

**UNIVERSIDAD CATÓLICA SANTO TORIBIO DE MOGROVEJO**  
**FACULTAD DE INGENIERÍA**  
**ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA ELÉCTRICA**



**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA  
ANTROPOMORFA CON AGARRE DE FUERZA DE BAJO COSTO PARA  
MANO EN NIÑOS**

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

**AUTOR**

**EDUARDO CHAVEZ CORDOVA**

**ASESOR**

**JUAN CARLOS VIVES GARNIQUE**

<https://orcid.org/0000-0003-0988-9881>

**Chiclayo, 2021**

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA  
ANTROPOMORFA CON AGARRE DE FUERZA DE BAJO COSTO PARA  
MANO EN NIÑOS**

PRESENTADA POR:

**EDUARDO CHAVEZ CORDOVA**

A la Facultad de Ingeniería de la  
Universidad Católica Santo Toribio de Mogrovejo  
para optar el título de

**INGENIERO MECÁNICO ELÉCTRICO**

APROBADA POR:

Wilson Alejandro Jiménez Zuloeta

PRESIDENTE

Elmer Rolando Polo Briceño

SECRETARIO

Juan Carlos Vives Garnique

VOCAL

## Índice

Resumen.....	13
Abstract.....	14
I. INTRODUCCIÓN.....	15
1.1 OBETIVOS.....	16
1.1.1 Objetivo específico.....	16
1.1.2 Objetivos específicos.....	16
1.2 JUSTIFICACIÓN.....	16
1.2.1 Justificación social.....	16
1.2.2 Justificación económica.....	16
1.2.3 Justificación tecnológica.....	16
1.2.4 Justificación ambiental.....	16
II. MARCO TEÓRICO.....	17
2.1 Estado del arte.....	17
2.1.1 Antecedentes internacionales.....	17
2.1.2 Antecedentes nacionales.....	19
2.1.3 Antecedentes locales.....	21
2.1.4 Productos similares existentes.....	22
2.1.5 Problemática actual de los productos similares existentes.....	26
2.1.6 Planteamiento del problema.....	27
2.1.7 Requerimientos del diseño.....	28
2.1.7.1 Requerimientos mecatrónicos.....	28
2.1.7.2 Requerimientos del paciente.....	28
2.1.7.2.1 Actividades física.....	28
2.1.7.2.2 Apariencia.....	29
2.1.7.2.3 Funcionalidad.....	29
2.1.7.2.4 Ambiente.....	29
2.1.7.2.5 Ensamblaje.....	29
2.1.7.2.6 Materiales.....	29
2.1.7.2.7 Seguridad.....	29
2.1.7.2.8 Costo.....	30
2.1.7.2.9 Manufactura.....	30
2.1.7.2.10 Tamaño.....	30
2.1.7.2.11 Peso.....	30

2.1.7.2.12 Ruido .....	30
2.2 Bases Teórico Científicas .....	30
2.2.1 Anatomía de la mano .....	30
2.2.1.1 Anatomía de los huesos de la mano .....	30
2.2.1.2 Movimientos básicos de la mano .....	31
2.2.1.2.1 Agarre en pinza .....	31
2.2.1.2.2 Agarre de Fuerza .....	32
2.2.1.2.3 Agarre de gancho.....	32
2.2.1.3 Miología de la mano .....	33
2.2.1.3.1 Musculo Flexor común superficial de los dedos de la mano .....	33
2.2.1.3.2 Músculo flexor común profundo de los dedos de la mano.....	34
2.2.1.3.3 Músculo flexor largo del pulgar .....	34
2.2.1.3.4 Músculo abductor largo del pulgar.....	35
2.2.1.3.5 Músculo extensor corto del pulgar .....	35
2.2.2 Niveles de amputación de miembro superior .....	36
2.2.3 Antropometría de la mano humana.....	37
2.2.4 Tipos de prótesis.....	37
2.2.4.1 Mecánicas.....	37
2.2.4.2 Neumáticas.....	38
2.2.4.3 Eléctricas .....	38
2.2.4.4 Mioeléctricas .....	39
2.2.4.5 Híbridas .....	39
2.2.5 Proceso de impresión 3D .....	40
2.2.5.1 Técnicas basadas en unión de material .....	40
2.2.5.1.1 Estereolitografía .....	40
2.2.5.1.2 Sintetizado laser selectivo .....	40
2.2.5.1.3 Fusión selectiva por laser .....	41
2.2.5.1.4 Proceso Jet impresión 3D .....	42
2.2.5.2 Técnicas basadas en deposición de material .....	42
2.2.5.2.1 Método de deposición fundida .....	42
2.2.5.2.2 Inyección de tinta de impresión.....	43
2.2.6 Materiales comunes en FMD .....	43
2.2.7 Sistema mecánico .....	43
2.2.7.1 Sistema de soporte .....	43
2.2.7.1.1 Polímero ABS.....	43

2.2.7.1.2 Fibra de carbono .....	44
2.2.7.1.3 Nylamid .....	44
2.2.7.1.4 Polímero PLA .....	45
2.2.7.1.5 Aluminio .....	45
2.2.7.1.6 Polímero TPU .....	46
2.2.8 Sistema de transmisión .....	46
2.2.8.1 Correas y poleas .....	46
2.2.8.2 Sistema de engranes .....	47
2.2.8.3 Sistema piñón-cremallera .....	47
2.2.8.4 Mecanismo de 4 barras. ....	47
2.2.9 Actuadores en prótesis mioeléctricas.....	48
2.2.9.1 Servomotores .....	48
2.2.9.2 Motor paso a paso .....	49
2.2.9.3 Motor ultrasónico.....	49
2.1.10 Electromiografía .....	50
2.1.10.1 Señales EMGs .....	50
2.1.10.1.1 Ancho de banda de la señal EMG .....	50
2.1.10.2 Sensores mioeléctricos .....	51
2.1.10.3 Electrodo s superficiales .....	51
2.1.10.4 Electrodo s invasivos .....	52
2.1.10.5 Adquisición de señales EMG .....	52
2.1.10.6 Procesamiento de señales EMG .....	53
2.1.10.6.1 Filtrado Digital .....	54
2.1.10.6.2 Rectificación y promediado.....	54
2.1.10.7 Procesamiento en el dominio del tiempo .....	54
III. DISEÑO .....	56
3.1 Metodología.....	56
3.1.1 Metodología mecatrónica .....	56
3.1.2 Matriz morfológica .....	56
3.1.3 Matriz de selección .....	56
3.1.3.1 Escala de Likert.....	56
3.1.4 Evaluación técnica económica.....	56
3.1.5 Diagrama de funcionamiento mecatrónico .....	56
3.1.6 Sistema electrónico.....	58
3.1.6.1 Desarrollo del hardware y hardware .....	58

3.1.6.2	Diseño y construcción de la placa PCB .....	58
3.1.7	Impresión 3D .....	59
3.1.7.1	Diseño de la pieza .....	59
3.1.7.2	Conversión a STL .....	59
3.1.7.3	Manejo de archivos STL .....	59
3.1.7.4	Creación del código G.....	60
3.1.7.5	Impresión de la pieza .....	60
3.1.7.6	Postfabricación.....	60
3.1.8	Puesta en marcha .....	60
3.2	Diseño conceptual de elementos o partes .....	61
3.2.1	Matriz morfológica .....	61
3.2.2.	Selección conceptual de equipos o partes.....	70
3.2.2.1	Selección conceptual del material para la estructura .....	72
IV.	RESULTADOS.....	76
4.1	Definición de características .....	76
4.1.1	Descripción de la solución.....	76
4.1.1.1	Dimensiones de la mano .....	76
4.1.1.2	Diseño en Solidwork.....	79
4.1.2	Grados de libertad.....	82
4.1.3	Grados de movilidad.....	83
4.1.4	Impresión de la prótesis (Fabricación) .....	83
4.1.4.1	Equipos utilizados .....	83
4.1.4.2	Software Utilizado .....	84
4.1.4.3	Variables en la impresión 3D.....	85
4.1.4.3.1	Densidad.....	85
4.1.4.3.2	Velocidad en la impresión .....	85
4.1.4.3.3	Temperatura de impresión.....	85
4.1.4.3.4	Cantidad de filamento .....	86
4.1.4.4	Proceso de la manufactura .....	86
4.1.4.4.1	Preparar la cama de la impresora .....	86
4.1.4.4.2	Configuración inicial antes de la impresión .....	86
4.1.4.5	Repartición de impresión .....	87
4.1.4.5.1	Fabricación y retiro de las partes.....	87
4.1.4.6	Resultado de la impresión 3D .....	90
4.1.4.7	Ensamblaje de la prótesis.....	91

4.2 Cálculos justificativos .....	92
4.2.1 Primera parte.....	93
4.2.2 Segunda parte.....	96
4.2.3 Diseño para el sistema de control.....	99
4.2.3.1 Consumo eléctrico de los componentes .....	99
4.2.3.2 Alimentación de motores .....	101
4.2.3.3 Regulación del voltaje para el sensor myoware y microcontrolador .....	103
4.3 Diseño del circuito de placa impresa.....	104
4.4 Algoritmo de programación .....	106
<b>V. SIMULACION Y RESULTADOS EXPERIMENTALES .....</b>	<b>108</b>
5.1 Verificación del cumplimiento de los parámetros de diseño .....	108
5.1.1 Simulación de caída del prototipo .....	108
5.2 Manual de operación del prototipo.....	113
5.3 Pruebas funcionales del prototipo .....	116
5.4 Costos del prototipo.....	119
5.5 Trabajo futuro o aplicaciones .....	121
<b>VI. CONCLUSIONES .....</b>	<b>122</b>
Recomendaciones.....	123
<b>VII. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>124</b>

## Lista de tablas

Tabla 1 Reportes de los agarres de fuerza en algunos de las prótesis, Fuente: Elaboración propia .....	26
Tabla 2 Parámetros de fuerza y velocidad, Fuente: Elaboración propia.....	27
Tabla 3 Actividades de un niño, Fuente: Elaboración propia .....	28
Tabla 4 Tipos de señales del cuerpo humano [76].....	53
Tabla 5 Ecuaciones para procesamiento de señales en el tiempo [75]: .....	55
Tabla 6 Matriz morfológica, Fuente: Elaboración propia.....	61
Tabla 7 Soluciones obtenidas, Fuente: Elaboración propia .....	62
Tabla 8 Evaluación técnica económica, Fuente: Elaboración propia .....	71
Tabla 9 Promedios obtenidos en evaluación técnica económica, Fuente: Elaboración propia.....	71
Tabla 10 Selección del material de soporte, Fuente: Elaboración propia.....	74
Tabla 11 Propiedades PLA, Fuente: Elaboración propia.....	75
Tabla 12 Medidas antropométricas .....	78
Tabla 13 Tiempo de impresión del proyecto .....	90
Tabla 14 Resultado de la tensión Fuente: Propia.....	95
Tabla 15 Gastos operativos, insumos y materiales Fuente: Propia.....	119
Tabla 16 Gastos operativos, gastos varios Fuente: Propia.....	119
Tabla 17 Presupuesto total del proyecto.....	120

## Lista de figuras

Figura 1 Greifer eléctrico [19] .....	22
Figura 2 MyoHand VariPlus Speed [19].....	22
Figura 3 i-limb ultra [20] .....	23
Figura 4 BeBionic 3 [22] .....	23
Figura 5 i-limb [25].....	24
Figura 6 SMART hand [26].....	24
Figura 7 CyberHand [28].....	25
Figura 8 Southampton-Remedi hand prosthesis [30].....	25
Figura 9 Anatomía de los huesos de la mano [38].....	31
Figura 10 Agarre en pinza, Fuente: Elaboración propia .....	31
Figura 11 Agarre de Fuerza, Fuente: Elaboración propia .....	32
Figura 12 Agarre de gancho, Fuente: Elaboración propia .....	32
Figura 13 Musculo Flexor común superficial de los dedos de la mano [41].....	33
Figura 14 Músculo flexor común profundo de los dedos de la mano [42].....	34
Figura 15 Músculo flexor largo del pulgar [43].....	34
Figura 16 Músculo abductor largo del pulgar [44] .....	35
Figura 17 Músculo extensor corto del pulgar [45].....	35
Figura 18 Niveles de amputación [47].....	36
Figura 19 Antropometría de la mano humana [48].....	37
Figura 20 Prótesis mecánica .....	37
Figura 21 Prótesis neumática [52] .....	38
Figura 22 Prótesis eléctrica [19] .....	38
Figura 23 Prótesis mioeléctricas [54].....	39
Figura 24 Prótesis híbridag [11].....	39
Figura 25 Técnica estereolitografía [56].....	40
Figura 26 Sintetizado laser selectivo [56].....	41
Figura 27 Fusión selectiva por laser [56].....	41
Figura 28 Proceso Jet impresión 3D [56].....	42
Figura 29 Método de deposición fundida [56].....	42
Figura 30 Inyección de tinta de impresión.....	43
Figura 31 Propiedades ABS, Fuente: Elaboración propia .....	44
Figura 32 Propiedades fibra de carbono, Fuente: Elaboración propia .....	44
Figura 33 Propiedades Nylamid, Fuente: Elaboración propia .....	45
Figura 34 Propiedades PLA, Fuente: Elaboración propia.....	45

Figura 35 Propiedades del aluminio, Fuente: Elaboración propia .....	45
Figura 36 Propiedades del TPU, Fuente: Elaboración propia.....	46
Figura 37 Correas y poleas.....	46
Figura 38 Sistema de engranes [70].....	47
Figura 39 Sistema piñón-cremallera .....	47
Figura 40 Mecanismo cuatro barras [72] .....	48
Figura 41 Servomotor [38].....	48
Figura 42 b) Diagrama del motor a pasos unipolar [38].....	49
Figura 42 a) Motor a pasos [38].....	49
Figura 43 Motor ultrasónico .....	49
Figura 44 Generación de las señales EMG [74] .....	50
Figura 45 Ancho de banda de las señales EMG [75].....	51
Figura 46 Sensor mioeléctrico no invasivo [74] .....	51
Figura 47 Sensor mioeléctrico invasivo.....	52
Figura 48 Características registradas en una fibra de músculo [77] .....	53
Figura 49 Filtrado digital [77].....	54
Figura 50 Rectificador de señal [77].....	54
Figura 51 Diagrama de funcionamiento mecatrónico, Fuente: Elaboración propia .....	57
Figura 52 Diagrama Sistema electrónico, Fuente: Elaboración propia .....	58
Figura 53 b) Cara delantera.....	59
Figura 54 a) PCB cara trasera .....	59
Figura 55 Solución 1, Fuente: Elaboración propia .....	64
Figura 56 Solución 2, Fuente: Elaboración propia .....	65
Figura 57 Solución 3, Fuente: Elaboración propia .....	66
Figura 58 Solución 4, Fuente: Elaboración propia .....	67
Figura 59 Solución 5, Fuente: Elaboración propia .....	68
Figura 60 Solución 6, Fuente: Elaboración propia .....	69
Figura 61 Parámetros para la evaluación económica, Fuente: Elaboración propia .....	70
Figura 62 Parámetros para la evaluación técnica, Fuente: Elaboración propia .....	70
Figura 63 Evaluación técnica- económica, Fuente: Elaboración propia.....	72
Figura 64 Solución óptima, Fuente: Elaboración propia .....	72
Figura 65 Dactilografía de la mano del niño, Fuente: Elaboración propia .....	76
Figura 66 Medidas antropométricas mediante venier, Fuente: Propia.....	77
Figura 67 Tabla antropométrica de niños .....	78
Figura 68 b) Superficie palmar exterior Fuente: Propia .....	80

Figura 697 a) Superficie palmar interior Fuente: Propia .....	80
Figura 69 Conexión interfalángica Fuente: Propia .....	80
Figura 708 b) Dedo índice vista frontal Fuente: Propia.....	80
Figura 718 a) Dedo índice vista lateral Fuente: Propia.....	80
Figura 70 Dedo pulgar vista isométrica Fuente: Propia.....	81
Figura 71 b) Antebrazo parte superior o tapa Fuente: Propia .....	81
Figura 721 a) Antebrazo parte inferior Fuente: Propia .....	81
Figura 73 Prototipo final ensamblado Fuente: Propia .....	82
Figura 74 Diagrama del sistema Fuente: Propia .....	83
Figura 75 Impresora 3D Tevo Tarántula Fuente:.....	84
Figura 76 Interfaz Simplify 3D Fuente: Propia .....	84
Figura 77 Velocidad de impresión Fuente: Propia.....	85
Figura 78 Temperatura de impresión Fuente: Propia.....	86
Figura 79 Cantidad de filamento Fuente: Propia .....	86
Figura 80 Interfaz Simplify 3D Fuente: Propia .....	87
Figura 81 Primera parte de impresión, piezas de la mano Fuente: Propia.....	88
Figura 82 Segunda parte de impresión, conexiones interfalángicas Fuente: Propia.....	88
Figura 83 Tercera parte de impresión, antebrazo Fuente: Propia .....	89
Figura 84 Opción "Editar proceso" Simplify 3D Fuente: Propia.....	89
Figura 85 Dinamometría en niños Fuente:.....	92
Figura 86 Diagrama de distribución de fuerzas dedo medio Fuente: Propia .....	93
Figura 87 Dedo antropomorfo con material PLA Fuente: Propia.....	94
Figura 88 Resultado de momentos de inercia Fuente: Propia.....	94
Figura 89 Torque necesario para el servomotor de los dedos 2 a 5 .....	96
Figura 90 Diagrama de distribución de fuerzas dedo pulgar Fuente: Propia .....	96
Figura 91 Dedo antropomorfo pulgar con material PLA Fuente: Propia .....	97
Figura 92 Resultado de momentos de inercia dedo pulgar Fuente: Propia.....	97
Figura 93 Toque necesario para el servomotor del dedo pulgar Fuente: Propia.....	98
Figura 94 Diagrama de consumo energético Fuente: Propia .....	101
Figura 95 Circuito interno de la fuente regulable para servomotor, Fuente: Propia.....	102
Figura 96 Configuración del regulador LM7805 .....	103
Figura 97 Diseño esquemático de la placa de control Fuente: Propia .....	104
Figura 98 Ruteado de las pistas de la placa de control Fuente: Propia .....	105
Figura 99 b) PCB terminada en baquelita, cara trasera Fuente: Propia .....	105
.....	105

Figura 100 a) PCB terminada en baquelita, cara tdelantera Fuente: Propia .....	105
Figura 101 Propiedades PLA Fuente: Propia.....	108
Figura 102 Especificaciones de malla Fuente: Propia .....	108
Figura 103 Mallado del prototipo Fuente: Propia .....	109
Figura 104 Resultado de tensiones de Von Mises Fuente: Propia .....	109
Figura 105 Resultado de tensiones de Von Mises vista lateral Fuente: Propia .....	110
Figura 106 Resultado de desplazamientos resultantes Fuente: Propia .....	111
Figura 107 Resultados de deformaciones unitarias Fuente: Propia .....	112
Figura 108 Limpieza de superficie de piel, Fuente: Propia .....	113
Figura 109 Placa sensor myoware, Fuente: Propia .....	113
Figura 110 Extensión del electrodo de referencia, Fuente: Propia .....	114
Figura 111 Ubicación de electrodos en el bíceps, Fuente: Propia .....	114
Figura 112 Potenciómetro de ganancia, Fuente: Propia .....	114
Figura 113 Batería lipo al 100% de su carga .....	115
Figura 114 Conexión de servomotores, Fuente: Propia .....	116
Figura 115 Trayectoria dedos 1 a 4, Fuente: Propia .....	117
Figura 116 Trayectoria dedo pulgar, Fuente: Propia .....	117
Figura 117 Trayectoria de los cinco dedos, Fuente: Propia .....	117
Figura 118 Tiempo de flexión.....	118

## RESUMEN

En esta investigación se realizó con el fin de reducir una de las brechas de la inclusión, la discapacidad de miembro superior en niños, esto se logró mediante el diseño, desarrollo y construcción de un prototipo funcional antropomorfo de mano en niños; como primer punto se ha elaborado el estudio de diversas prótesis que se encuentran en el mercado con el fin de obtener el principio de funcionamiento de estas, como sus requerimientos mecánicos, apariencia, materiales y funcionalidad. También se realiza la investigación de las distintas actividades a las que es sometido un niño en etapa escolar, encontrando así los requerimientos del paciente.

Como siguiente punto se realiza un estudio de la mano humana, sus tipos agarres, movimientos y su antropometría con el fin de un desarrollo óptimo en el diseño y fabricación aditiva de la prótesis. También se realiza una clasificación de los diferentes tipos de manufactura aditiva existente, el acondicionamiento de las señales electromiográficas en las prótesis EMG, los tipos de actuadores eléctricos en prótesis mioeléctricas y sus sistemas de transmisión.

A continuación, por medio de una matriz morfológica se han seleccionado las alternativas para los materiales y componentes a usar en la prótesis.

Posteriormente la solución de diseño obtenida se modela dinámicamente para hallar el torque necesario de los servomotores que la accionarán, junto a ello se simula en el software de diseño 3D SolidWorks, con el fin de validar su comportamiento mediante una simulación de caída no lineal. Asimismo, una vez validado se lleva a manufacturar por medio de una impresora 3D y se efectúa su montaje.

Finalizada la parte mecánica, se realizó el cálculo para determinar la corriente máxima de nuestros componentes electrónicos, así mismo también se determinó el valor óptimo de nuestra resistencia para una salida de 5v en alimentación de nuestros servomotores. Seguido a ello, se realizó el diseño y construcción de la PCB en el software Eagle.

Por último, se realiza un manual de uso, un protocolo de pruebas de funcionamiento y un estudio económico de la prótesis obteniendo de esto las conclusiones y los trabajos futuros.

**Palabras clave:** Prótesis, mano humana, antropometría, fabricación aditiva, electromiografía

## ABSTRACT

This research was carried out in order to reduce one of the gaps of inclusion, disability of upper limb in children, this was achieved through the design, development and construction of an anthropomorphic functional hand prototype in children; As a first point, the study of various prostheses that are on the market has been developed in order to obtain the principle of operation of these, as their mechatronic requirements, appearance, materials and functionality. Research is also carried out on the different activities to which a child is subjected during the school stage, thus meeting the patient's requirements.

The next point is a study of the human hand, its grip types, movements and its anthropometry with the purpose of an optimal development in the design and additive manufacturing of the prosthesis. There is also a classification of the different types of existing additive manufacturing, the conditioning of electromyographic signals in EMG prostheses, the types of electric actuators in myoelectric prostheses and their transmission systems.

