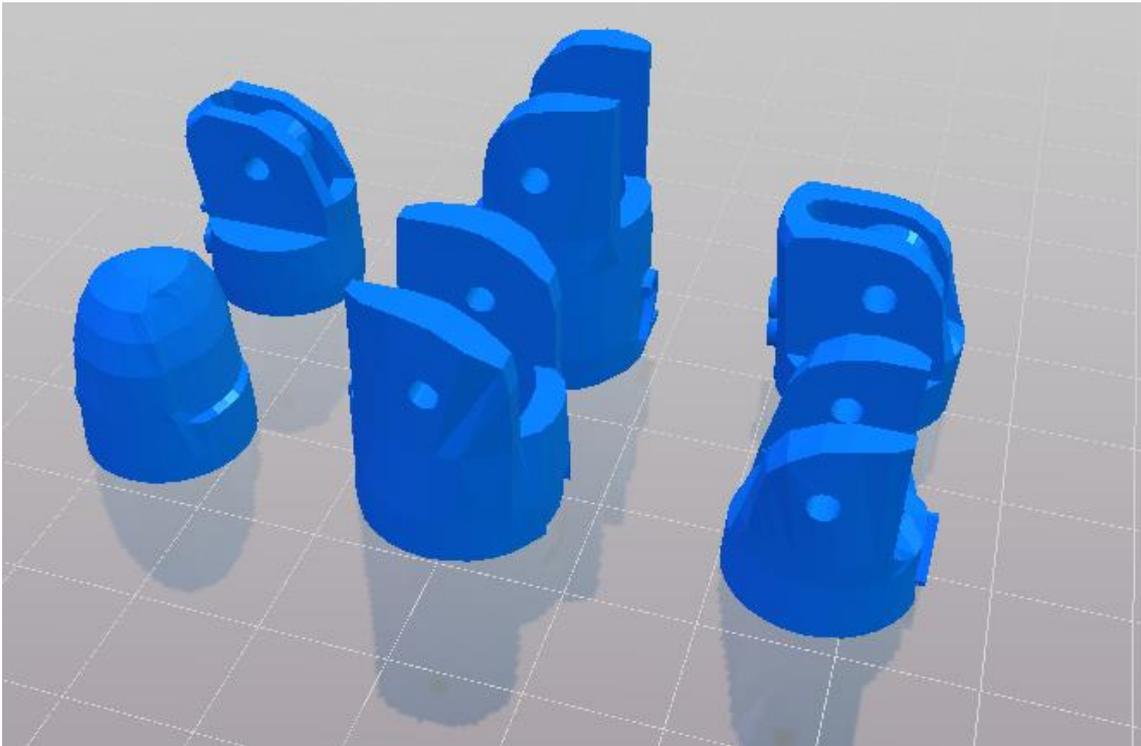
#### ANTEBRAZO 4



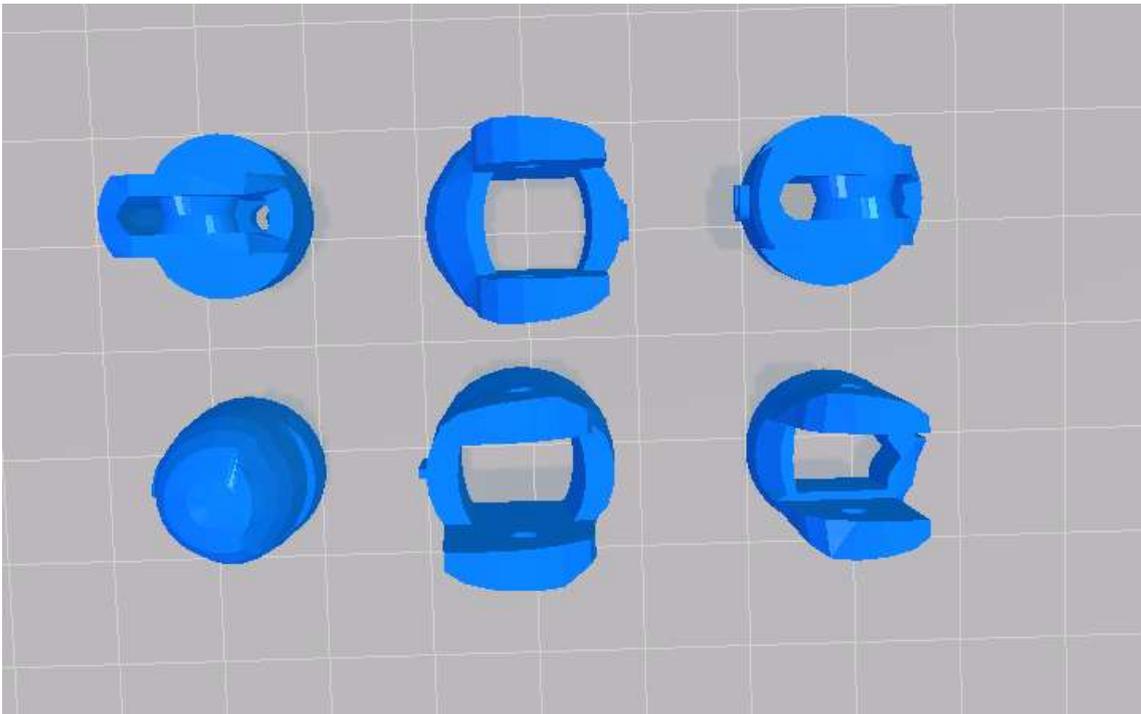
#### ACOPLE MANO



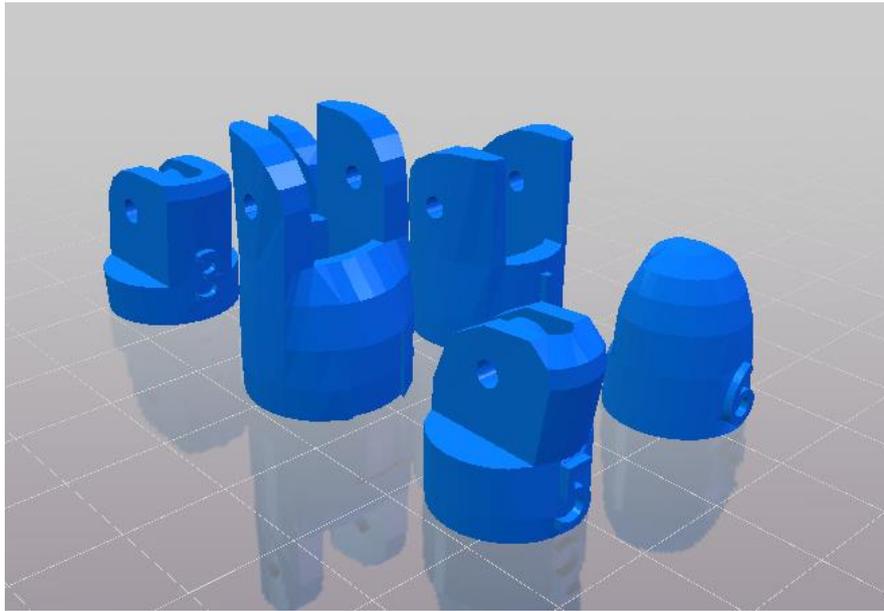
**DEDO INDICE**



**DEDO MEDIO**



**DEDO ANULAR**



**DEDO MENIQUE**