Next, by means of a morphological matrix the alternatives for the materials and components to be used in the prosthesis have been selected.

Subsequently, the design solution obtained is modeled dynamically to find the required torque of the servomotors that will drive it, along with it is simulated in the 3D Solidwork design software, in order to validate its behavior by means of a non-linear fall simulation. Also, once validated, it is manufactured by means of a 3D printer and its assembly is carried out.

Once the mechanical part was finished, the calculation was made to determine the maximum current of our electronic components, as well as determining the optimal value of our resistance for a 5v output in the power supply of our servo motors. Following this, the design and construction of the PCB in the Eagle software was carried out.

Finally, a manual of use, a protocol of performance tests and an economic study of the prosthesis is obtained, obtaining from this the conclusions and the future works.

**keywords:** Prosthesis, human hand, anthropometry, additive manufacturing, EMG signals

## I. INTRODUCCIÓN

A lo largo de nuestra historia el ser humano, por necesidad, ha ido diseñado, construyendo y mejorando mecanismos para que las personas que estén ausentes de algún miembro inferior o superior, ya sea por problemas genéticos o accidente puedan recuperarse total o parcialmente.

Estudios de la OMS, Organización Mundial de la Salud revelan que más de mil millones de personas, es decir, un 15% de la población mundial, padece alguna forma de discapacidad. [1]

En la población peruana, estudios del INEI demuestran que el 5,2% de la población nacional (1 millón 575 mil 402 personas) padecen de algún tipo de discapacidad o limitación física y/o mental de los cuales el 8.2% de discapacitados son menores de 15 años. [2]

Con el transcurrir del tiempo, el avance de la tecnología nos ha permitido entrar a una nueva era, en donde por medio de las nuevas invenciones se pueda beneficiar el hombre como por ejemplo para facilitar las actividades complejas así mismo para evitar el peligro. Para este tipo de trabajos se hace el uso de robots, dichos robots al darles una aplicación médica incrementan su utilidad, este es el caso de las prótesis que son creadas con el fin de mejorar la calidad de vida del paciente. [3]; Debido a su gran utilidad de los robots en el área médica, esta área se ha venido desarrollando considerablemente como por ejemplo materiales más resistentes, mecanismos menos complejos, actuadores y sistema de adquisición y procesamiento de señales más precisos.. [4]

Empresas internacionales como Otto Bock, que es una empresa de prótesis de origen alemán y Touch Bionics de origen irlandés vienen desarrollando desde hace mucho tiempo partes biomecánicas y bioelectrónicas, sus avances y desarrollos en este tipo de prótesis ha ayudado a que distintas personas puedan readaptarse a la vida social como laboral.

Teniendo una realidad más cercana, debido a estudios del INEI se encontró una distribución porcentual del 3.6% con discapacidad en la población Lambayecana y son las que presentan mayor número después de Lima que cuenta con 6.8 % de personas con discapacidad. [5]

La necesidad de diseñar y desarrollar un sistema que pueda reproducirse en nuestro país surge al ver los problemas que nuestro país enfrenta ante este tema, esto se debe a que Perú no está con la suficiente tecnología ni desarrollo en productos médicos para personas con amputaciones.

Frente a lo anterior surge la pregunta ¿Un correcto diseño y selección de componentes mecánicos y electrónicos disminuirá el precio de la prótesis mioeléctrica antropomorfa con agarre de fuerza para niños?

## **1.1 OBJETIVOS**

### **1.1.1 Objetivo específico**

- ✓ Diseñar y construir una prótesis mioeléctrica antropomorfa con agarre de fuerza de bajo costo para mano en niños.

### **1.1.2 Objetivos específicos**

- ✓ Establecer las consideraciones previas del diseño de la prótesis mioeléctrica.
- ✓ Diseñar el sistema mecatrónico de la prótesis mioeléctrica.
- ✓ Realizar la construcción y puesta en operación de la prótesis mioeléctrica.
- ✓ Evaluar económicamente el producto final.

## **1.2 JUSTIFICACIÓN**

La justificación de este trabajo viene enmarcada por los siguientes puntos:

### **1.2.1 Justificación social**

Esta investigación pretende dar solución a la deficiencia funcional de movilidad de miembro superior del niño, permitiendo que este se reintegre a su vida social y familiar.

### **1.2.2 Justificación económica**

Esta investigación pretende devolver la funcionalidad de miembro superior a niños mediante el uso de materiales ligeros con manufactura aditiva, resistentes y fáciles de conseguir, los cuales tendrán un presupuesto de bajo costo, accesible para todos.

### **1.2.3 Justificación tecnológica**

Esta investigación hará uso de tecnología de impresión 3D brindándonos un prototipado rápido con una alta precisión y a un bajo costo. La fabricación de dicho prototipo contará con los dispositivos electrónicos más comunes en el mercado (gama media) así mismo se usará un software open source.

### **1.2.4 Justificación ambiental**

Esta investigación tendrá un impacto ambiental positivo debido a que el material a usar es un polímero constituido por moléculas de ácido láctico que se obtiene de almidón de maíz o caña de azúcar, el cual es un polímero biodegradable en condiciones adecuadas. Así mismo dicho material no provocará reacciones alérgicas al estar en contacto con la piel.

## II. MARCO TEÓRICO

### 2.1 Estado del arte

#### 2.1.1 Antecedentes internacionales

En 2017, Beltrán [6] realizó la siguiente investigación: “Diseño y construcción de prototipo de un miembro superior humano accionado por músculos neumáticos” en la Universidad Militar Nueva Granada. El sistema propone efectuar el movimiento de la articulación del hombro de un brazo artificial mediante músculos neumáticos. El prototipo construido cuenta con un desarrollo mecánico, electrónico y computacional así mismo con un nivel no avanzado de programación (OpenSim). El prototipo tiene 3 grados de libertad, estos grados son los encargados de generar los movimientos básicos de Flexión, extensión, aducción y abducción. Se tomó en cuenta en el diseño mecánico la antropometría de un brazo humano de una persona promedio para lograr que el prototipo sea lo más humano parecido. Los movimientos del prototipo los delimita los grados de rotación, así mismo el autor asigna posiciones de referencia en cada articulación y realiza una simulación CAD en el software Autodesk y SolidWorks. Para modelar el comportamiento de los actuadores creó un código de programación OpenSim. Hecho todo esto se comprobaron los movimientos en el software matemático Matlab, luego se simuló con Simmechanics y posteriormente se desarrolló una interfaz gráfica guide en Matlab. Como parte final se construyó el prototipo tomando en cuenta las medidas de una persona de 1.60 metros, y se realizaron pruebas como las de flexión, extensión, aducción, abducción del hombro y codo para poder comparar estos resultados a los obtenidos por la simulación. Así mismo llegó a concluir que el desarrollar un músculo neumático casero como actuador es una excelente alternativa si lo que buscamos es obtener fuerza y reducir gastos (economía). Así mismo sostuvo que para un correcto funcionamiento es necesario tomar en cuenta las pérdidas de presión en el recorrido del pistón, para ello debemos de tener en cuenta la longitud, el área transversal, la presión y la carga que dicho pistón manejará.

En 2017, *et al.* [7] publicaron la siguiente investigación: “Decodificación de Movimientos Individuales de los Dedos y Agarre a Partir de Señales Mioeléctricas de Baja Densidad” en la Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial. El sistema propone una metodología que determinará tareas del sistema motriz en la mano, dicha metodología agrupa individualmente el movimiento de los dedos cuando se requiere agarrar un objeto. El autor realiza esto con el fin de brindar una mayor comodidad en el agarre de prótesis de mano, trayendo como consecuencia una mayor aceptación por parte de los pacientes. Los autores compararon distintos métodos en la clasificación de reconocimiento de patrones mioeléctricos mediante 4 electrodos no invasivos. Los autores hicieron uso de métodos no lineales para caracterizar las señales en el dominio del tiempo, dando esto como resultado una gran diferencia al compararlos con otros métodos para realizar tareas de fuerza. Los autores tuvieron como resultados una aproximación de 99.4% en los movimientos independientes de los dedos, concluyendo que este valor porcentual es mayor al que lograron obtener en agarre de fuerza con un 93.4 %. Así mismo concluyeron que hay un mejor desempeño combinación del análisis de fractales con características temporales y modelos predictivos.

En 2015, *et al.* [8] publicaron la siguiente investigación: “Prototipo de una Prótesis Mioeléctrica para la Emulación de una Articulación de Codo” en la Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica. El sistema propone desarrollar un prototipo de prótesis mioeléctrica para la articulación de codo. Los autores usaron el método TKEO (Teager-Kaiser Energy Operator), por lo que, cuando una señal mioeléctrica logra pasar de estar inactiva a un estado de contracción muscular, se adquiere a la salida del método Teager una diferencia de señal y ruido en la actividad. Los autores optaron por elegir dicha metodología

debido a que tiene un algoritmo no complejo, robusto y eficaz, debido a lo anterior nos facilita detectar el momento en el que el músculo entra en actividad luego de adquirir el umbral de la señal de ruido, en otras palabras, cuando no existe contracción muscular. Los autores pudieron concluir que, para el diseño, el actuador con mayor utilidad en proyectos es el eléctrico, por lo que eligieron un servomotor por sus características de par, dicho servomotor puede soportar una carga de aproximadamente 1 kg. Para el sistema de transmisión se utilizaron reductores de velocidad y se implementaron 2 engranes con el fin de aumentar el torque. Para seleccionar el material los autores tomaron el criterio pensando en la resistencia, densidad y costo. Finalmente, los materiales que lograron seleccionar son el Nylamid y el aluminio.

En 2014, *et al.* [9] publicaron la siguiente investigación “Diseño e implementación de una prótesis mioeléctrica para mano” en la Revista International Standard Book Number. El sistema propone el diseño de una mano activa protésica, la cual será activada mediante señales electromiográficas del brazo del paciente. Los autores tomaron a la mano, como una mano robótica articulada por 5 servomotores con un alcance de cuatro diferentes posiciones, dentro de las posiciones tenemos: Agarre de fuerza, de gancho, selectivo y el posicionamiento natural de la mano. Dicho esto, simulamos el prototipo con la ayuda del software SolidWorks, gracias a estas herramientas se facilitó diseñar la estructura mecánica. Una vez que realizaron el prototipo en 3D utilizaron la propiedad de Solid Works Simulation y se analizaron la reacción del diseño a fuerzas de pandeo de 1 N y exposición de temperaturas de 36°C para incrementar la calidad del objeto a realizar. Los autores concluyeron que debido a el gran interés de beneficiar al porcentaje de la sociedad con discapacidad de mano o transradial, planeamos en brindar dicha ayuda mediante su proyecto el cual permitirá realizar las funciones de un miembro ausente teniendo como primer paso desarrollar una buena estructura y finalmente el resto de sistema para mover los dedos.

En 2012, Loaiza [10] realizó la siguiente investigación: “Diseño y simulación de un prototipo de prótesis de mano bioinspirada con cinco grados de libertad”, en la Universidad Nacional de Colombia. El sistema propone diseñar y modelar detalladamente una prótesis de mano con cinco grados de libertad, para llevar a cabo el autor realizó un estudio preliminar multidisciplinar necesario para un eficaz desarrollo del diseño con el fin de realizar los siguientes 4 movimiento: Flexo- extensión, Pronación-supinación, pinza tridigital y extensión palmar. Luego generó el modelamiento numérico y geométrico que se necesita para el buen funcionamiento de la prótesis, los métodos usados por el autor fueron el modelo Denavit/Hartenberg identificando los ejes de cada articulación tomando en cuenta la amplitud que tienen los ángulos para restringir el movimiento de la prótesis, así mismo los ángulos de flexión de los dedos.

El diseño y simulación se realizó en el software CAD/CAE SolidWorks utilizando su herramienta Motion, para analizar su resistencia y rigidez. Antes del ensamblado se realizó un Análisis Modal de Efectos y Fallos para determinar las posibles fallas, así como también las causas y la manera de poderlas prevenir. Por último, se realiza el armado de la prótesis tomando en cuenta los aspectos de manufactura, ensamblaje, costos, confiabilidad y seguridad que se tienen que considerar para un diseño sustentable de la prótesis tomando en cuenta las características físicas y mecánicas como también su fácil construcción.

En 2010, Quinayàs [11] realizó la siguiente investigación: “Diseño y construcción de una prótesis robótica de mano funcional adaptada a varios agarres” en la Universidad del Cauca. El sistema propone diseñar un mecanismo de una mano, para el cual el autor realizó un estudio previo sobre los materiales posibles a utilizar y su funcionalidad para la fabricación de la prótesis, esta debe de tener tres condiciones, la primera que sea funcional, la segunda de bajo costo y la tercera que sea de fácil adaptabilidad. El autor presenta un análisis para poder implementar una prótesis de bajo costo y de mantenimiento sencillo, realiza un estudio previo, dicho estudio fue de actuadores de prótesis, mecanismos de transmisión,

sensores y tipos de materiales. Así mismo presentó el modelo geométrico y dinámico de la mano en donde se analizan los movimientos funcionales de la mano mediante los métodos cinemáticos de Denavit Hanterberg con el fin de conjugar funcionalidad y simplicidad en la prótesis, así mismo se analizó la arquitectura de la mano robótica como una estructura arborescente. Para la interfaz software utilizó Pics y el lenguaje C y por medio del compilador CCS, finalmente hizo la interfaz gráfica en el software Labview, y se procedió a la construcción de la mano robótica de 6 grados de libertad. En la parte de control del mecanismo, el autor decidió cerrar las articulaciones de la mano con una caracterización ya establecida en los sensores de fuerza y para cuando estos sensores hagan contacto entre ellos.

### 2.1.2 Antecedentes nacionales

En 2017, Campos, Pachas y Valencia [12] publicaron la siguiente investigación: “Interfaz para registro y representación de tres movimientos de extremidad superior basado en electromiografía” en el Encuentro Científico Internacional. El sistema propone un sistema para aprovechar la información que el cuerpo humano manifiesta constantemente mediante el diseño de un circuito de adquisición y acondicionamiento de señal muscular. Los autores tomaron las señales de tres canales bipolares con una referencia en común. La información registrada por el EMG la enviaron a un microcontrolador que interpretará las señales en movimientos de extensión/flexión, supinación/pronación y movimiento de agarre. Para la representación en PC de los movimientos descritos los autores diseñaron una prótesis de extremidad superior, haciendo uso de la herramienta CAD Inventor, el cual se vincula a una interfaz diseñada en Matlab donde se visualiza los movimientos específicos realizados por la persona.

En 2014, Salas [13] realizó la siguiente investigación: “Diseño de una Prótesis Mioeléctrica para desarticulación de muñeca” en la Pontificia Universidad Católica del Perú. El sistema propone un diseño para prótesis de mano mioeléctrica para desarticulación de muñeca que dará la posibilidad al paciente de sujetar objetos igual o superior a los  $3 \text{ cm}^3$ , así mismo dicho mecanismo permitirá regular la fuerza de sujeción. Para esto Salas ideó un sistema que permita adquirir los datos por medio de sensores de captura, de esta forma se amplificarían y suavizarían las SME que provienen del brazo y antebrazo. Los sensores estarán ubicados en el interior de la palma de la mano protésica.

El prototipo adquiere las señales mioeléctricas mediante dos sensores musculares no invasivos y cada uno cuenta con tres electrodos. Uno de los sensores es el encargado de recibir las señales enviadas del músculo Biceps Brachii y el segundo electrodo recibe las señales del músculo extensor Carpi Radialis Longus. El autor utiliza electrodos de cloruro de plata de la marca Kendall serie 100 que cuentan con un área de  $452 \text{ mm}^2$  tipo de conector Snap sin contenido de latex, dichos electrodos se conectan a los sensores mioeléctricos de músculo cuya función será de recibir, amplificar, rectificar y suavizar la señal obtenida con un rango de 0 a 5V. La prótesis tiene 2 modos de operación una es abrir o cerrarla y la segunda la regularización de la fuerza de sujeción. Con respecto a la parte mecánica el autor se basó en la norma DIN 33 402 parte 2, la cual específica y recomienda medidas estándares de tamaño de mano que se usan en los diseños de útiles, herramientas. Se tomó como base esa norma para que el prototipo, estéticamente hablando, sea antropomorfo. Así mismo se hizo uso de un material polimérico llamado ABS plus que se fundió una impresora 3D. Su sistema mecánico consta de dos bases en forma de palma y de un acople de muñeca, los componentes electrónicos están dentro de la base. El mecanismo de funcionamiento se da gracias a un mecanismo de cuatro barras, el cual permite los distintos tipos de agarre. El diseño electrónico del prototipo está basado en un microcontrolador Atmega 320, quien tiene una plataforma de software libre en la comunidad Arduino.

Por medio del incremento o disminución del ángulo de los servomotores logró controlar la fuerza de sujeción solamente variando la modulación por ancho de pulso (PWM). Salas concluyó en su trabajo que la restricción de sujeción de objetos pequeños es debido al área de contacto entre falanges ya que esta es superior a  $3 \text{ cm}^2$ , de modo que limita a los dedos adaptarse a la superficie de los objetos.

En 2011, *et al* [14] publicaron la siguiente investigación “Procesamiento de señales mioeléctricas aplicado a un robot de cinco grados de libertad” en el Concurso de proyectos Intercon 2011. El sistema propone implementar un sistema electrónico que pueda procesar las señales EMG del brazo, con el fin de controlar un robot. Los autores le hicieron un proceso análogo - digital a las señales EMG en un área específica del brazo. En dicho prototipo destacaron los filtros analógicos con fácil acondicionamiento para obtener señales mioeléctricas, todo esto fue gracias a que los autores aplicaron teorías de diseño de filtros en cascadas. Así mismo lograron acondicionar las señales EMG limpias, es decir sin ruido, lo que facilita su proceso digital. Los autores pudieron concluir que el potencial eléctrico de las señales electromiográficas en su periodo de actividad están directamente ligadas al accionar de cada dedo (actividad muscular). También dieron a conocer que el prototipo robótico de cinco gdl es del tipo genérico, esto nos da la posibilidad de tratar o usar distintos tipos de robots, los cuales dependiendo de la complejidad aumenta el costo de adquisición. Las señales emg son emitidas por los músculos, por lo que el autor recomienda ubicar bien el sensor disminuyendo la distancia entre la separación de los electrodos que conducirán las SEMG.

En 2013, Sullcahuamán [15] realizó la siguiente investigación: “Diseño mecánico de un prototipo de prótesis mioeléctrica transradial” en la Pontificia Universidad Católica del Perú. El sistema propone diseñar un mecanismo para un prototipo mioeléctrico que irá dirigida a pacientes que han sufrido pérdidas del miembro superior, específicamente debajo del codo. Para llevar esto a cabo Sullcahuamán realizó un estudio sobre un mecanismo que cuente con un grado de libertad para luego simular el movimiento de dos de los cinco dedos de la mano, estos dedos son el pulgar e índice, tomando en cuenta que la relación que existe en las posiciones angulares de las falanges restringirá el movimiento de estos dedos a analizar. por lo que utilizó el mecanismo de doble manivela en cada articulación de las falanges. Para la sujeción de peso y superficies utilizó un material rugoso para sujetar formas un material de mecanismos de falanges y para la fuerza y agarre se usaron sensores de fuerza. Hizo un diseño de resistencia redondeando valores para comodidad del diseño para las dimensiones de los dedos índice y pulgar. Así mismo el análisis de esfuerzos lo realizó en el software SolidWorks. Además, realizó un estudio mediante las ecuaciones de Ferdinand Freudenstein, con esto el autor pretende encontrar y verificar las dimensiones en cada elemento aplicando parte del cálculo de resistencia de materiales. Para accionar los dedos empleó un actuador neumático, dicho actuador garantizará proporcionalidad en el control de la fuerza que se aplicará. Finalmente, Sullcahuamán hizo ensayos de presión del peso del objeto a sujetar vs el actuador, para ello recubrió los dedos del prototipo con caucho. El objeto a sujetar fue un vaso de poliestireno el cual se llenó con diferentes pesos.

En 2013, Alarcón [16] realizó la siguiente investigación: “Diseño e implementación de un sistema de adquisición y procesamiento de señales mioeléctricas para el reconocimiento en tiempo real de la contracción de los bíceps y tríceps braquiales orientado a la manipulación de un brazo robótico de tres grados de libertad”, en la Universidad de Ciencias Aplicadas. El sistema propone implementar un prototipo parecido a una prótesis emg la cual tenga la capacidad de discernir los cinco diferentes movimientos del brazo, todos ellos en tiempo real. Dichos movimientos en tiempo real. Alarcón utilizó las siguientes metodologías para el desarrollo de este proyecto: la adquisición y procesamiento digital de la señal mioeléctrica, el autor buscó que las que las placas electrónicos sean resistentes y duras con

el fin que entren en un espacio limitado y pequeño. Para esto el autor hizo uso de resistencias capacitores SMD, un microcontrolador como reemplazo de un dispositivo ADC en la etapa de digitalización. Las señales a procesar serán obtenidas de tres personas de diferentes edades, pesos y contextura que no cuentan con una amputación. El procesamiento de las señales EMG de bíceps y tríceps se segmentan en bloques de 256 muestras para luego ser filtradas por un filtro Notch. Después de este proceso de segmentación se sometió a la descomposición de Wavelet por medio de la transformada de multiresolución de Wavelet. Para lograr comunicar el software y el hardware el autor tuvo que hacer uso de un puerto UART que se encuentra en el microcontrolador usado, cabe resaltar que dicho puerto no cuenta con una salida de 12V que es necesaria para el computador. Debido a esto, Alarcón hizo uso de un chip MAX232 que permitió y facilitó la amplificación de las señales a un diferencial de potencial de 12V. En el control de los motores de corriente continua que serán quienes accionarán el prototipo de brazo robótico, como primero punto se debe encontrar la clasificación del movimiento, entonces, ya encontrado el valor, este activará los motores generando cualquiera de los tres movimientos mencionados al principio. El movimiento artificial que se ha detectado procederá a seleccionar un motor y alternará los giros con el fin de dar sentido horario o antihorario a los motores y producir los movimientos deseados. La implementación del control en tiempo real se realizó usando en microcontrolador PIC30F3014 a 20 MIPS. Dicho PIC será el encargado de la digitalización, procesamiento de la señal y de enviar la señal para el manejo de los tres motores DC. Alarcón determinó que variando el diagrama de flujo en la programación del microcontrolador en el momento que se implementa se obtienen mejores resultados de control en tiempo real.

### **2.1.3 Antecedentes locales**

En 2016, Quesquén [17] realizó la siguiente investigación: “Diseño y construcción de una prótesis biónica robotizada para personas discapacitadas arriba de codo del brazo derecho” en la Universidad Nacional Pedro Ruiz Gallo. El sistema propone obtener una prótesis biónica robotizada que completará las funciones motrices de una persona discapacitada del antebrazo derecho. Quesquén realizó pruebas para la adquisición de señales de los músculos del bíceps y tríceps con distintos métodos de sensado, como electrodos, acelerómetro, sensor de presión, sensores extensiométricos y otros; de los cuales optó por el uso de sensores de fuerza resistivo que permiten tener un control óptimo por tener un comportamiento más lineal y no invasivo en el sistema.

Quesquén pudo concluir que para la construcción de una prótesis biónica de bajo costo y de simplicidad en una electrónica no compleja en filtrado de señales, se debe emplear sensores de fuerza resistivo (FSR) por facilitar la adquisición de las señales de los músculos ya que no son invasivos, detectan presiones con precisión, tienen alta durabilidad y aíslan el sistema de control de otras señales que sería muy tediosas de filtrar con electromiografía.

### 2.1.4 Productos similares existentes

En 2015, la empresa Otto Bock [18] presentó el siguiente producto: “Greifer eléctrico”, con el fin de solucionar parte de la población con amputación de miembro superior. El prototipo puede realizar tareas manuales con gran precisión, tiene gran fuerza, precisión de agarre y durabilidad y es apropiada para trabajos difíciles.



*Figura 1 Greifer eléctrico [19]*

En 2015, la empresa Otto Bock [19] presentó el siguiente producto: “MyoHand VariPlus Speed”, con el fin de solucionar parte de la población con amputación de miembro superior. El prototipo se ajusta a las necesidades del cliente con un bajo nivel de amputación así también puede adaptarse de una manera muy sencilla en un paciente con nivel de amputación leve y lo más importante tiene una elevada velocidad y fuerza de agarre.



*Figura 2 MyoHand VariPlus Speed [19]*

En 2015, la empresa Otto Bock [20] presentó el siguiente producto: “DMC Plus”, con el fin de solucionar parte de la población con amputación de miembro superior. Este prototipo posee una forma antropomorfa y también un sistema avanzado de control de seguridad que apertura el prototipo mediante una señal electromiográfica más alta que la señal que se utilizó para el cierre, además de ello cuenta con una gran velocidad y fuerza de agarre.

En 2014, la empresa Touch Bionics [21] presentó el siguiente producto: “i-limb ultra”, con el fin de solucionar parte de la población con amputación de miembro superior. Este prototipo de mano tiene un su presentación cinco dedos con la capacidad de moverlos individualmente, cabe resaltar que el dedo pulgar tiene un rango de rotación de 90 grados sobre su eje., además de ello es controlada con señales mioeléctricas y la estructura base está hecho de aluminio cargando hasta 90 kg.



*Figura 3 i-limb ultra [20]*

En 2014, la empresa RSLSteeper [22] presentó el siguiente producto: “BeBionic 3”, con el fin de solucionar parte de la población con amputación de miembro superior. El prototipo tiene un su diseño cinco dedos que se accionan gracias a microcontroladores que están monitoreando constantemente la posición y estado de los dedos. El prototipo tiene un límite para soportar 140.1 N, así mismo puede realizar la apertura o cierre de la mano en un tiempo máximo de un segundo. BeBionic tiene la capacidad de auto programarse y realizar hasta 14 diferentes tipos de agarre y posiciones.



*Figura 4 BeBionic 3 [22]*

En 2011, se presentó el siguiente producto: “Centri Hand” [23], el cual ayudará a las personas con discapacidad transradial. El sistema presenta un prototipo que utiliza señales mioeléctricas. Únicamente tiene función de pinza.

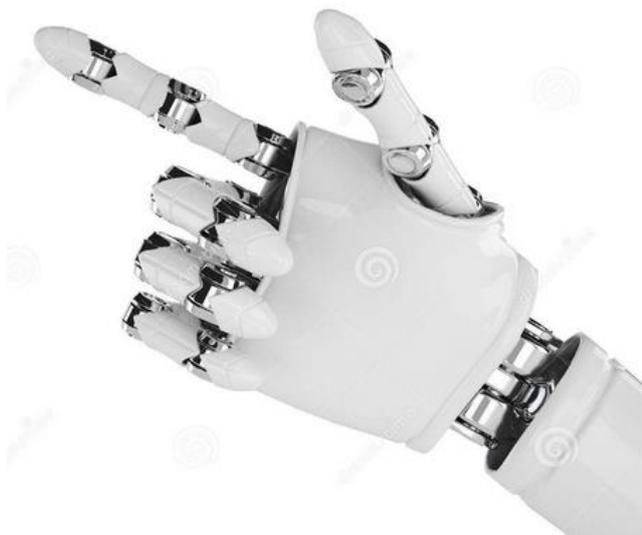
En 2011, se presentó el siguiente producto: “KNU hand” [24] con el fin de solucionar parte de la población con amputación de miembro superior. Este dispositivo tiene la ventaja de oponer el dedo pulgar. Además, posee un sistema de autobloqueo.

En 2010, la empresa Touch Bionics [25] presentó el siguiente producto: “i-limb”, con el fin de solucionar parte de la población con amputación de miembro superior. Este prototipo fue la primera prótesis comercial que puede mover los dedos de manera individual. Recibe señales mioeléctricas. Se le pueden adaptar guates cosméticos.



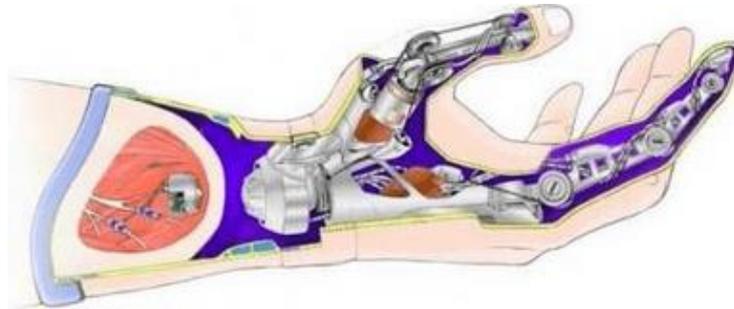
*Figura 5 i-limb [25]*

En 2008, se presentó el siguiente producto: “SMART hand” [26] [27], con el fin de solucionar parte de la población con amputación de miembro superior. Este prototipo tiene un novedoso mecanismo autobloqueante conducido de baja fricción. Cuenta con sensores de efecto Hall y sensores ópticos. Circuitería integrada en la palma



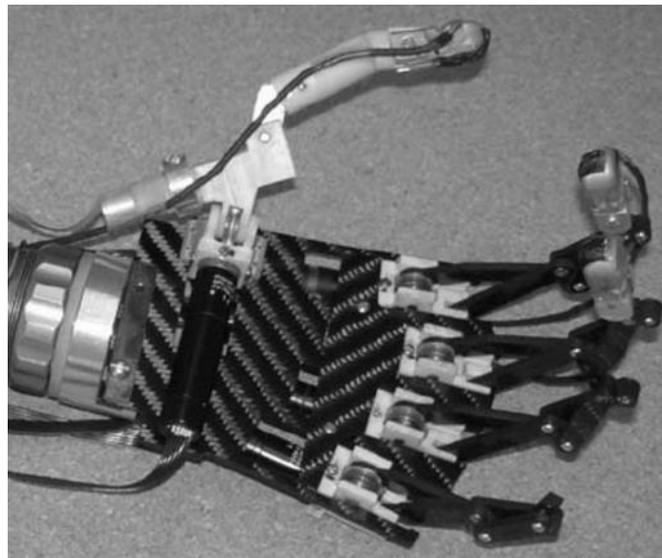
*Figura 6 SMART hand [26]*

En 2002, se presentó el siguiente producto [28]: “CyberHand”, con el fin de solucionar parte de la población con amputación de miembro superior. El prototipo utiliza sensores biomiméticos para poder obtener las señales (información) del cerebro, con estas señales puede accionar los motores que darán movimiento a los dedos. El prototipo está constituido por tres dedos articulados con 6 pequeños motores por dedo, gracias a esto se logran movimientos son independientes por dedo., además tiene un sistema de realimentación táctil mediante un vínculo eléctrico además la prótesis permite al paciente que la porte sentir la temperatura y presión a la que someta al prototipo.



*Figura 7 CyberHand [28]*

En 2000, se presentó el siguiente producto: “Southampton-Remedi hand prosthesis” [29], con el fin de solucionar parte de la población con amputación de miembro superior. Este prototipo recibe señales mioeléctricas. Puede lograr un agarre de antideslizamiento. Cuenta con sensores en la punta de los dedos.



*Figura 8 Southampton-Remedi hand prosthesis [30]*

### 2.1.5 Problemática actual de los productos similares existentes

Algunas de las prótesis mencionadas en el apartado 2.1.1 [21] [26] [27] [24] [23] [28] no pueden realizar la prensión aducción entre los dedos por lo que sólo cuentan con 5 prensiones básicas de las cuales 2 pertenecen al agarre de fuerza.

Se estimará el desempeño de dichas prótesis mediante una evaluación de prensión básica. Esta prueba se realiza mediante la sujeción de objetos de diversas geometrías utilizando distintos tipos de presiones. Las ventajas de estas pruebas son las siguientes:

- ✓ Facilidad para realizar la prueba debido a que sólo se necesita el objeto a sujetar.
- ✓ Diversidad de objetos para pruebas, objetos parecidos a los que se utilizan normalmente sin importar geometría.
- ✓ Los resultados son obtenidos rápidamente al finalizar la prueba con óptimos resultados sin necesidad de cálculos posteriores.
- ✓ Como última ventaja, no se necesitan dispositivos extras para realizar esta prueba.

Así mismo presenta cierta desventajas, las cuales son:

- ✓ Los resultados que se obtienen son cualitativos, por lo que no se tendrá mucha precisión al momento de interpretarla.
- ✓ Se evalúa a la prótesis como una sola, es decir no se puede obtener el desempeño de una parte en particular de la prótesis. Debido a esto si se quisiera realizar un rediseño se necesitaría de otro tipo de pruebas para encontrar con exactitud cuál o cuáles son los componentes que necesitan ser reemplazados o en todo caso realizarles alguna mejora.
- ✓ Mediante esta prueba no se puede conocer la calidad de agarre de la prótesis sólo se puede determinar el tipo de objeto que la prótesis puede sujetar.

La siguiente tabla muestra los reportes de los agarres de fuerza en algunos de las prótesis de los apartados 2.1.1 [21] [26] [27] [24] [23] [28]

*Tabla 1 Reportes de los agarres de fuerza en algunos de las prótesis, Fuente: Elaboración propia*

Prótesis	Fuerza	
	Presión palmar	Presión en gancho
I-Limb	SÍ	SÍ
SMART Hand	SÍ	NO
Silicone Hand	SÍ	NO
CyberHand	SÍ	SÍ
Centri Hand	SÍ	SÍ
KNU Hand	SÍ	SÍ
Southampton-Remedi Han	SÍ	SÍ

Se evaluó también los parámetros de fuerza y velocidad de estas prótesis comerciales como son la fuerza en la presión palmar y la velocidad del dedo durante la flexión. [21] [26] [27] [24] [23] [28]

*Tabla 2 Parámetros de fuerza y velocidad, Fuente: Elaboración propia*

Prótesis	F. Presión palmar	Velocidad	
		Base del dedo	Para cerrar la mano
I-Limb	136N	*	1.2s
SMART Hand	*	*	1s
CyberHand	70N	0.79rad/s	*
Centri Hand	81N	100mm/s	*
Southampton-Remedi Hand	38N	*	0.84s

### 2.1.6 Planteamiento del problema

Cuando una persona sufre una amputación, su calidad de vida cambia automáticamente, sus labores que realizaba en su diario vivir son afectadas por la dificultad que esta trae consigo. Cuando la amputación es un niño, el trauma es mayor debido a las consecuencias y efectos negativos sobre su conducta, actitudes y sentimientos introspectivos, llevando a la pérdida de aceptación y dificultando el desarrollo del niño, en el entorno de la sociedad. [30]

Para mejorar la calidad de la persona desde tiempos antiguos se han ido creando mejoras adecuándose a la tecnología de la época, de esta forma lograban mejorar la funcionalidad de la persona amputada.

Sin embargo, las prótesis mioeléctricas en nuestro país no tienen una gran demanda, esto se debe a que el precio de éstas oscila entre los 42 000 dólares [31], dicho precio es muy elevado para la clase media-baja de nuestra población, por lo que en nuestro país (Perú) podemos encontrar en el mercado variedad de prótesis mioeléctricas básicas. Debido a esto, la población prefiere comprar las prótesis de tipo mecánica, esto es porque las prótesis mecánicas tienen un precio más económico que las mioeléctricas, estas oscilan entre el precio de 500 a 2000 dólares. [4]

## 2.1.7 Requerimientos del diseño

### 2.1.7.1 Requerimientos mecatrónicos

Esta sección engloba las características electrónicas, mecánicas, eléctricas e informáticas que debe tener el proyecto para su posterior elaboración.

**Eléctrica:** Implica el acondicionamiento e interfaz de señales mioeléctricas de entrada, para dichas señales se utilizarán electrodos superficiales y amplificadores operacionales.

**Estructura de control:** Comprende el sistema electrónico, desde los circuitos lógicos hasta el microcontrolador.

**Informática:** Comprende el algoritmo de control que se utilizará para ordenar una serie de pasos a seguir para la prótesis.

**Mecánica:** Implica la parte de soporte de la prótesis(chasis), también la parte encargada de generar y transmitir el movimiento (actuadores, sistemas de transmisión).

### 2.1.7.2 Requerimientos del paciente

Debido a que la prótesis será diseñada para un niño en etapa escolar (6-12 años), se tomará en cuenta las distintas actividades a las que estarán sometidos en sus quehaceres del día. Así mismo para un óptimo diseño se toman en cuenta parámetros ambientales de la zona en donde se usará la prótesis.

#### 2.1.7.2.1 Actividades física

Para el ser humano la mano, es uno de los miembros más importantes por sus diversas funciones con las cuales uno puede tener diariamente una relación con el entorno [32]. Es por ello que se deben tener en consideración qué actividades físicas realiza un niño de 6 a 12 años para el proceso de diseño y construcción de una prótesis mioeléctrica con agarre de fuerza. Dentro de dichas actividades se encuentran las algunas básicas como lo son sujetar un cubierto para alimentarse y el cepillo de dientes para su higiene oral. Para dichas actividades los objetos a considerar tendrán un diámetro entre 2 a 6 cm.

La siguiente tabla muestra las posibles actividades [33] a las que se somete un niño en una etapa de edad escolar.

*Tabla 3 Actividades de un niño, Fuente: Elaboración propia*

Actividad	Edad
Manualidades	<b>6 -12 años</b>
Actividades familiares	
Deportes	

#### **2.1.7.2.2 Apariencia**

El ser humano en la etapa de 3 a 6 años desarrolla habilidades psicosexuales como también sociales [34] [35], por lo que no contar con un miembro superior o contar con uno no estético causaría en el niño efectos negativos en su conducta. Debido a esto la apariencia de la prótesis a construir tendrá una apariencia estética y antropomorfa, es decir con forma humana.

Se espera poder personalizar la prótesis con el héroe favorito del paciente con el fin de aumentar su satisfacción.

#### **2.1.7.2.3 Funcionalidad**

La prótesis a construir tiene que cumplir con la función de agarre de fuerza, es decir, que la prótesis pueda sostener objetos en el aire utilizando la palma de la mano como una plataforma y utilizando el dedo pulgar como apoyo triangulando el resto de los dedos. Así mismo la prótesis será utilizada sólo para objetos con superficies regulares.

Además, tiene que tener un mecanismo simple y de fácil uso para el paciente con un fácil montaje para el ensamble.

#### **2.1.7.2.4 Ambiente**

La prótesis será diseñada para un niño de 6 a 12 años, amputado de miembro superior por debajo del codo y dicha prótesis trabajará bajo ciertas condiciones:

Los valores de humedad, presión y temperatura serán los estándares en la ciudad de Chiclayo dicho en otras palabras los rangos serán: 25°C, 1012 hPa y 89%. [36]

#### **2.1.7.2.5 Ensamblaje**

El ensamblaje tiene que ser lo más sencillo posible es decir no necesitar de algún tipo de herramienta especial. El mantenimiento será tipo preventivo y será para los 3 sistemas; mecánico, electrónico y en caso sea necesario el sistema de control.

#### **2.1.7.2.6 Materiales**

El material a usar será un material de fabricación aditiva, el cual tendrá un bajo costo y alta resistencia para las actividades a las cuales estará sometida una persona de 6 a 12 años.

#### **2.1.7.2.7 Seguridad**

La prótesis a construir tiene que brindarle al paciente seguridad mecánica en donde dicho prototipo tenga la resistencia para las tensiones a las que estará sometida en las actividades de una persona en etapa escolar. Así mismo debe brindarle comodidad para que este desarrolle sus actividades de forma normal sin ningún inconveniente, para esto, se propone unos bordes suaves.

La prótesis bajo ninguna circunstancia debe ser sumergida o tener contacto alguno con el agua y el sistema electrónico debe ser manipulado por alguien con capacitación previa.

#### **2.1.7.2.8 Costo**

Se busca que el prototipo tenga un costo menor al costo de las prótesis mioeléctricas comerciales o que no supere un costo de 1000 soles.

#### **2.1.7.2.9 Manufactura**

Al usar materiales con excelentes propiedades mecánicas y tener un buen diseño con geometrías no complicadas en la prótesis nos dará una manufactura sencilla. El sistema de control y electrónico estarán hechas con materiales de fácil remplazo y los servomotores (actuación) serán económicos y seleccionados para que consuman la menor energía posible.

#### **2.1.7.2.10 Tamaño**

El tamaño será lo más parecido a las medidas y geometrías antropomorfas del paciente a quien se le hará la prótesis con medidas reales.

#### **2.1.7.2.11 Peso**

El peso tiene que ser inferior o igual al de las prótesis comerciales ya existentes que tienen un rango de 500 a 850 g, esto se logrará mediante el uso de polímeros en la manufactura.

#### **2.1.7.2.12 Ruido**

La prótesis debe operar en un estado de silencio sin que sus componentes y/o actuadores sobrepasen los niveles de malestar por ruido que recomienda la OMS que son 65db.

### **2.2 Bases Teórico Científicas**

#### **2.2.1 Anatomía de la mano**

La mano es la extremidad del antebrazo que empieza en la muñeca y termina en la punta de los dedos. Es una las extremidades más importantes del cuerpo humano debido a que sus funciones nos permiten interactuar con nuestro entorno.

##### **2.2.1.1 Anatomía de los huesos de la mano**

El esqueleto de la mano, como parte de la anatomía osteoarticular cuenta con 27 huesos, los cuales se dividen en 3 grupos. El primero, grupo del carpo, el segundo, los metacarpianos y como tercer grupo las falanges. [37]

Los huesos del primer grupo (carpo) están divididos en la fila proximal y la fila distal. Cada dedo de la mano, sin contar el pulgar, cuenta con tres articulaciones; Articulación metacarpofalángica, articulación interfalángica proximal y por último, interfalángica distal.

El pulgar cuenta con una articulación metacarpofalángica y una sola interfalángica distal. Estas articulaciones, en conjunto, son las encargadas de permitir los movimientos de flexión-extensión, abducción-aducción, circunducción-oposición y hiperextensión.

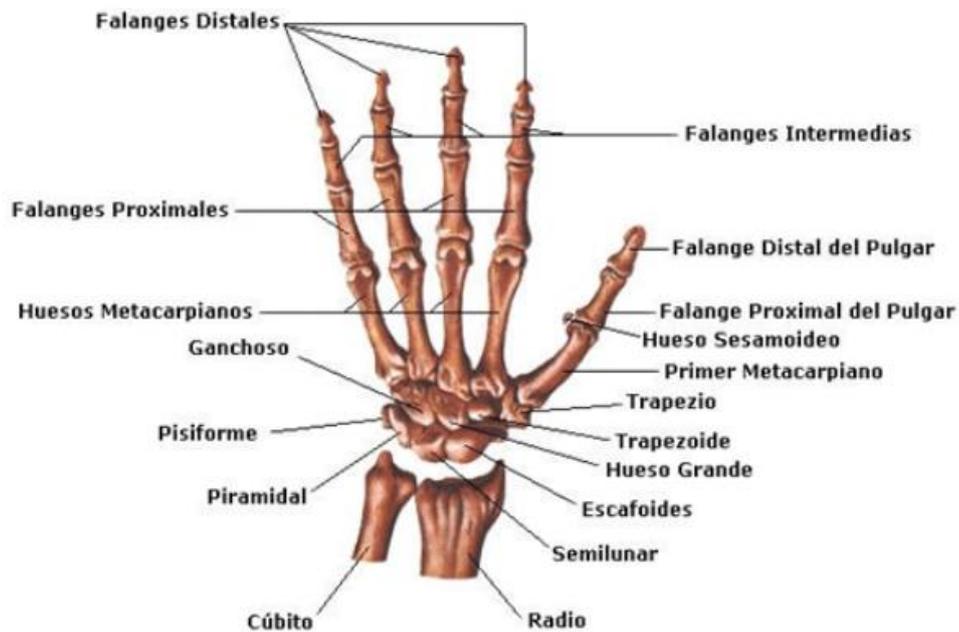


Figura 9 Anatomía de los huesos de la mano [38]

## 2.2.1.2 Movimientos básicos de la mano

### 2.2.1.2.1 Agarre en pinza

Este tipo de agarre consiste en la oposición del dedo pulgar por la cara palmar del pulpejo. El dedo pulgar es el que cumple la función principal que es oponerse ante los demás dedos [39]



Figura 10 Agarre en pinza, Fuente: Elaboración propia

### 2.2.1.2.2 Agarre de Fuerza

Este tipo de agarre se usa para apretar o suspender objetos en el aire en donde se debe introducir los cuatro dedos triarticulados en la palma de la mano, se utiliza la palma de la mano como una plataforma para realizar presión y el dedo pulgar servirá como un punto de apoyo. [38]



Figura 11 Agarre de Fuerza, Fuente: Elaboración propia

### 2.2.1.2.3 Agarre de gancho

En este tipo de agarre a diferencia del agarre de fuerza, los cuatro dedos van triarticulados en flexión y el dedo pulgar no se utiliza como un punto de apoyo. En esta posición la mano sirve para portar objetos. [38]



Figura 12 Agarre de gancho, Fuente: Elaboración propia

### 2.2.1.3 Miología de la mano

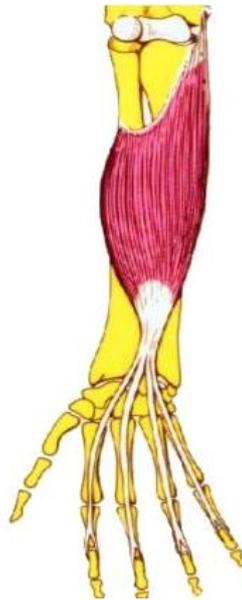
La mano puede funcionar gracias a aproximadamente 30 músculos, los cuales son los encargados de impulsar y sostener los movimientos de prensión, flexión y extensión. Dichos músculos se encuentran en dos configuraciones, en la primera empiezan fuera de la mano y terminan dentro de la mano, a estos se les denomina músculos extrínsecos; en la segunda configuración los músculos empiezan y terminan dentro de la mano, a estos se les denomina intrínsecos. [40]

Algunos de los músculos extrínsecos con los que cuenta la mano:

#### 2.2.1.3.1 Musculo Flexor común superficial de los dedos de la mano

Este músculo será el que nos permita flexionar lo dedos, muñeca y una pequeña flexión del codo. Se encuentra situado entre el palmar mayor y el palmar menor, se divide en 4 tendones sobre la cara palmar entre la muñeca y la mano, estos tendones se intersectan en cada uno de los dedos de la mano (sin contar el pulgar).

Este músculo flexor superficial es el encargado que exista la flexión en los dedos y la mano pueda ejercer un movimiento de prensión. [41]



*Figura 13 Musculo Flexor común superficial de los dedos de la mano [41]*

### 2.2.1.3.2 Músculo flexor común profundo de los dedos de la mano

Este músculo es el encargado de realizar la flexión de los cuatro dedos en la articulación interfalángica y flexión de la muñeca, así mismo es un flexor metacarpofalángico y junto con el flexor superficial de los dedos puede realizar alguna actividad de prensión o cierre de las manos. [42]

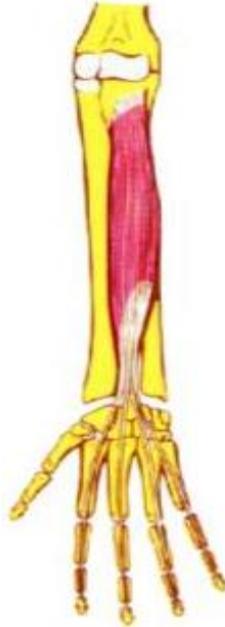


Figura 14 Músculo flexor común profundo de los dedos de la mano [42]

### 2.2.1.3.3 Músculo flexor largo del pulgar

Este músculo es el encargado de realizar la flexión del dedo pulgar y la flexión de la muñeca, aunque su función principal es flexionar el dedo pulgar. Al accionar este músculo se generará flexión y abducción del metacarpiano y de la muñeca. [43]

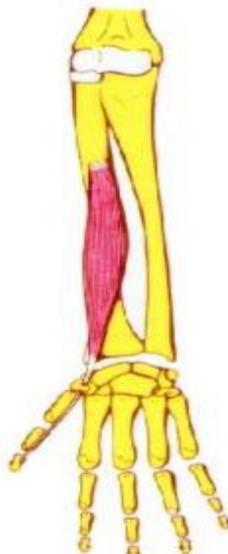


Figura 15 Músculo flexor largo del pulgar [43]

#### 2.2.1.3.4 Músculo abductor largo del pulgar

Este músculo es el encargado de realizar la abducción del pulgar ampliando la superficie de presión de la mano como también la abducción de la muñeca. Tiene su origen en el lado cubital posterior del radio. [44]

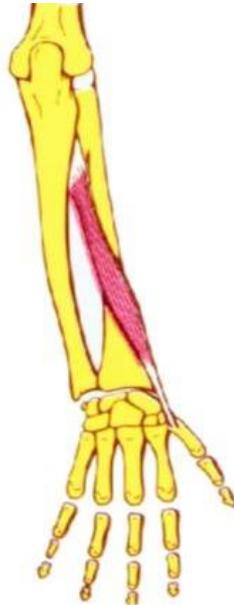


Figura 16 Músculo abductor largo del pulgar [44]

#### 2.2.1.3.5 Músculo extensor corto del pulgar

Este músculo es el encargado de realizar la extensión del primero falange del dedo pulgar y una leve extensión de la muñeca. Tiene como origen la cara posterior del cúbito y radio. [45]

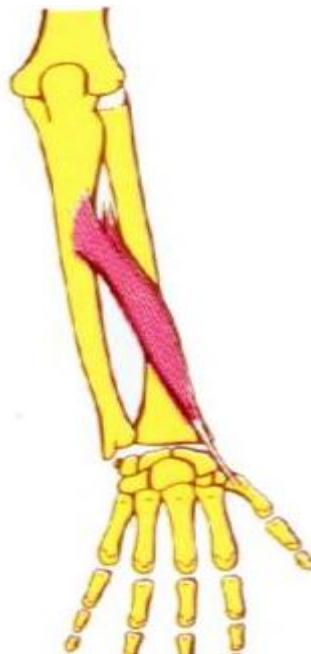


Figura 17 Músculo extensor corto del pulgar [45]

### 2.2.2 Niveles de amputación de miembro superior

La amputación es la remoción total o parcial de una extremidad en un paciente [46]

Dependiendo del nivel de amputación que tenga el paciente, podemos encontrar los siguientes tipos [47]:

- ✓ Desarticulación del hombro.
- ✓ Interescapulo-torácica
- ✓ Amputación transhumeral (por encima del codo).
- ✓ Desarticulación del codo.
- ✓ Amputación transradial (por debajo del codo).
- ✓ Desarticulación de la muñeca.
- ✓ Amputación parcial de mano

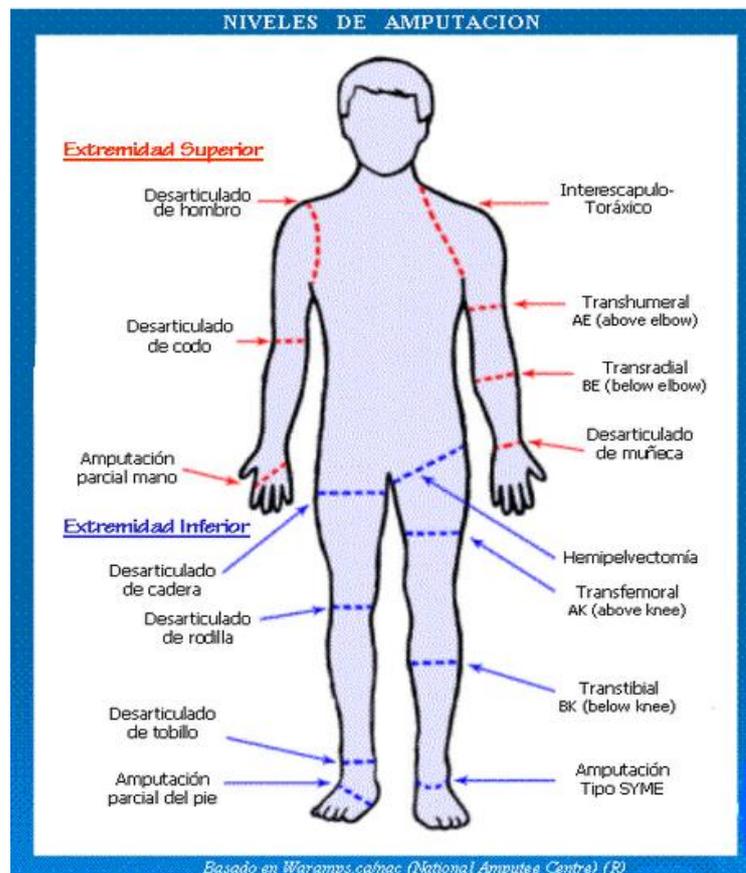


Figura 18 Niveles de amputación [47]

### 2.2.3 Antropometría de la mano humana

La antropometría es un método de medición de segmentos corporales, estas medidas nos permiten cuantificar las modificaciones de las masas y longitudes en mediciones sucesivas.

El rango de las variaciones humanas es pequeño con relación a las dimensiones de los productos lo que permite fácilmente aplicar un acomodo por medio de artificios ajustables para los defectos dimensionales o detalles de diseño. [48]

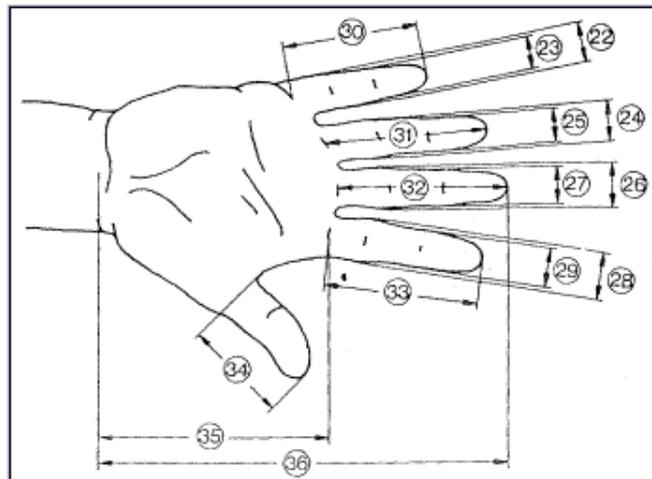


Figura 19 Antropometría de la mano humana [48]

### 2.2.4 Tipos de prótesis

En la actualidad existen distintos tipos de prótesis las cuales se dividen en dos grupos, las prótesis estéticas o inactivas y las prótesis funcionales o activas. [49]

#### 2.2.4.1 Mecánicas

Las prótesis mecánicas sólo pueden realizar funciones básicas como por ejemplo abrir y cerrar los dedos de la mano, por lo que solo se limitan a agarrar objetos livianos. Además, este tipo de prótesis son algo imprecisas y para su accionamiento no necesita de algún componente electrónico o eléctrico, utiliza el movimiento de otra parte del cuerpo para ser accionada mediante cuerdas. [50]



Figura 20 Prótesis mecánica

### 2.2.4.2 Neumáticas

Las prótesis neumáticas utilizan presión de aire que se generan mediante un compresor para poder generar movimiento en la prótesis, este mecanismo neumático le da al sistema fuerza y velocidad de movimiento [50] .

Utilizan músculos neumáticos que proporcionan una gran cantidad de energía. El músculo neumático está compuesto por caucho con una cobertura de fibras trenzadas helicoidalmente. Para su funcionamiento, cuando se cerraba por ambos lados en uno de ellos entraba aire, entonces en el tubo interior entra aire y aumenta la presión esto causa que el músculo se hinche y contraiga. [51]



Figura 21 Prótesis neumática [52]

### 2.2.4.3 Eléctricas

Este tipo de prótesis utilizan para generar su movimiento motores eléctricos, los cuales pueden ser controlador mediante controles o pulsadores. Tienen como ventaja su gran fuerza y velocidad de agarre, como desventaja tiene su alto costo de adquisición, su peso y su mantenimiento. [53] [52]



Figura 22 Prótesis eléctrica [19]

#### 2.2.4.4 Mioeléctricas

Las prótesis mioeléctricas, hoy en día son las más utilizadas en el mundo, debido a su estética, precisión y fuerza. Estas prótesis se funcionan debido a las señales musculares las cuales se obtienen mediante sensores (electrodos) que obtienen la señal, la amplifican, rectifican y procesan. [54] [55]

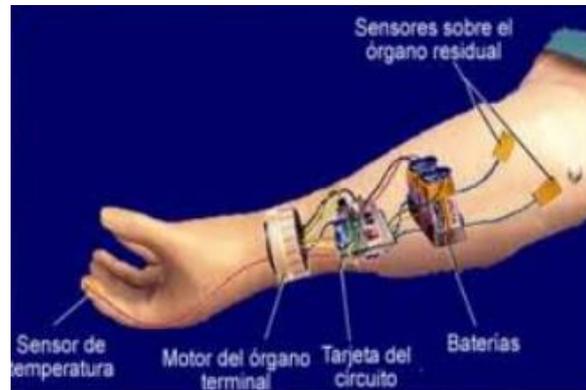


Figura 23 Prótesis mioeléctricas [54]

#### 2.2.4.5 Híbridas

Las prótesis híbridas son mayormente usadas por personas con amputaciones por arriba del codo. Estas combinan las prótesis mecánicas con las eléctricas es decir las acciones mecánicas y con las accionadas por electricidad. [54]



Figura 24 Prótesis híbridas [11]

## 2.2.5 Proceso de impresión 3D

Dentro de la impresión 3D podemos hallar 2 procesos que son los más usados dentro de los diversos métodos que existen. El primero son las técnicas basadas en unión de material y la segunda, las técnicas de deposición de material. [56]

### 2.2.5.1 Técnicas basadas en unión de material

#### 2.2.5.1.1 Estereolitografía

Es la primera tecnología de manufactura aditiva que se lanzó al mercado con tecnología láser UV, con el fin de obtener la foto-polimerización de resinas líquidas, dichas resinas pasan a estado sólido al estar en contacto con el láser UV.

Esta técnica va solidificando unidades cúbicas llamadas vólexs. Su mayor ventaja de utilizar estereolitografía es su resistencia a altas temperaturas en la creación de estructuras complejas con capas delgadas, sin embargo, su inconveniente es que utiliza una estructura de soporte la cual consume material adicional y tiene un mayor tiempo de producción.

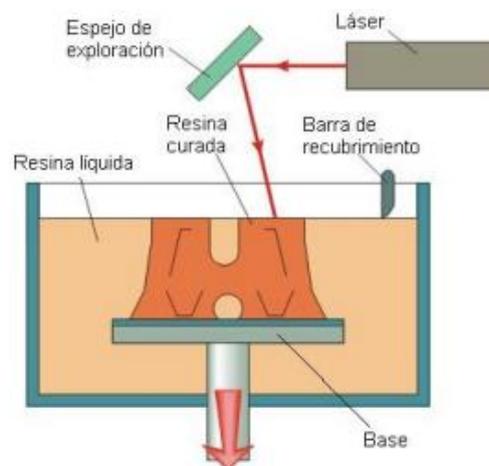


Figura 25 Técnica estereolitografía [56]

#### 2.2.5.1.2 Sintetizado laser selectivo

También conocido como proceso SLS, en este proceso se utilizan polvos poliméricos de 20 a 100 micrómetros, estos polímeros pueden ser polietileno, policarbonato y poliamida. Dichos polvos son aplicados mediante un rodillo y son sintetizados con un láser de CO<sub>2</sub>.

Con el fin de aumentar a fusión entre capas y minimizar la distorsión de temperatura en la plataforma, la temperatura de plataforma mediante un calentador infrarrojo es aumentada por debajo de su punto de fusión. A diferencia del proceso de Estereolitografía, este proceso no requiere de una estructura de soporte debido a que el polvo que aún no es sintetizado está como soporte del modelo. Su gran ventaja de este proceso es su facilidad y para sintetizar variedades de polvos de polímeros y cerámicos.

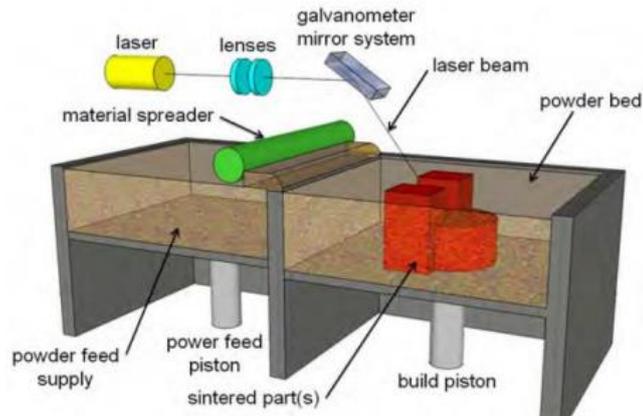


Figura 26 Sintetizado laser selectivo [56]

### 2.2.5.1.3 Fusión selectiva por laser

Este proceso tiene algunas similitudes al proceso SLC, la diferencia es que en este proceso el láser tiene una mayor potencia y puede sintetizar cualquier material en polvo (metales, polímeros, cerámicos), lo que nos brinda una muy buena resolución y densidad de impresión a las piezas en comparación con las fabricadas con sintetizado por láser.

Cuando se trata de geometrías complejas es necesario usar una estructura de soporte lo que requerirá mayor material. Este proceso es muy usado hoy en día en la industria de la medicina y en la industria aeroespacial en donde son necesarias piezas de alta resistencia al calor.

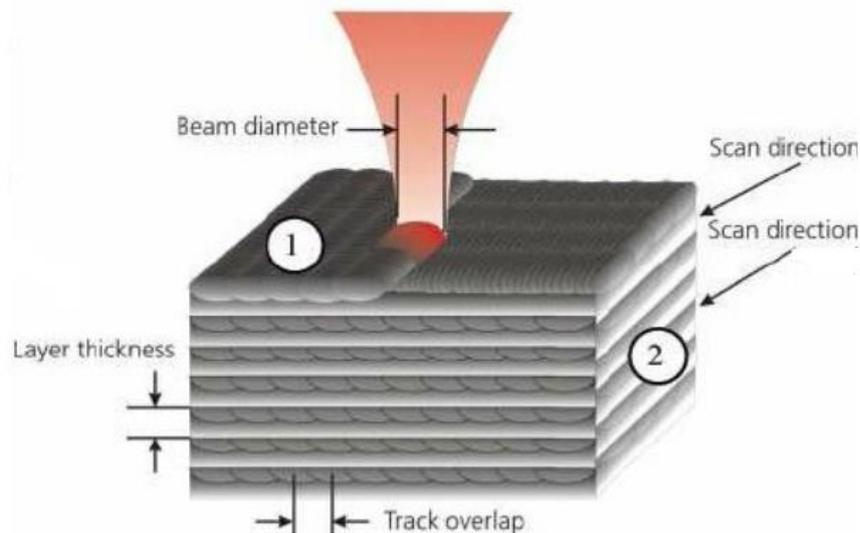


Figura 27 Fusión selectiva por laser [56]

### 2.2.5.1.4 Proceso Jet impresión 3D

Este proceso utiliza un equipo que usa un multicabezal de depósito de inyección, el cual inyecta tinta desde la boquilla hasta las partículas de polvo, además une un líquido adhesivo al polvo metálico. Una vez terminado el proceso de capas pasa a la etapa de limpiado, en donde se elimina el polvo sobrante y se le aplica un sellador para brindar mayor dureza y calidad a la superficie.

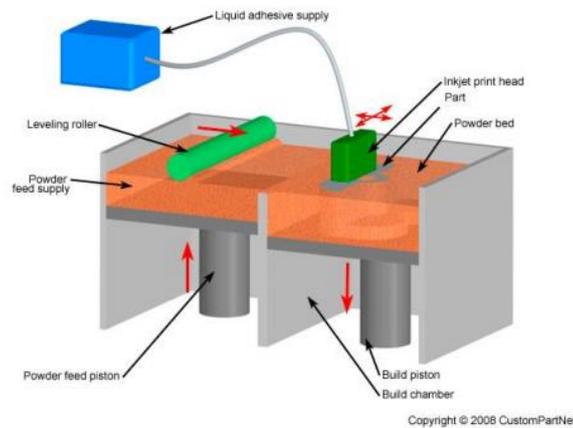


Figura 28 Proceso Jet impresión 3D [56]

### 2.2.5.2 Técnicas basadas en deposición de material

#### 2.2.5.2.1 Método de deposición fundida

Este proceso utiliza materiales termoplástico, los cuales se almacena en un estado sólido en forma de filamento y en la boquilla de extrusión Ges en donde alcanza la temperatura adecuado para ser depositado, esta temperatura tiene que ser mayor a la temperatura de fusión del material a usar.

Su enfriamiento es de forma natural, para las estructuras de soporte, cuando es necesario se emplea otro carrete. Usualmente en este tipo de proceso se utilizan materiales como PC, ABS, TPU, PLA, entre otros, dichos materiales brindan ventajas como una rápida impresión y un bajo costo de fabricación, como desventajas tenemos que su calidad de impresión no es de alta calidad por falta de precisión dimensional.

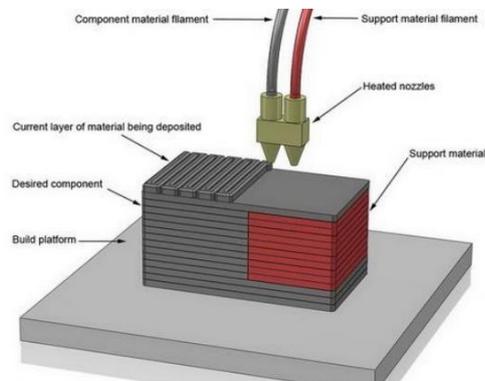
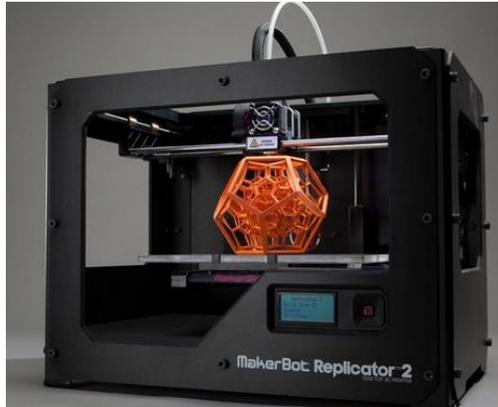


Figura 29 Método de deposición fundida [56]

### 2.2.5.2.2 Inyección de tinta de impresión

El proceso de inyección por tinta de impresión es usado cuando se requiere un prototipado rápido, se basa en tecnologías de impresión 3D en donde la materia para la impresión es un líquido termoplasto y se va guardando en depósitos térmicos. Este líquido fluye hasta el cabezal el cual inyectará la tinta por capas de 19 micras, su ventaja de este proceso es buena precisión y calidad que le brinda a la superficie, sin embargo, tiene como desventaja una baja velocidad de producción.



*Figura 30 Inyección de tinta de impresión*

### 2.2.6 Materiales comunes en FMD

Esta técnica únicamente utiliza materiales poliméricos termoplasto en forma de filamento, entre lo más usados encontramos ABS (Acrilonitrilo Butadieno Estireno) y PLA (Poliácido Láctico), sin embargo, también tienen gran demanda en el mercado de FDM los materiales como PA (Poliamida), PC(Policarbonato), entre otros. [57]

### 2.2.7 Sistema mecánico

#### 2.2.7.1 Sistema de soporte

Este sistema nos servirá para poder concretizar el diseño mediante una estructura, así mismo protege el sistema de control.

Entre los posibles materiales a utilizar en el sistema de soporte, tenemos polímero ABS, fibra de carbono, nylamid, polímero PLA. Estos materiales son los que se usan hoy en día para fabricar prótesis ligeras y con una excelente resistencia mecánica.

##### 2.2.7.1.1 Polímero ABS

Se trata de un polímero llamado Butadieno Estireno (ABS) el cual es un polímero muy utilizado en la impresión 3D. Dicho polímero tiene en su composición una matriz del 90% de SAN (Estireno Acrilonitrilo) y una fase dispersa de PB ( Polibutadieno), además tiene en su interfaz copolímeros como SAN-g-PB. [58]

Quien aporta la rigidez es el acrilonitrilo, así mismo brinda resistencia a altas temperaturas, la ductilidad y resistencia a impactos, lo brinda el butadieno. Por otra parte, quien aumenta la dureza y rigidez es el estireno. Entonces, la resistencia al impacto del ABS varía de acuerdo a la cantidad o contenido de butadieno que contenga. [59]

Como ventajas tiene su elevada resistencia a golpes, tanto así que es utilizado en la industria automovilística, así mismo es un material no biodegradable; como desventaja tiene que en cierta parte se ve afectado al estar en contacto con los rayos ultravioleta. El ABS tienen disponibilidad a nivel mundial, usualmente se lo encuentra en forma de filamento en un sinnúmero de colores. [60]

<b>POLÍMERO ABS</b>	
<i>Densidad [g/cm<sup>3</sup>]</i>	<i>1.02-1.21</i>
<i>Módulo de elasticidad[GPa]</i>	<i>179</i>
<i>Resistencia a la tracción[Mpa]</i>	<i>29.8-65</i>
<i>Resistencia a la fluencia[Mpa]</i>	<i>29.6-65</i>

Figura 31 Propiedades ABS, Fuente: Elaboración propia

### 2.2.7.1.2 Fibra de carbono

La fibra de carbono es un polímero no metálico muy ligero con elevadas propiedades mecánicas y tiene un costo demasiado alto.

La fibra de carbono tiene un módulo de elasticidad elevado, una elevada resistencia mecánica), baja densidad (comparada con el acero, resistencia a agentes externos, resistente a altas temperaturas y un precio de fabricación muy alto.

Este precio se debe a que necesita de un largo y laborioso proceso para su fabricación como también de herramientas especiales como lo son los hornos autoclaves. [61]

<b>FIBRA DE CARBONO</b>	
<i>Densidad [g/cm<sup>3</sup>]</i>	<i>1.81</i>
<i>Módulo de elasticidad[GPa]</i>	<i>228</i>
<i>Resistencia a la tensión[Mpa]</i>	<i>3.8</i>

Figura 32 Propiedades fibra de carbono, Fuente: Elaboración propia

### 2.2.7.1.3 Nylamid

El nylamid tiene en su composición disulfuro para reducir la fricción que este contiene. Dentro de sus aplicaciones están los engranes, cojinetes, aislantes eléctricos, poleas, entre otros.

Sus propiedades le permiten al nylamid a ser sometido a condiciones de abrasión (mayor que el bronce y acero), corrosión y altas temperaturas.

Así mismo es muy fácil de maquinar, tiene más resistencia al impacto que el celodrón y otros polímeros; además, no necesita de lubricantes, es aislante y es hasta 7 veces más ligero que los metales. [62] [63]



NYLAMID SL	
Densidad [g/cm <sup>3</sup> ]	1.14
Módulo de elasticidad[kg/cm <sup>2</sup> ]	110-170
Resistencia a la tracción[Mpa]	72.4
Dureza Shore- D	80-82

Figura 33 Propiedades Nylonamid, Fuente: Elaboración propia

### 2.2.7.1.4 Polímero PLA

El ácido poliláctico es un polímero que se produce a partir del ácido láctico, es un producto natural obtenido por fermentación de fuentes renovables. El PLA es biodegradable, biocompatible y tiene una gran cantidad de aplicaciones en la industria y en las ramas de la biomédica. [64]

El ácido láctico se polimeriza mediante 2 métodos, la policondensación directa y la policondensación por apertura de anillo. El primero método inicia con una oligomerización donde se esterifica mediante una destilación reactiva al vacío y luego una segunda etapa de polimerización en presencia de un catalítico a alta temperatura y al vacío. El segundo método, luego de una oligomerización homóloga, el oligómero sintetizado se despolimeriza con ayuda de un catalítico obteniendo dímero cíclico del ácido el cual luego es polimerizado con calor y vacío mediante un catalizador. [65]



PLA	
Densidad(g/cm <sup>3</sup> )	1.25
Módulo de elasticidad a la tracción(Mpa)	2346,5
Esfuerzo de tracción a la deformación(Mpa)	49,5
Esfuerzo de tracción a la rotura (Mpa)	45,6

Figura 34 Propiedades PLA, Fuente: Elaboración propia

### 2.2.7.1.5 Aluminio

El aluminio es un material no férreo que tiene muy buenas propiedades mecánicas, un bajo costo, baja densidad (comparado con el acero) y una gran facilidad de maquinado. La facilidad con la que se puede maquinar, dando cualquier forma es una de sus ventajas más importantes. El aluminio tiene un gran uso en la industria de aviones y automovilística en pistones de motores por su gran conductividad de calor. [66]



ALUMINIO	
Densidad [g/cm <sup>3</sup> ]	2.7
Límite elástico[Mpa]	110-170
Resistencia a la tracción[Mpa]	130-195
Dureza Vickers	35-48

Figura 35 Propiedades del aluminio, Fuente: Elaboración propia

### 2.2.7.1.6 Polímero TPU

El TPU es un termoplasto con propiedades flexibles y ideal para diversas aplicaciones ya que su dureza puede ser personalizada. El TPU no es afectado agentes externos (aceites, sustancias químicas), así mismo, ofrecen excelente resistencia a la abrasión, flexibilidad a baja temperatura y buena resiliencia. [67] [68]

TPU	
Gravedad específica	1.12
Módulo a tracción elongación 50%(Mpa)	4.8
Resistencia última a tracción(Mpa)	29.8
Dureza al desgarre KN/m	73.6

Figura 36 Propiedades del TPU, Fuente: Elaboración propia

### 2.2.8 Sistema de transmisión

Este sistema nos permitirá transmitir el movimiento producido por los servomotores (actuadores) a los demás elementos de la prótesis que nos permitirán realizar una flexión- extensión de la mano.

Existen diversos sistemas para transmitir movimiento, sin embargo, los más usados en prótesis mioeléctricas son: correas y poleas, sistema de engranes, sistema piñón-cremallera y mecanismo de 4 barras.

#### 2.2.8.1 Correas y poleas

Una correa es un elemento flexible que es utilizado para transmitir potencia, las correas van montadas en poleas. Para reducir la velocidad, se emplean como reductores de velocidad en donde la polea más pequeña se acopla al eje del motor eléctrico y la polea de mayor tamaño se acopla al mecanismo o máquina que se desea impulsar. Las correas deben de ser diseñadas de tal forma que gire en ambas poleas sin deslizarse. Las correas más usadas son las bandas planas y las dentadas.

La correa plana es la correa más simple, se fabrica de tela recubierta con hule. Su superficie es lisa y plana y su fuerza impulsora es debida a la fricción entre la banda y la polea.

La correa dentada se desplaza sobre poleas provistas de ranuras que enlazan los dientes de la correa. Sus limitaciones son su tensión de tracción que se genera y su resistencia al esfuerzo de corte en los dientes. [69]



Figura 37 Correas y poleas

### 2.2.8.2 Sistema de engranes

Este tipo de mecanismo se utiliza para transmitir potencia mecánica entre las distintas partes de una máquina. Los engranes constan de una rueda dentada mayor la cual tiene el nombre de corona y una menor que se le denomina piñón.

Los engranes sirven para transmitir movimiento circular por medio del contacto de estas ruedas ya mencionadas. Su aplicación más relevante es para transmitir movimiento desde eje de una fuente de energía (usualmente de un motor) hasta otro eje que recibirá todo el movimiento. Su principal ventaja respecto a las poleas y correas es que el sistema de engranes no patina [70].

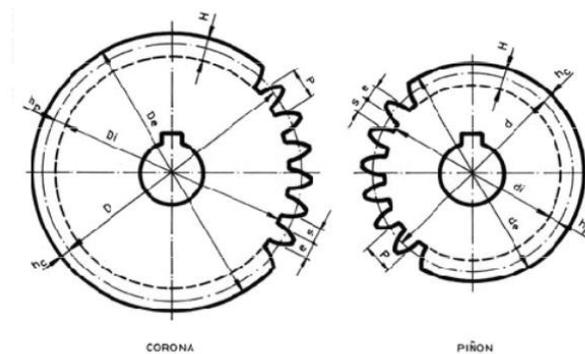


Figura 38 Sistema de engranes [70]

### 2.2.8.3 Sistema piñón-cremallera

El sistema de transmisión por piñón cremallera es constituido por una barra dentada (cremallera) y un engrane de diente recto de un diámetro inferior. El sistema piñón cremallera transforma el movimiento rotacional del engrane circular (piñón) por medio de la cremallera en un movimiento lineal [70].



Figura 39 Sistema piñón-cremallera

### 2.2.8.4 Mecanismo de 4 barras.

Un mecanismo de cuatro barras es uno de los mecanismos más usados, este mecanismo es una cadena cinemática de eslabones que cuenta con 4 eslabones, una manivela, un balancín, una biela y el último eslabón se le considera al suelo donde están anclados la manivela y el balancín [71].

Con los mecanismos de 4 barras se pueden generar un gran abanico de movimientos, entonces debido a esto y a su bajo costo de construcción es el más utilizado en máquinas como por ejemplo en mecanismos de aperturas de puertas, limpiaparabrisas, excavadoras, entre otras [72].

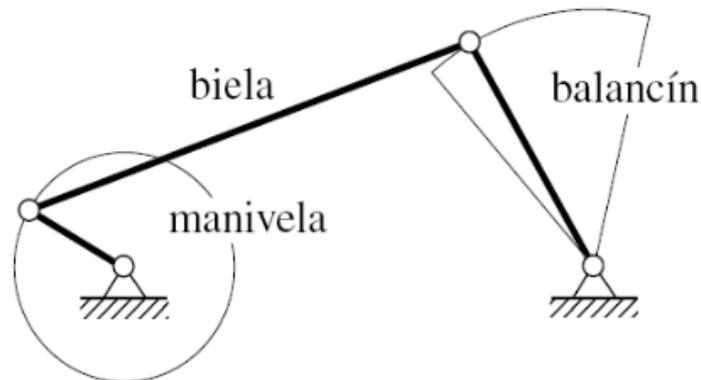


Figura 40 Mecanismo cuatro barras [72]

## 2.2.9 Actuadores en prótesis mioeléctricas

El sistema de actuadores nos permitirá generar el movimiento en la prótesis. En prótesis mioeléctricas los actuadores que se usan comúnmente son actuadores eléctricos. Los posibles actuadores que pueden usarse son: Motores paso a paso, Servomotores, motores ultrasónicos.

### 2.2.9.1 Servomotores

Este tipo de motores tienen un rango de operación de  $0^\circ$  hasta  $180^\circ$  y lo que más resalta de ellos respecto a los demás motores de corriente continua es su gran capacidad para posicionarse en cualquier posición de forma casi inmediata. Se componen de un amplificador, un sistema reductor de engranes, un motor y un circuito de realimentación (encoder). Otra de sus grandes ventajas además de su precisión es su capacidad de mantener el torque mientras revoluciona.

En la parte práctica los servomotores son usados para posicionar ascensores, timones, palancas de control y para accionar partes de robots [38].

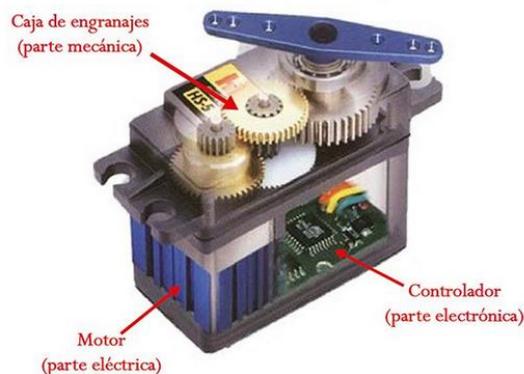


Figura 41 Servomotor [38]

### 2.2.9.2 Motor paso a paso

Este tipo de motores son usados para construir mecanismo en donde se necesitan movimientos precisos debido a que su principal ventaja es que se pueden mover un paso a la vez por cada señal eléctrica que se le envíe. Los pasos son variantes, estos pueden ir desde  $90^\circ$  hasta  $1.8^\circ$ .

Los motores a pasos tienen también como ventaja que pueden quedar enclavados en una sola posición si una o más de sus bobinas quedan energizadas y quedará desenclavado si sus bobinas quedan desenergizadas.

En el mercado encontramos los motores a pasos bipolares y los unipolares.

Los bipolares cuentan con cuatro cables de salida con los cuales son controlados. Se controlan cambiando la dirección de la corriente en las bobinas.

Los motores unipolares cuentan con más cables, usualmente vienen con 5 o 6 cables de salida, por lo que tendrá un circuito de control más sencillo que el bipolar [38].



Figura 42 a) Motor a pasos [38]

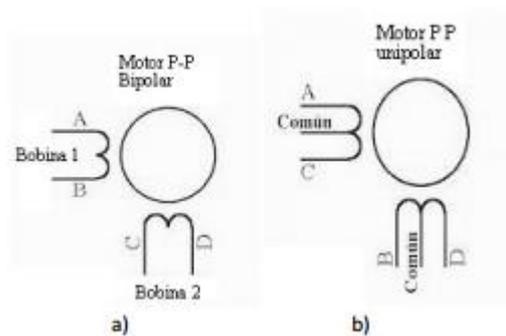


Figura 42 b) Diagrama del motor a pasos unipolar [38]

### 2.2.9.3 Motor ultrasónico

Este tipo de motores es aquel motor que se alimenta de la vibración ultrasónica del estator, esta vibración va por encima de los 50 kHz. El uso más común que se les da es en el uso de objetivos de cámaras para la parte de enfoque automático, los motores ultrasónicos han remplazado a los micromotores ya que hacen menos ruido son más rápidos y precisos que los motores de engranes [73].



Figura 43 Motor ultrasónico

## 2.1.10 Electromiografía

### 2.1.10.1 Señales EMGs

El cuerpo humano cuando contrae sus músculos genera ciertos pulsos eléctricos mediante un intercambio de iones en las membranas musculares, a la detección de este tipo de señales se le da el nombre de electromiografía. Este tipo de señales son de  $\mu\text{V}$  por lo que, mediante un proceso de amplificación, se les puede dar usos para controlar dispositivos electromecánicos creando una interfaz entre el hombre y la máquina.

Las señales electromiográficas, son las señales que generan producto de contraer o relajar el músculo, dichas señales pueden ser medidas mediante electrodos invasivos mediante una aguja o no invasivos con el uso de chupones, el método no invasivo es el más utilizado hoy en día debido al mínimo riesgo en el paciente. Las propiedades a obtener de la señal varían de factores como la calidad entre la piel y el electrodo, las propiedades entre el amplificador y el electrodo y las propiedades que tenga la piel [74]

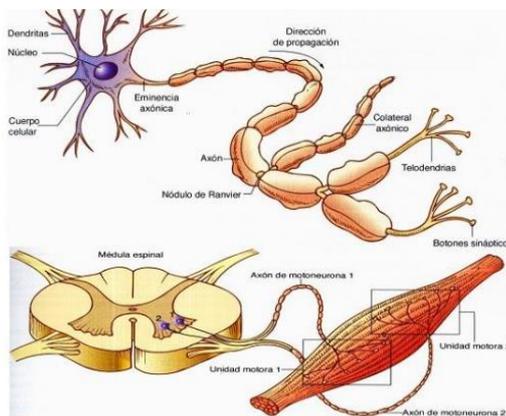
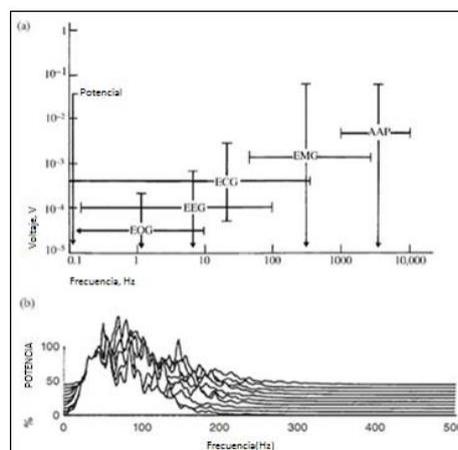


Figura 44 Generación de las señales EMG [74]

#### 2.1.10.1.1 Ancho de banda de la señal EMG

Cuando los músculos se contraen y emiten una señal eléctrica, esta señal tiene un rango de frecuencia y es ahí en donde la señal contiene toda su energía [75]



*Figura 45 Ancho de banda de las señales EMG [75]*

La figura 45 parte a muestra el rango de variación de las señales electromiográficas, se puede observar que estas varían desde 25 Hz hasta 5KHz.

Se puede observar también en la parte b que entre los 25 Hz y 250 Hz contiene la mayor parte de su energía.

### **2.1.10.2 Sensores mioeléctricos**

Para adquirir las señales eléctricas que emiten los músculos del cuerpo humano se utilizan unos componentes llamados transductores que en el área de biomedicina son llamados electrodos. Los electrodos son los encargados de transducir una condición iónica a una eléctrica, logrando de esta forma crear una interfaz entre el cuerpo y el electrodo.

Para obtener las señales EMG se utilizan dos métodos, el primero utiliza electrodos invasivos y el segundo no invasivo[85].

### **2.1.10.3 Electrodo superficial**

Los electrodos superficiales son utilizados cuando la intención es obtener medidas globales, como por ejemplo para la fatiga muscular o algún tipo de movimiento. Los electrodos a usar cuentan con una superficie metálica la cual estará en contacto superficialmente con la piel del músculo del cual se desean obtener las señales, el electrodo al estar en contacto superficialmente obtiene información de todo un conjunto de unidades motoras, por lo que no son muy utilizados para obtener información de una sola unidad motoras. Estos electrodos son muy utilizados para monitorear el rendimiento de un deportista o la fatiga muscular de algún músculo en específico.

Los materiales para su construcción pueden ser de oro, plata, acero, cobre, entre otros [74].



*Figura 46 Sensor mioeléctrico no invasivo [74]*

#### 2.1.10.4 Electrodo invasivos

Los electrodos invasivos son los encargados de obtener las señales eléctricas que genera una unidad motora de una zona específica de las fibras musculares.

Este tipo de electrodos son usados en la medicina interna para la rehabilitación ya que mediante estos electrodos se puede determinar si en el área lesionada, la lesión es del músculo, el nervio o la raíz nerviosa.

Los electrodos invasivos son colocados dentro de la piel, es decir atraviesan la piel transmitiendo de esta forma el bipotencial por medio de un electrodo tipo aguja (cable). [75]



Figura 47 Sensor mioeléctrico invasivo

#### 2.1.10.5 Adquisición de señales EMG

Adquirir las señales mioeléctricas hace referencia a acondicionar la señal por medio de electrodos, dependiendo del tipo de prótesis estos pueden ser cutáneos o dérmicos. Gracias a estos electrodos se miden las señales mioeléctricas, las cuales pasan a un amplificador de instrumentación en donde son amplificadas y posteriormente filtradas y digitalizadas.

Cuando tenemos una señal mioeléctrica procesada es necesario digitalizarla para poderla trabajar, para ello se la envía a un microprocesador.

Cabe resaltar que hay que tener cuidado con el ruido a la hora de captar las señales ya que el ruido puede interferir y distorsionar la señal mioeléctrica con la que se desea trabajar [76]

Una señal mioeléctrica promedia tiene las siguientes características [76]:

- ✓ Amplitud: 0 -5 mV
- ✓ Rango de frecuencia 0- 500 Hz
- ✓ Rango de fuerza dominante: 50-150 Hz

Así mismo el cuerpo emite distintos tipos de señales, la siguiente tabla muestra las señales emitidas por el cuerpo con su respectivo ancho de banda.

Tabla 4 Tipos de señales del cuerpo humano [76]

Tipo de Señal	Magnitud	Ancho de Banda	Técnica
Potencial de acción	50mV – 150mV	0.1Hz – 1kHz	Micro electrodos metálico o de vidrio con puntas de 0,1 a 1um.
ECG (electrocardiograma)	0.5mV – 4 mV	0,01Hz – 250 Hz	Electrodos de superficie en puntos normalizados sobre miembros y torso.
EEG (electroencefalograma)	5uV– 300 uV	0,01Hz – 150 Hz	Electrodos de superficie en puntos normalizados sobre el cuero cabelludo.
EKG (electrogastrograma)	10 – 1000 mV	DC – 1	
EMG (electromiograma)	100uV – 5 mV	0,01Hz – 10kHz	Electrodos de aguja insertados en músculos.
EOG (electrooculograma)	50 – 3500mV	DC – 50	
ERG (electroretinograma)	0 – 900mV	DC – 50	

### 2.1.10.6 Procesamiento de señales EMG

Procesar una señal EMG significa aplicarle una serie de operaciones lógicas y matemáticas a la información recepcionada mediante un ordenador.

Una vez que se tienen la información de la contracción muscular, se requiere procesar esta información.

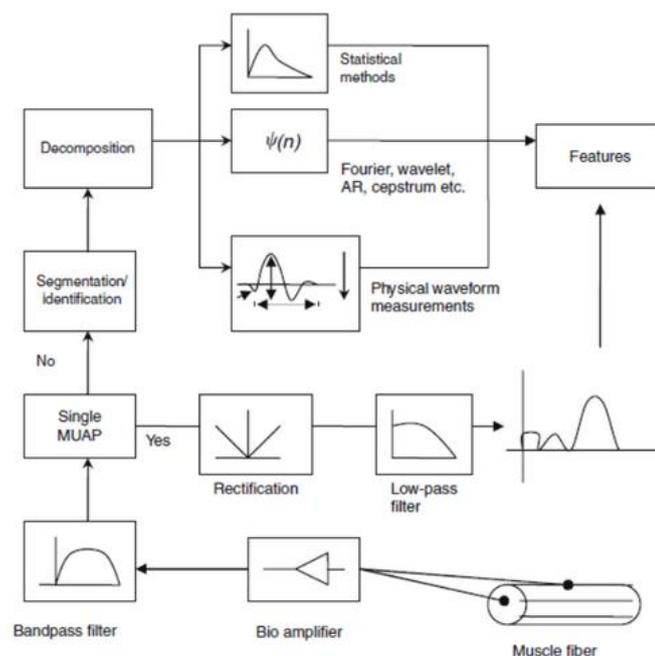


Figura 48 Características registradas en una fibra de músculo [77]

La imagen mostrada muestra las características registradas en una fibra muscular implicadas en la adquisición y procesamiento de una señal EMG

Las señales de electromiografía cuentan con muy pocos micro voltios, en algunos casos llegan a milivoltios, entonces esta señal puede ser distorsionadas por ruido externo o por el ruido generado por sus mismos componentes. Para darle solución a estos inconvenientes se prepara bien la piel del paciente en donde se colocará el electrodo, así como el posicionamiento de estos. Cabe resaltar que siempre habrá algún tipo de ruido que interfiera en la información obtenida, es por ello que se recomienda realizar las siguientes técnicas para un correcto diagnóstica de señales EMG [77].

### 2.1.10.6.1 Filtrado Digital

El filtrado digital es capaz de eliminar o limpiar las señales ECG, evitando de esta forma alterar el resto de las señales EMG que se adquieran. Además, este filtrado elimina los ruidos que lograron pasar con los filtros convencionales que cuentan con bajos niveles de amplitud [77]:

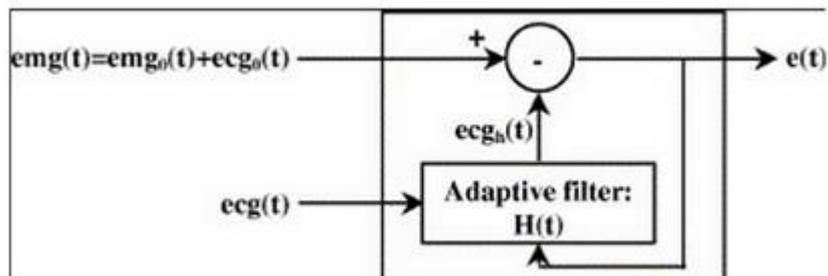


Figura 49 Filtrado digital [77]

### 2.1.10.6.2 Rectificación y promediado

Mediante una rectificación de onda completa se convierte todas las amplitudes negativas en positivas, pudiendo obtener como señal parámetros de valor medio o pico a pico. Los parámetros mencionados son básicos y nos permitirán hacer otros análisis matemáticos debido a que cuentan con la información que mejor describe las señales mioeléctricas [77]:

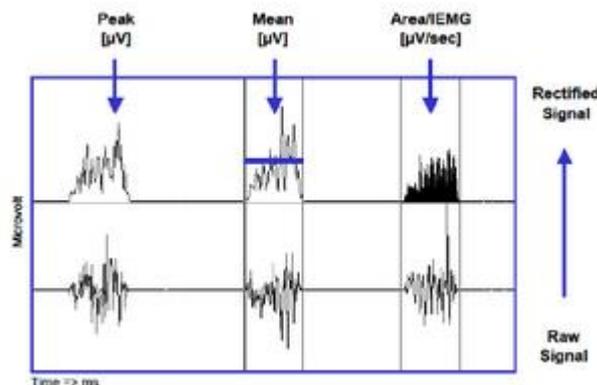


Figura 50 Rectificador de señal [77]

### 2.1.10.7 Procesamiento en el dominio del tiempo

Procesar en el dominio de tiempo significa manipular la señal de una forma matemática para obtener de esta forma una ecuación que representa esta información.

En el área de la bioingeniería encontramos variedad de procesos para manipular matemáticamente las señales en el tiempo, para el procesamiento de señales mioeléctricas se suelen utilizar los siguientes procesos [75]:

Tabla 5 Ecuaciones para procesamiento de señales en el tiempo [75]:

Nombre	Ecuación
EMG Integrada (IEMG)	$IEMG = \sum_{n=1}^N  x_n $
Valor Absoluto Medio (MAV)	$MAV = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N  x_n $
Valor Absoluto Medio Modificado Valor 1 (MAV1)	$MAV1 = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N w_n  x_n $ $w_n = \begin{cases} 1, & \text{si } 0.25N \leq n \leq 0.75N \\ 0.5, & \text{otro valor} \end{cases}$
Valor Absoluto Medio Modificado Valor 2 (MAV2)	$MAV2 = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N w_n  x_n $ $w_n = \begin{cases} 1, & \text{si } 0.25N \leq n \leq 0.75N \\ \frac{4n}{N}, & \text{si } 0.25N > n \\ \frac{4(n-N)}{N}, & \text{si } 0.75 < n \end{cases}$
Rampa del Valor Absoluto Medio (MAVS)	$MAVS_i = MAV_{i+1} - MAV_i$ $i = 1, \dots, I - 1$
Integral Cuadrada Simple (SSI)	$SSI = \sum_{n=1}^N  x_n ^2$
EMG Varianza (VAR)	$VAR = \frac{1}{N-1} \sum_{n=1}^N x_n^2$
Raíz cuadrada media (RMS)	$VAR = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x_n^2}$
Longitud de Onda (WL)	$WL = \sum_{n=1}^{N-1}  x_{n+1} - x_n $
Cruces por cero (ZC)	$ZC = \sum_{n=1}^{N-1} [sig(x_n \times x_{n+1}) \cap  x_n - x_{n+1}  \geq umbral]$ $sig(x) = \begin{cases} 1, & \text{si } x \geq umbral \\ 0, & \text{caso contrario} \end{cases}$
Cambio de signo en la rampa (SSC)	$ZC = \sum_{n=2}^{N-1} [f((x_n - x_{n-1}) \times (x_n - x_{n+1}))]$ $f(x) = \begin{cases} 1, & \text{si } x \geq umbral \\ 0, & \text{caso contrario} \end{cases}$

### **III. DISEÑO**

#### **3.1 Metodología**

##### **3.1.1 Metodología mecatrónica**

El análisis de un sistema mecatrónico comprende la parte de diseño, desarrollo, construcción y aplicación de dispositivos inteligentes, por lo que la presente tesis utilizará la metodología mecatrónica en donde se obtienen diferentes soluciones para posteriormente ser evaluadas, obteniendo como resultado final una óptima solución, esta solución se obtiene al evaluarla mediante criterios ya establecidos. [78] [79]

##### **3.1.2 Matriz morfológica**

Para seleccionar la óptima tecnología en el diseño y construcción de la prótesis se elabora una matriz morfológica, la cual consta de una matriz de funciones que descompone al problema en sus elementos esenciales englobando todas las posibles combinaciones teóricamente posibles en el enfoque tecnológico. Al usar esta matriz se presentarán diferentes opciones para generar distintas opciones de solución.

##### **3.1.3 Matriz de selección**

###### **3.1.3.1 Escala de Likert**

La escala Likert se utiliza en la presente tesis como una herramienta de medición con una escala ordenada y unidimensional, esta escala incluye un puntaje de respuesta numérica de 1 a 5 en donde 1 es un puntaje deficiente y 5 un puntaje óptimo. La escala Likert se utilizará para evaluar técnica y económicamente las soluciones obtenidas, así mismo se usará para evaluar el material para fabricar el prototipo.

##### **3.1.4 Evaluación técnica económica**

Un análisis técnico económico nos permite evaluar la factibilidad y viabilidad de un proyecto, en esta etapa se llevará a cabo la evaluación de las soluciones obtenidas por medio de criterios técnicos y económicos para posteriormente extraer la solución que tiene una mejor relación técnica económica.

##### **3.1.5 Diagrama de funcionamiento mecatrónico**

Este diagrama se realiza con el propósito de identificar las etapas que constituyen el sistema mecatrónico del prototipo de prótesis de mano, en donde se muestra las interacciones interfaz paciente- servidor. La siguiente imagen muestra la secuencia mencionada.

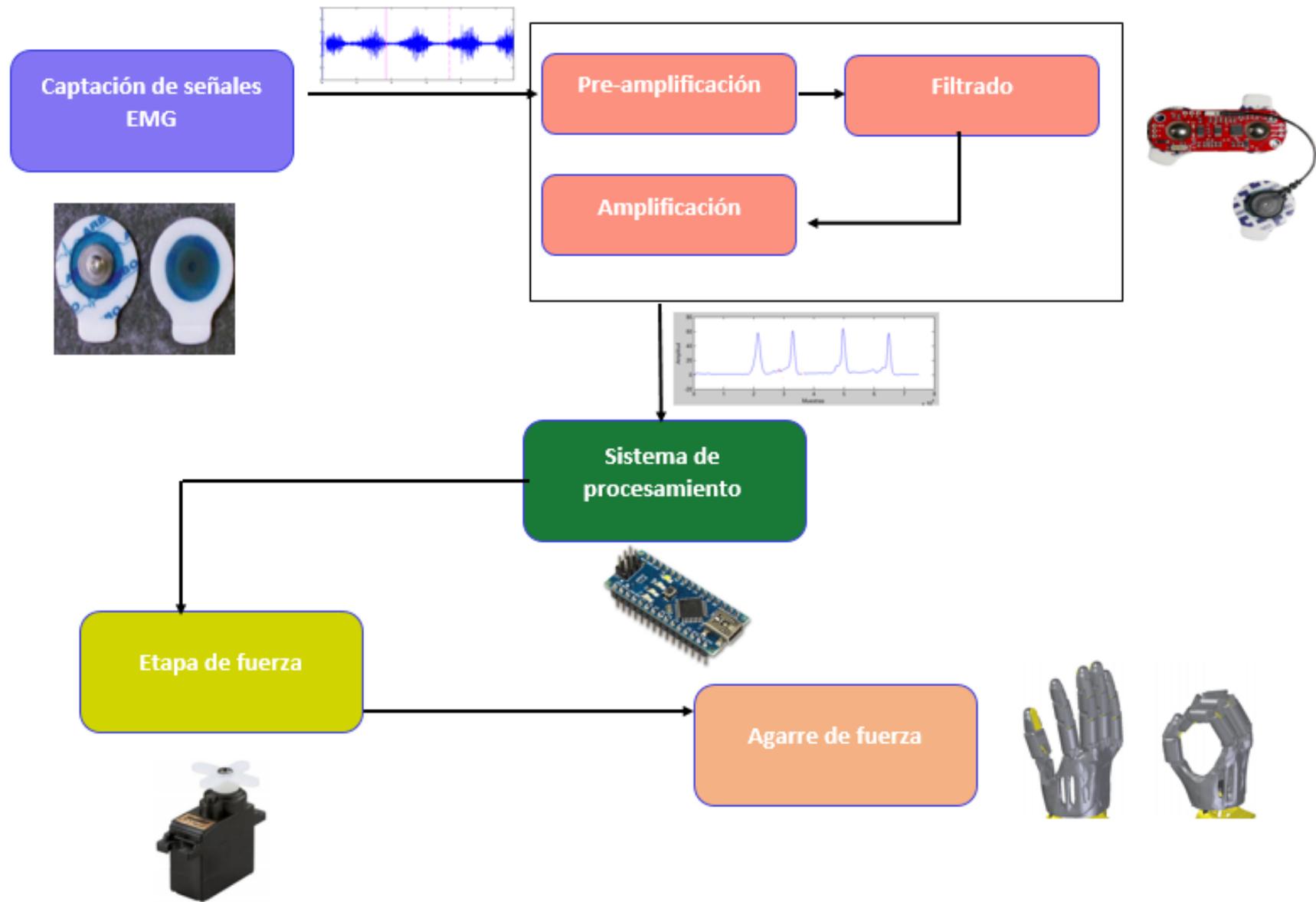


Figura 51 Diagrama de funcionamiento mecatrónico, Fuente: Elaboración propia

### 3.1.6 Sistema electrónico

El sistema electrónico servirá para otorgar el movimiento al prototipo mediante el accionamiento de los servomotores, estos permitirán el movimiento de los dedos gracias a el código de programación y las señales de entrada obtenidas de los sensores de músculo. El sistema podrá identificar las señales de entrada y realizar las operaciones de apertura y cierre de mano.

La siguiente imagen muestra la secuencia del sistema electrónico.



Figura 52 Diagrama Sistema electrónico, Fuente: Elaboración propia

#### 3.1.6.1 Desarrollo del hardware y software

Después de realizar los pasos mencionados anteriormente se tendrá definido los componentes y parámetros que requiere el prototipo, de esta forma podemos pasar a la etapa de desarrollar el hardware y software. Debido a que el prototipo está sujeto a algún bug (error de software) se deja la etapa de fabricación de PCB para después con el fin de abaratar costos. Esta etapa será de ensayos previos en lo que respecta al ensamblaje de los componentes y creación del código de programación, se hará el montaje de los componentes electrónicos en una placa de pruebas (protoboard) para poder constatar que la circuitería funcione correctamente. Así mismo se creará y compilará el código para el microcontrolador que nos permitirá gobernar los movimientos del prototipo. Como punto final se corroborará que tanto la electrónica como la programación trabajen conjuntamente.

#### 3.1.6.2 Diseño y construcción de la placa PCB

Una vez que se haya corroborado que la circuitería en el protoboard opere correctamente pasamos a la etapa de diseñar y fabricar el circuito PCB. Para esta etapa se hará uso de un software especializado, en este caso Eagle. Es importante verificar que no queden pistas abiertas en el PCB ni corto circuitos para garantizar un buen montaje. Finalmente, después que se ha terminado de diseñar el circuito impreso en el software, se le puede aplicar uno de los tantos métodos para serigrafiar, es decir, plasmar el diseño virtual en una baquelita de cobre, que luego de sumergirla en ácido férrico se eliminará el cobre sobrante en una de las caras, quedando la pista que conectará eléctricamente a los componentes. En el otro lado de la tarjeta quedarán montados los componentes.

En la siguiente figura a) se muestra la pista de cobre de la PCB y la figura b) muestra el otro lado de la placa.

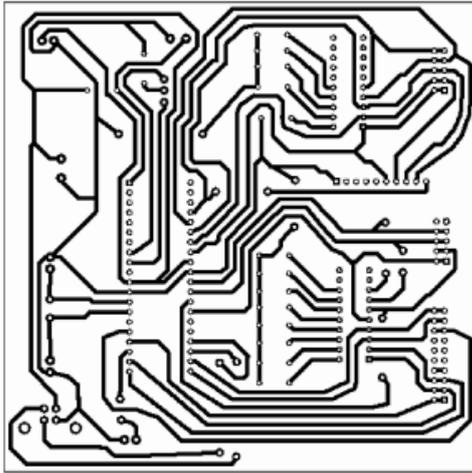


Figura 54 a) PCB cara trasera

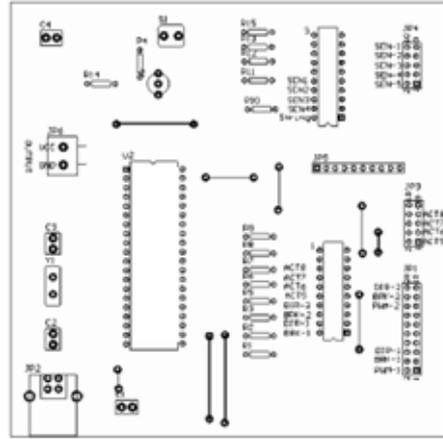


Figura 53 b) Cara delantera

### 3.1.7 Impresión 3D

La impresión 3D es un método para fabricar piezas por medio de la superposición de capas de un material fundido partiendo de un diseño ya realizado en un software especializado.

En la impresión 3D se requiere de cierta cantidad de pasos a seguir, un procedimiento genérico que se aplica a todas las máquinas de impresión 3D las podemos dividir partiendo en su diseño y terminando en la aplicación del producto. Los pasos que se tomaron fueron seis y son las siguiente:

#### 3.1.7.1 Diseño de la pieza

Requisito número uno para poder realizar una impresión 3D es saber qué es lo que queremos imprimir, qué forma tendrá y para qué va a ser usado. Esta etapa tiene como finalidad obtener la pieza de manera virtual, para esto se hallan tres métodos que son los que mayormente se usan.

- ✓ Modelado de la pieza mediante un software de diseño.
- ✓ Obtener la pieza a imprimir mediante un escáner 3D.
- ✓ Descargar la pieza diseñada de una página de internet.

#### 3.1.7.2 Conversión a STL

Terminando el paso número uno se obtendrá una extensión CAD, como segundo paso se debe convertir dicha extensión en una extensión STL con la finalidad de transformar la pieza en una malla compuesta de triángulos que se ajustarán a la geometría del modelo. Esto es porque casi todas las máquinas para imprimir en 3D son compatibles con el formato STL

#### 3.1.7.3 Manejo de archivos STL

Cuando se finaliza el paso número dos y se tiene la extensión del diseño en STL no es adecuado enviarlo directo a la impresora 3D debido a posibles errores en el archivo y se sugieren la siguiente recomendación:

Verificar que el diseño sea correcto y no tenga errores como por ejemplo que la pieza no esté cerrada completamente o que existan intersecciones entre sus líneas ya que esto evitaría un correcto rebanado de la pieza. En este paso se modificará y manipulará la posición y orientación de la pieza a imprimir en el interior de la impresora.

#### **3.1.7.4 Creación del código G**

Finalizado el paso número tres ya con el archivo STL listo, el siguiente paso es obtener el código G o G-code que serán las instrucciones que la impresora irá leyendo mientras imprime sin necesidad de que esté conectada a la laptop ya que se guardarán en una tarjeta de memoria. En este archivo se registra toda la información que requiere el prototipo para su impresión como son velocidades, temperaturas, espesor de capas entre otros.

#### **3.1.7.5 Impresión de la pieza**

En esta etapa, habiendo seguido los pasos mencionados anteriormente, se realizará la impresión de la pieza. En donde la impresora leerá los códigos insertados y por deposición de capas de material se da forma a la pieza deseada.

#### **3.1.7.6 Postfabricación**

Una vez el tiempo de impresión termine se obtendrá la pieza físicamente, sin embargo, esta no está siempre del todo lista para ser utilizada. Esta pieza requiere de postfabricación en donde se retirará el material sobrante (en exceso) que rodea al prototipo impreso, el cual se usó como soporte.

En este paso se darán acabados a la pieza, lo cual implica el lijado o pulido mediante aditivos, como por ejemplo el uso de la acetona para pulir y darle un mejor acabado al PLA y ABS. También existen piezas que después de su impresión necesitan ser tratadas químicamente o térmicamente.

#### **3.1.8 Puesta en marcha**

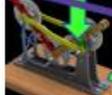
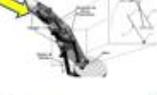
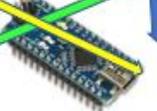
Teniendo el prototipo ya terminado, se debe poner en marcha con el fin de realizar distintos tipos de pruebas de funcionalidad para poder comprobar que funcione correctamente, de lo contrario realizar algunos ajustes. Debemos comprobar que los sensores estén en una posición estratégica para captar una buena señal EMG.

### 3.2 Diseño conceptual de elementos o partes

#### 3.2.1 Matriz morfológica

En esta sección se utilizó una matriz morfológica para agrupar las posibles soluciones que pueda tener nuestro prototipo para después pasar a evaluarlas técnica y económicamente.

Tabla 6 Matriz morfológica, Fuente: Elaboración propia

Función		Soluciones					
1	Generar par torsor	 Servomotor	 Motor a pasos	 Motor ultrasónico			
2	Transmitir potencia mecánica	 Correa y pulea	 Engranajes	 Piñón-Cremallera	 Mecanismo 4 barras		
3	Energizar el sistema	 Batería NiCd	 Batería NiMh	 Batería Li-ion	 Batería Lipo	 Batería Grafeno	 Batería alcalina
4	Sensar pulsos eléctricos	 Brazaletes MYO	 Sensor de músculo MYO	 e-Health Sensor Platform			
5	Procesar datos	 PIC	 Arduino	 Raspberry pi			

En donde cada color significa una solución distinta.

	Solución 1
	Solución 2
	Solución 3
	Solución 4
	Solución 5
	Solución 6

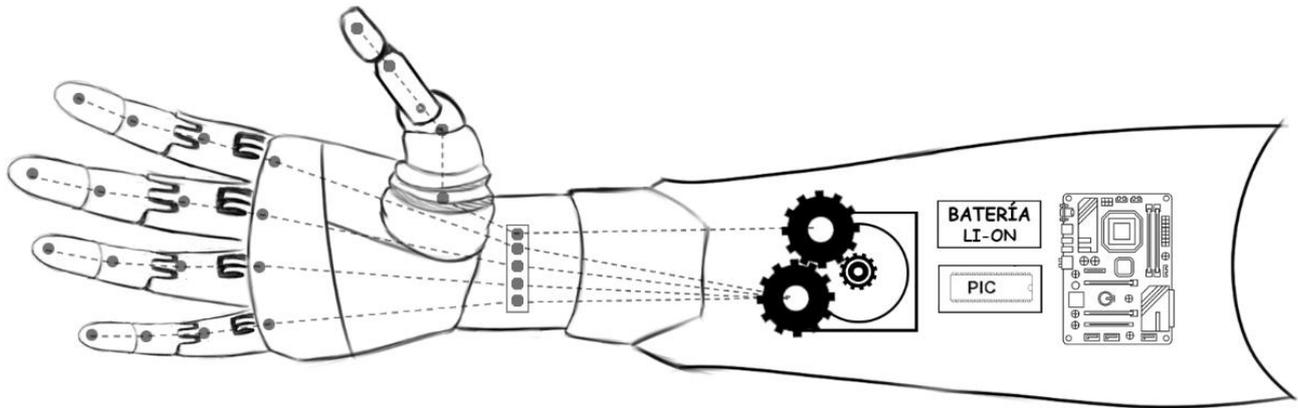
La siguiente tabla muestra de forma detallada las 6 soluciones obtenidas en la matriz morfológica

*Tabla 7 Soluciones obtenidas, Fuente: Elaboración propia*

<b>Solución</b>	<b>Componentes</b>
<i>Solución 1</i>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Motor a pasos para generar par torsor</li> <li>-Engranajes para transmitir potencia mecánica</li> <li>-Batería de Li-ion para energizar el sistema</li> <li>-e-Health Sensor Platform para sensar los pulsos eléctricos</li> <li>-Microcontrolador PIC para procesar los datos</li> </ul>
<i>Solución 2</i>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Motor ultrasónico para generar par torsor</li> <li>-Mecanismo piñón-cremallera para transmitir potencia mecánica</li> <li>-Batería NiCd para energizar el sistema</li> <li>-Brazalet MYO para sensar los pulsos eléctricos</li> <li>-Microcontrolador PIC para procesar los datos</li> </ul>
<i>Solución 3</i>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Servomotor para generar par torsor</li> <li>-Mecanismo de cuatro barras para transmitir potencia mecánica</li> <li>-Batería de Lipo para energizar el sistema</li> <li>-Sensor de músculo Myoware para sensar los pulsos eléctricos</li> <li>-Microcontrolador Raspberry pi para procesar los datos</li> </ul>
<i>Solución 4</i>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Servomotor para generar par torsor</li> <li>-Correas y poleas para transmitir potencia mecánica</li> <li>-Batería de Lipo para energizar el sistema</li> <li>- Sensor de músculo Myoware para sensar los pulsos eléctricos</li> </ul>

	-Microcontrolador Arduino para procesar los datos
<i>Solución 5</i>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Motor ultrasónico para generar par torsor</li> <li>- Mecanismo de cuatro barras para transmitir potencia mecánica</li> <li>- Batería de grafeno para energizar el sistema</li> <li>- Brazaletes MYO para sensor los pulsos eléctricos</li> <li>-Microcontroladora Arduino para procesar los datos</li> </ul>
<i>Solución 6</i>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Motor a pasos para generar par torsor</li> <li>-Engranajes para transmitir potencia mecánica</li> <li>-Batería NiMh para energizar el sistema</li> <li>- e-Health Sensor Platform para sensor los pulsos eléctricos</li> <li>- Microcontrolador Raspberry pi para procesar los datos</li> </ul>

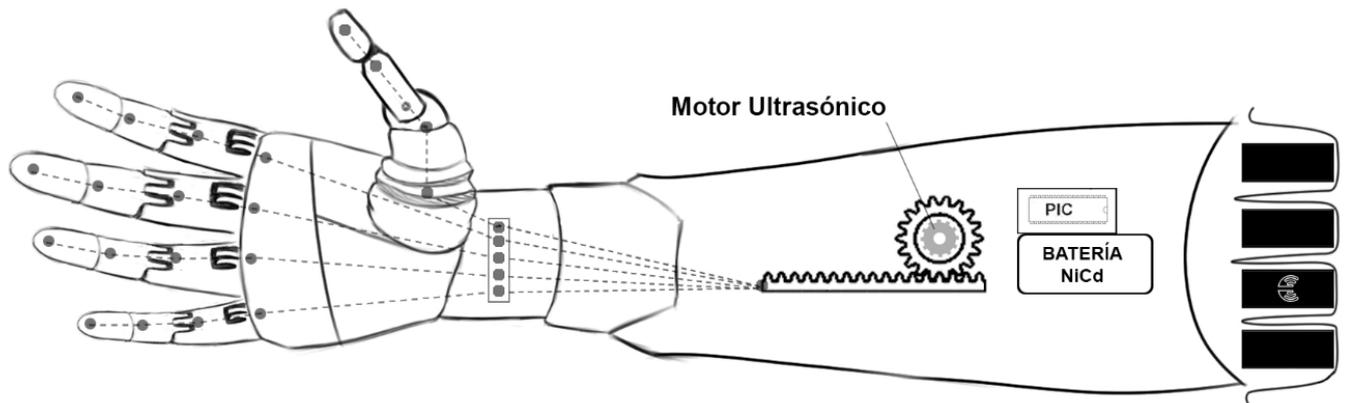
En base a la matriz morfológica se presentan las soluciones preliminares dibujadas en mano alzada, además se presenta una descripción de cada solución:



# SOLUCIÓN 1

*Figura 55 Solución 1, Fuente: Elaboración propia*

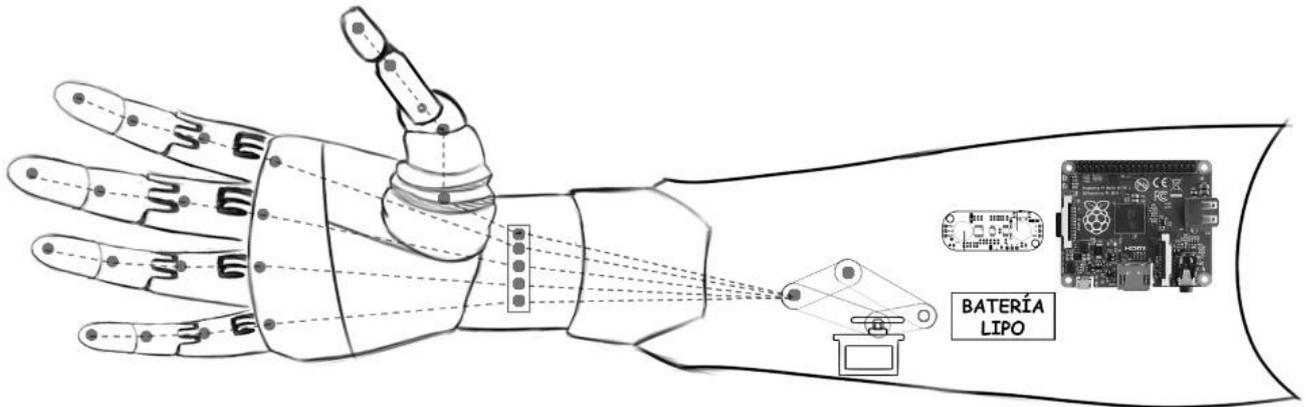
**Descripción:** En este modelo podemos apreciar que el par torsor será generado por un motor a pasos que va conectado a 2 engranes rectos para transmitir el movimiento a los dedos con una velocidad constante y estable. El primer engrane (inferior) accionará los dedos: índice, medio, anular y meñique, mientras que el segundo engrane (superior) accionará el dedo pulgar. El modelo cuenta con una batería de Li-ion la cual es muy ligera y tiene una elevada capacidad energética y resistencia a la descarga. Las lecturas biométricas de las señales EMG se llevarán a cabo mediante el sensor e-Health Sensor Platform, dichas señales serán procesadas mediante un microcontrolador PIC. Todo el sistema irá montado dentro del antebrazo de la prótesis con la finalidad de proteger los componentes de agentes externos y también de evitar el ruido generado por los componentes. Este mecanismo permite emular el movimiento de una mano real en flexión y extensión sin embargo sus componentes hacen que el prototipo sea pesado en comparación a las demás soluciones.



## SOLUCIÓN 2

Figura 56 Solución 2, Fuente: Elaboración propia

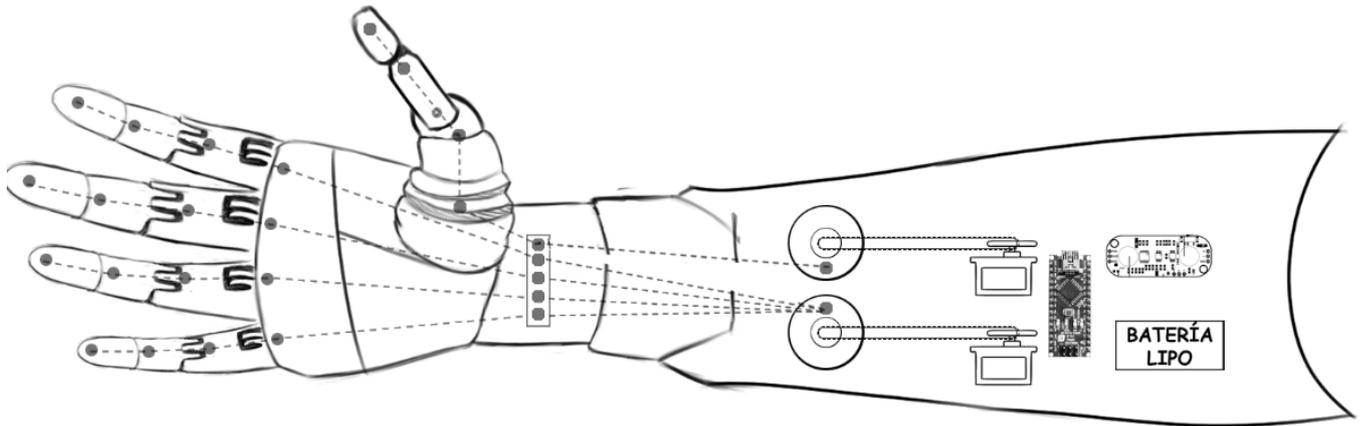
**Descripción:** El modelo de solución número dos, genera el par torsor por medio un motor ultrasónico que conecta a un sistema de piñón cremallera que nos permite transmitir el movimiento a los cinco dedos de manera reversible. El modelo cuenta con una batería de NiCd, este tipo de baterías mantienen su tensión el 90% constante en su descarga y tienen la opción de carga rápida. Las lecturas biométricas de las señales EMG se llevarán a cabo mediante el brazalete MYO el cual detecta los impulsos eléctricos y los interpreta como órdenes forma rápida y precisa. Estas señales serán procesadas de la misma manera que en la primera solución, es decir mediante un microcontrolador PIC. Todo el sistema irá montado de igual forma dentro del antebrazo de la prótesis con la finalidad de proteger los componentes de agentes externos y también de evitar el ruido generado por los componentes. Esta solución al tener un sensor de señales con mejores prestaciones de velocidad y memoria aumenta el costo final del prototipo.



## SOLUCIÓN 3

Figura 57 Solución 3, Fuente: Elaboración propia

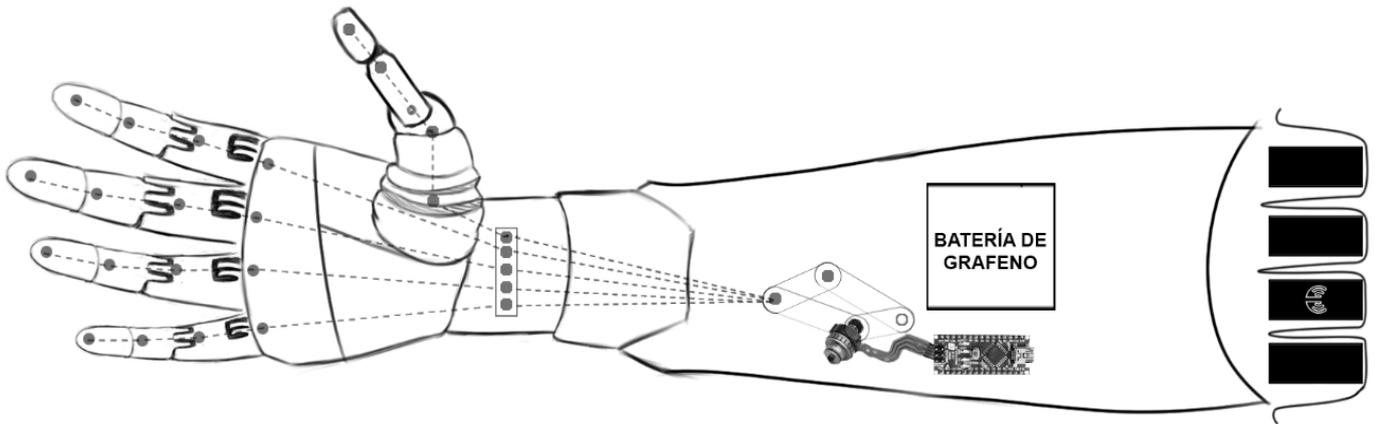
**Descripción:** El modelo de solución número tres, logra generar el par torsor por medio de un servomotor, el cual se conecta a un mecanismo de cuatro barras que nos permite transmitir movimiento y fuerza a los cinco dedos. El modelo cuenta con una batería de Lipo, este tipo de baterías son hasta cuatro veces más ligeras que las usadas en las otras dos soluciones y conserva mejor su capacidad nominal teniendo una muy alta densidad de energía. Las lecturas biométricas de las señales EMG se llevarán a cabo mediante un sensor myoware, el cual detecta los impulsos eléctricos, los rectifica y emite un voltaje dependiendo de la actividad del músculo. Estas señales serán procesadas mediante un microcontrolador Raspberry pi. Todo el sistema irá montado de igual forma dentro del antebrazo de la prótesis con la finalidad de proteger los componentes de agentes externos y también de evitar el ruido generado por los componentes. Este mecanismo es de eslabones sólidos lo que limita el movimiento de la mano.



## SOLUCIÓN 4

Figura 58 Solución 4, Fuente: Elaboración propia

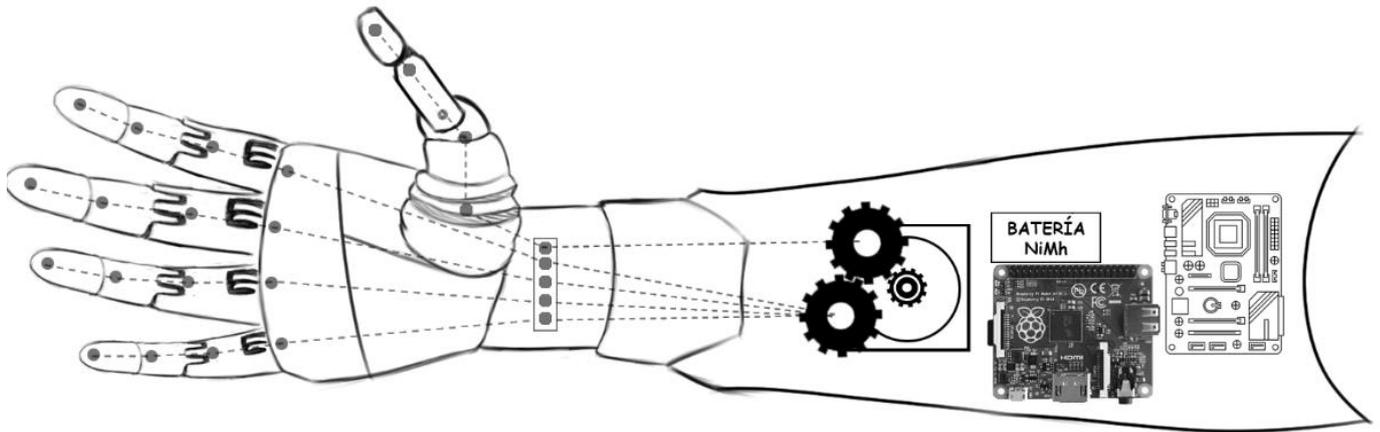
**Descripción:** El modelo de solución número cuatro, logra generar el par torsor por medio de dos servomotores que controlarán la velocidad de transmisión del movimiento a los dedos, el primer servomotor (superior) conecta directamente por medio de una polea en el metacarpo del dedo pulgar. El segundo servomotor (inferior) conecta directamente con los dedos: índice, medio, anular y meñique. El modelo cuenta con una batería de Lipo para energizar el sistema, como se mencionó en la solución anterior, este tipo de baterías son hasta cuatro veces más ligeras que las usadas en las otras dos soluciones y conservan mejor su capacidad nominal teniendo una muy alta densidad de energía. Las lecturas biométricas de las señales EMG se llevarán a cabo mediante un sensor myoware, el cual detecta los impulsos eléctricos, los rectifica y emite un voltaje dependiendo de la actividad del músculo. Estas señales serán procesadas mediante un microcontrolador Arduino. Todo el sistema irá montado de igual forma dentro del antebrazo de la prótesis con la finalidad de proteger los componentes de agentes externos y también de evitar el ruido generado por los componentes. Este mecanismo al conectar directamente el actuador a los dedos la fuerza de sujeción será mayor y es mucho más liviano que el mecanismo de las soluciones anteriores.



## SOLUCIÓN 5

*Figura 59 Solución 5, Fuente: Elaboración propia*

**Descripción:** El modelo de solución número cinco, genera el par torsor por medio un motor ultrasónico que conecta a un mecanismo de cuatro barras que nos permite transmitir movimiento y fuerza a los cinco dedos. El modelo cuenta con una batería de grafeno, este tipo de baterías tienen una excelente densidad de energía, con muy livianas y tienen una mayor duración que las baterías utilizadas en las demás soluciones. Las lecturas biométricas de las señales EMG se llevarán a cabo mediante el brazalete MYO el cual detecta los impulsos eléctricos y los interpreta como órdenes forma rápida y precisa. Estas señales serán procesadas de la misma manera que en la primera solución, es decir mediante un microcontrolador PIC. Todo el sistema irá montado de igual forma dentro del antebrazo de la prótesis con la finalidad de proteger los componentes de agentes externos y también de evitar el ruido generado por los componentes. Esta solución es muy liviana en comparación al resto de soluciones sin embargo al tener un sensor de señales con mejores prestaciones de velocidad y memoria y una batería de grafeno, aumenta el costo final del prototipo. Así mismo debido al mecanismo que tiene limita el movimiento de la mano.



## SOLUCIÓN 6

*Figura 60 Solución 6, Fuente: Elaboración propia*

**Descripción:** El modelo de solución número seis, genera el par torsor por un motor a pasos que va conectado a 2 engranes rectos para transmitir el movimiento a los dedos con una velocidad constante y estable. El primer engrane (inferior) accionará los dedos: índice, medio, anular y meñique, mientras que el segundo engrane (superior) accionará el dedo pulgar. El modelo cuenta con una batería de NiMh, este tipo de baterías tienen una tasa de autodescarga mayor al 10%. Las lecturas biométricas de las señales EMG se llevarán a cabo mediante el sensor e-Health Sensor Platform. Estas señales serán procesadas mediante un microcontrolador Raspberry pi. Todo el sistema irá montado de igual forma dentro del antebrazo de la prótesis con la finalidad de proteger los componentes de agentes externos y también de evitar el ruido generado por los componentes. Esta solución es más pesada que una solución con mecanismo flexible, además este mecanismo ocupa mayor espacio debido a las dimensiones de sus componentes.

### 3.2.2. Selección conceptual de equipos o partes

Se realizó una evaluación técnica económica de las soluciones propuestas en el apartado 3.2.1.

En este análisis se tomaron en cuenta 2 parámetros, el económico y el técnico.

Para dar la puntuación en lo económico se tomaron en cuenta los siguientes puntos:

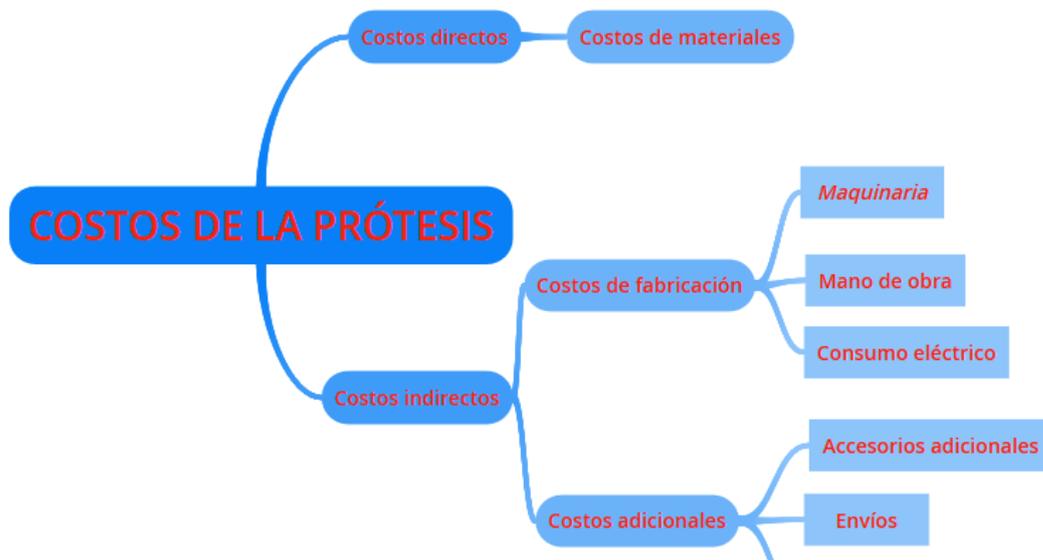


Figura 61 Parámetros para la evaluación económica, Fuente: Elaboración propia

Para evaluar el aspecto técnico se tomaron en cuenta los siguientes puntos:

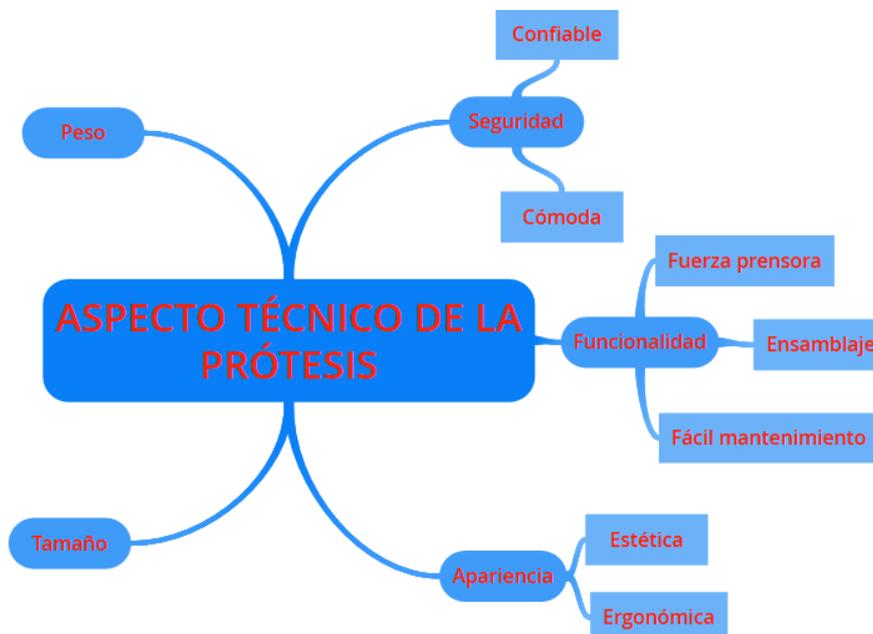


Figura 62 Parámetros para la evaluación técnica, Fuente: Elaboración propia

Se usó la escala Likert para evaluar los aspectos técnicos económicos de las seis soluciones, en donde 1 corresponde a “Costoso” en el aspecto económico y “Deficiente” en el aspecto técnico, así mismo 5 corresponde a “Económico” en el aspecto económico y “Óptimo” en el aspecto técnico, siguiendo esta secuencia se obtienen los siguientes resultados:

Tabla 8 Evaluación técnica económica, Fuente: Elaboración propia

	Solución uno	Solución dos	Solución tres	Solución cuatro	Solución cinco	Solución seis
Costo directo	2	1	3	4	2	3
Costo indirecto	3	2	3	4	3	4
Confiabilidad	4	4	4	4	4	4
Comodidad	3	3	4	4	3	3
Ergonomía	3	4	4	4	4	4
Estética	4	4	4	4	4	4
Ensamblaje	3	3	4	4	4	3
Mantenimiento	3	3	4	3	4	3
Fuerza prensora	4	3	2	4	3	4
Impacto ambiental	4	3	4	4	4	4
Peso	2	4	4	4	5	2
Tamaño	3	4	3	4	5	2

Para obtener el promedio de cada solución se siguen los siguientes pasos:

Para la evaluación económica se suman los puntajes del costo directo y el costo indirecto, este resultado se divide entre el valor total del aspecto económico, en este caso 10 debido a que cada uno tiene un valor máximo de 5.

$$\text{Promedio económico} = (\text{Costo directo} + \text{Costo indirecto})/10$$

Nuevamente en la evaluación técnica se suman los puntajes de los nueve parámetros restantes y el resultado se divide entre el valor total del aspecto técnico, en este caso 45 debido a que cada uno tiene un valor máximo de 5.

*Promedio técnico*

$$= (\text{Confi.} + \text{Com.} + \text{Erg.} + \text{Est.} + \text{Ens.} + \text{Mant.} + \text{Fuerza pr.} + \text{Peso} + \text{Tam.} + \text{Imp. Amb.})/45$$

Se aplican dichas fórmulas para cada solución y se obtiene la siguiente tabla y gráfica:

Tabla 9 Promedios obtenidos en evaluación técnica económica, Fuente: Elaboración propia

	Evaluación económica	Evaluación técnica
Solución uno	0.5	0.66
Solución dos	0.3	0.70
Solución tres	0.6	0.74
Solución cuatro	0.8	0.78
Solución cinco	0.5	0.80
Solución seis	0.7	0.66

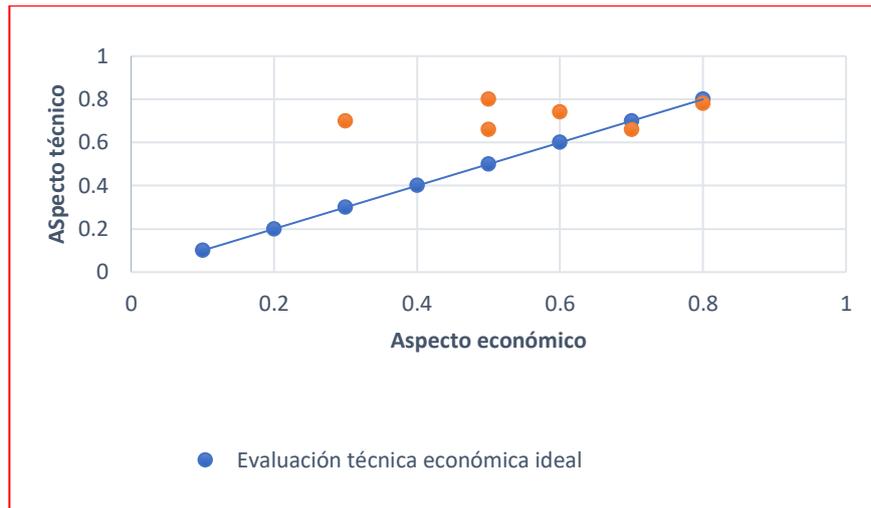
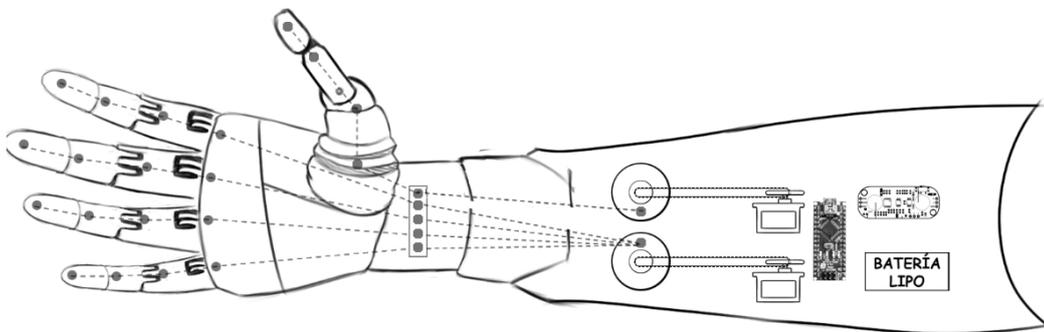


Figura 63 Evaluación técnica- económica, Fuente: Elaboración propia

Entonces, según la figura mostrada, se selecciona como una solución óptima la solución número 4 debido a que es la solución que se acerca más a la solución técnica económica ideal.



## SOLUCIÓN 4

Figura 64 Solución óptima, Fuente: Elaboración propia

### 3.2.2.1 Selección conceptual del material para la estructura

En este apartado se evaluarán los distintos materiales que pueden ser utilizados para la estructura del prototipo que además también servirá para proteger los componentes electrónicos y mecánicos. Esta estructura debe ser resistente y ligera como se mencionó en el punto 2.1.4, por lo tanto, los materiales a utilizar deben tener excelentes propiedades mecánicas como por ejemplo no tener una baja resistencia mecánica, ser fácil de manufacturar y tener una baja densidad; cabe resaltar que el precio también es un factor muy importante. A continuación, se detalla el análisis de los materiales mencionados en el punto 2.2.7.1.

Se analizaron cinco parámetros a los cuales se les asignó un porcentaje de 0% a 100%, de acuerdo a la importancia que estos tengan en el diseño.

Se usó la escala Likert, el cual consistió en una escala ordinal continua de 5 valores, en donde 1 corresponde a “muy malo”, 2 a “malo”, 3 a “regular”, 4 a “bueno” y 5 “muy bueno”.

Para obtener el ponderado de cada parámetro, primero se multiplicó el valor obtenido según la escala Likert por el porcentaje de importancia de cada especificación.

Para el ponderado final de cada componente, se suman todos los ponderados obtenidos en cada especificación. Finalmente se comparan los resultados y el material con mayor ponderado final, es el óptimo para ser usado en el prototipo.

Tabla 10 Selección del material de soporte, Fuente: Elaboración propia

SISTEMA DE SOPORTE		Polímero ABS		Fibra de carbono		Nylamid		Polímero PLA		Aluminio		Polímero TPU	
		Puntaje	Ponderado	Puntaje	Ponderado	Puntaje	Ponderado	Puntaje	Ponderado	Puntaje	Ponderado	Puntaje	Ponderado
Prioridad(%)	Parámetros												
25	Resistencia mecánica	2.5	0.625	5	1.25	2.5	0.625	3	0.75	5	1.25	2	0.5
25	Baja densidad	5	1.25	3	0.75	4	1	5	1.25	2	0.5	5	1.25
15	Vida útil	3	0.45	4	0.6	3	0.45	2.5	0.375	5	0.75	3	0.45
25	Economía	5	1.25	1	0.25	3	0.75	5	1.25	3	0.75	4	1
10	Manufactura rápida	5	0.5	1	0.1	4	0.4	5	0.5	3	0.3	4	0.4
	<b>PUNTAJE TOTAL</b>	<b>20.5</b>	*	<b>14</b>	*	<b>16.5</b>	*	<b>20.5</b>	*	<b>18</b>	*	<b>18</b>	*
	<b>PONDERADO TOTAL</b>	*	<b>4.075</b>	*	<b>2.95</b>	*	<b>3.225</b>	*	<b>4.125</b>	*	<b>3.55</b>	*	<b>3.6</b>

En la tabla nueve, podemos apreciar que el material adecuado para la construcción de la estructura es el polímero ácido poliláctico (PLA)



*Tabla 11 Propiedades PLA, Fuente: Elaboración propia*

<b>PLA</b>	
Densidad(g/cm <sup>3</sup> )	1.25
Módulo de elasticidad a la tracción(Mpa)	2346,5
Esfuerzo de tracción a la deformación(Mpa)	49,5
Esfuerzo de tracción a la rotura (Mpa)	45,6

## IV. RESULTADOS

### 4.1 Definición de características

#### 4.1.1 Descripción de la solución

##### 4.1.1.1 Dimensiones de la mano

Para el diseño de esta prótesis antropomorfa se tomaron parámetros reales, se tomó como referencia las medidas antropométricas de un niño de 9 con características parecidas al beneficiario. Así mismo se compararon las medidas con tablas de medidas antropométricas de niños a nivel latinoamericano.

Se tomó en cuenta las siguientes consideraciones en el proceso de obtener las dimensiones de la mano:

- ✓ Dactilopintura de la mano izquierda
- ✓ Medición manual con calibrador pie de rey (Vernier)
- ✓ Uso de tablas antropométricas

Para esta primera consideración, se hace uso de una hoja bond A4, en donde el niño coloca su mano previamente bañada en ténpera sobre esta, permitiendo obtener las medidas reales. Así mismo se utilizó el pie de rey digital para obtener medidas y comprobar.



*Figura 65 Dactilografía de la mano del niño, Fuente: Elaboración propia*

Las medidas tomadas mediante la dactilopintura se complementan con una medición exterior con el calibrador vernier en aquellas zonas que no fueron posibles medir con el método anterior.



*Figura 66 Medidas antropométricas mediante venier, Fuente: Propia*

Las medidas obtenidas mediante el calibrador se hicieron con el fin de obtener las siguientes dimensiones:

- ✓ Anchura de la muñeca
- ✓ Anchura de la mano
- ✓ Grosor de las falanges de los dedos
- ✓ Largo de la mano
- ✓ Largo de los dedos

Como última consideración se utilizó la tabla de dimensiones antropométricas de la población colombiana de niños de 9 años.

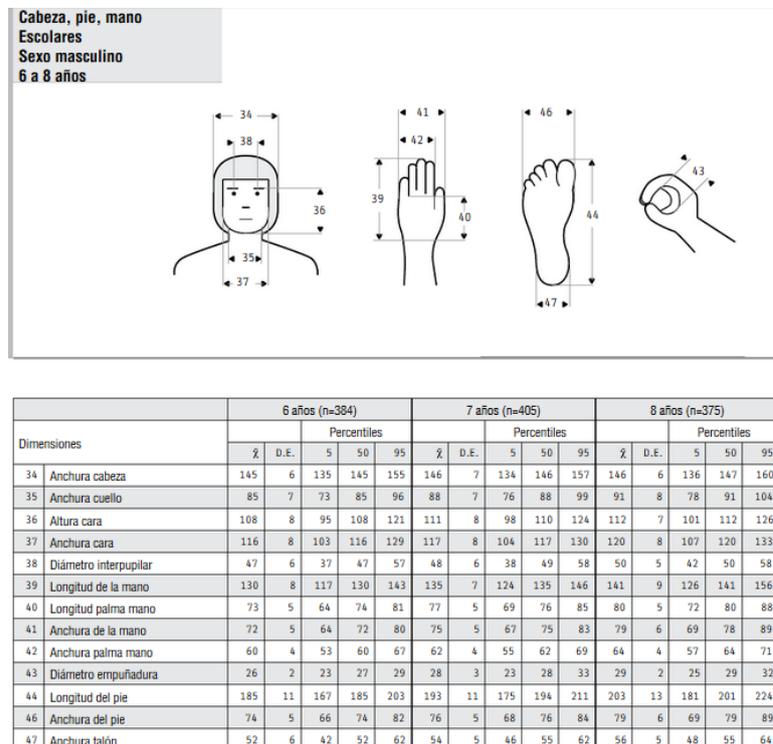


Figura 67 Tabla antropométrica de niños

Conforme a los métodos utilizados para obtener las medidas antropométricas de la mano del niño se realizó una tabla resumen con las medidas que se utilizarán para el diseño en 3D.

Tabla 12 Medidas antropométricas

ITEM	MEDIDA(CM)
<b>PALMA</b>	
Largo	71,5
Ancho	71,7
Espesor	26
<b>DEDO PULGAR</b>	
Diámetro	14,8
Falange distal	20,5
Falange proximal	12
<b>DEDO ÍNDICE</b>	
Diámetro	11,7

Falange distal y medio	38,2
Falange proximal	25,5
<b>DEDO MEDIO</b>	
Diámetro	12,2
Falange distal y medio	45
Falange proximal	25,5
<b>DEDO ANULAR</b>	
Diámetro	11,7
Falange distal y medio	38,2
Falange proximal	25,5
<b>DEDO MEÑIQUE</b>	
Diámetro	10,3
Falange distal y medio	30,7
Falange proximal	25,5
<b>ANTEBRAZO</b>	
Perímetro de la muñeca	11,5
Perímetro próximo al codo	23
Largo	19,5
Ancho de la muñeca	4,2
Ancho próximo al codo	8,1

#### 4.1.1.2 Diseño en Solidwork

Para diseñar este prototipo se tomaron en cuenta las medidas mencionadas en la tabla 12 así mismo se divide en 3 partes importantes

- ✓ Palma
- ✓ Dedos
- ✓ Antebrazo

La palma está conformada por el cuerpo de la mano que cuenta con 4 encajes para los dedos índice, medio, anular y meñique. Para el dedo pulgar cuenta con una plataforma plana en donde irá unido mediante un tornillo con la falange proximal.

Así mismo con relieves en la superficie palmar para aumentar la adherencia en la sujeción de objetos El diseño fue hecho en el software de diseño 3D Solidwork.



Figura 697 a) Superficie palmar interior Fuente: Propia



Figura 68 b) Superficie palmar exterior Fuente: Propia

Una vez hecha la palma, se procede a realizar los dedos. Tomando en cuenta que tienen que ser antropomórficos se realizan los dedos índice, medio, anular y meñique con 3 falanges. Dichos dedos tendrán la misma forma pero diferentes medidas. Para unir estos falanges se procedió a diseñar una conexión interfalángica.



Figura 718 a) Dedo índice vista lateral Fuente: Propia



Figura 708 b) Dedo índice vista frontal Fuente: Propia



Figura 69 Conexión interfalángica Fuente: Propia

A diferencia del resto de dedos, el pulgar se realizó con dos falanges y el primer metacarpiano. Así mismo se diseñó con una conexión interfalángica.



Figura 70 Dedo pulgar vista isométrica Fuente: Propia

El antebrazo albergará los componentes electrónicos como se menciona en el punto 3.2.2 en la solución número 4. Esta parte cuenta con un cuerpo y una tapa, la cual se montará mediante 4 pernos. Así mismo en la parte inferior cuenta con 4 agujeros para emperrar la palma (muñeca) y también con un agujero en la parte media de la muñeca por donde ingresarán los hilos que conectan a los dedos con el servomotor.



Figura 721 a) Antebrazo parte inferior Fuente: Propia



Figura 71 b) Antebrazo parte superior o tapa Fuente: Propia

Una vez realizadas las piezas, se procede a hacer un ensamble para obtener como resultado final el siguiente prototipo:



*Figura 73 Prototipo final ensamblado Fuente: Propia*

#### 4.1.2 Grados de libertad

El criterio de grados de libertad de un sistema viene a ser el número de variables independientes que son especificadas para poder definir la condición del sistema. En manos artificiales los grados de libertad tienen que ver con el número de articulaciones móviles independientes.

Debido a que todos los dedos de la prótesis tienen el mismo sistema, debido a que realizarán el movimiento de flexión y extensión, se tomó como referencia un dedo para calcular los grados de libertad de dicho sistema mediante la siguiente fórmula:

$$m = 3(n-1) - 2J_1 - J_2$$

En donde:

$m$  = GDL del sistema

$n$  = Número de eslabones

$J_1$  = Número de pares inferiores

$J_2$  = Número de pares superiores

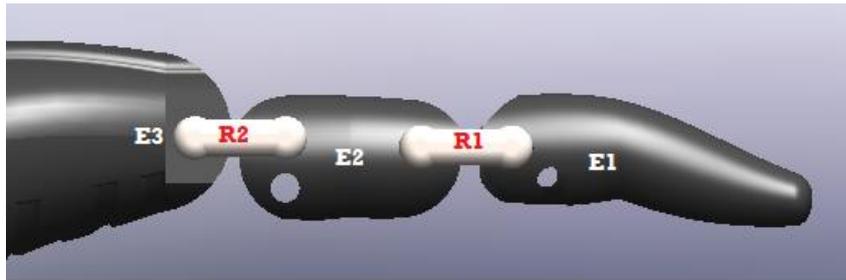


Figura 74 Diagrama del sistema Fuente: Propia

Según la figura 73 el dedo cuenta con 3 eslabones, 2 revolutas o pares inferiores y cero pares superiores por lo que reemplazando los valores en la fórmula obtenemos lo siguiente:

$$m = 3(3 - 1) - 2 * 2 - 0 = 2$$

Entonces se concluye que el mecanismo cuenta con dos grados de libertad.

#### 4.1.3 Grados de movilidad

Se hace uso del término grados de movimiento, para hacer alusión al número de actuadores utilizados para mover las articulaciones en la prótesis de mano. Por lo que:

$$GDM = \text{Número de actuadores}$$

La prótesis a construir en esta tesis tendrá 2 servomotores como lo muestra la figura 58, por lo tanto, el mecanismo tendrá dos grados de movimiento.

#### 4.1.4 Impresión de la prótesis (Fabricación)

Esta etapa menciona la elaboración de los componentes para la prótesis de mano por medio de la manufactura aditiva. Para ello fue necesario de una impresora 3D y del material apropiado cuya selección se realizó en el apartado 3.2.2.1.

##### 4.1.4.1 Equipos utilizados

Para llevar a cabo la manufactura de esta investigación se hizo uso de la Rap Rep Impresora 3D Tevo Tarántula, impresora que cuenta con dos cabezales con el fin de facilitar la impresión mediante la utilización de dos materiales imprimiendo la misma pieza ayudando a reducir el tiempo de impresión. Cuenta con un área aproximada de 20x20x20 cm la cual es óptima para esta investigación, la temperatura máxima la cual alcanza es de 250 C en el extrusor y una temperatura máxima de cama de 120 C. Puede ajustar su boquilla hasta un espesor 0.4 mm así mismo tiene una pantalla LCD que visualiza las coordenadas de los ejes de la impresora, cabe resaltar que la configuración se debe especificar en el software mediante un proceso manual.



Figura 75 Impresora 3D Tevo Tarántula Fuente:

#### 4.1.4.2 Software Utilizado

Simplify 3D es el software utilizado para el desarrollo de esta investigación, dicho software cuenta con una plataforma open source que es compatible con los diversos sistemas operativos. Al entrar a su interfaz nos muestra una vista cúbica en 3D que representa a la impresora en donde en su plataforma se deben importar las partes en STL que van a ser impresas, dichas partes o piezas se pueden distribuir a nuestro gusto.

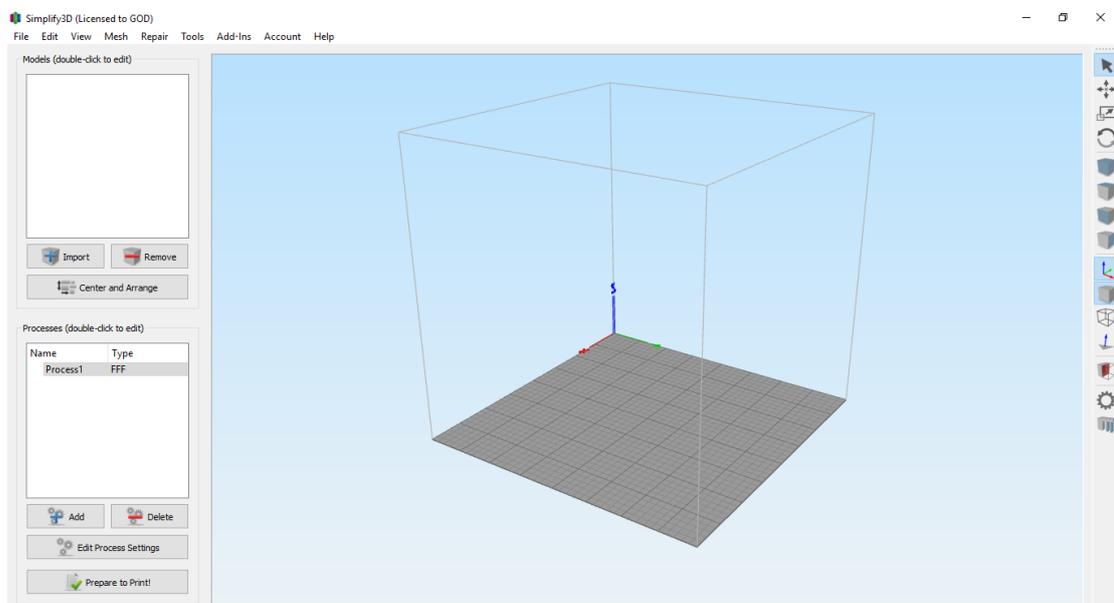


Figura 76 Interfaz Simplify 3D Fuente: Propia

### 4.1.4.3 Variables en la impresión 3D

Dentro de las variables básicas para el proceso de impresión, dichas variables se pueden cambiar para mejorar la calidad de resolución dimensional de la pieza.

#### 4.1.4.3.1 Densidad

Para manufacturar las piezas de la prótesis en esta investigación, es necesario saber con qué densidad queremos imprimirlas, está será la cantidad de masa(material) que queremos en un determinado volumen, esta propiedad es variable y nos permitirá saber si una pieza manufacturada será ligera o sólida.

Dentro del software Simplify se puede modificar la densidad para la manufactura de la pieza, en el cual es recomendable que la densidad no baje del 40% con el fin de obtener una pieza estable y no falle debido a las cargas que se serán sometidas por el usuario, además cabe resaltar que al aumentar el porcentaje de densidad el tiempo de impresión aumentará también. En esta investigación de uso una densidad de 45%

#### 4.1.4.3.2 Velocidad en la impresión

En el proceso de determinar la rapidez en que obtendremos las piezas que se van a fabricar, entra a tallar la variable de la velocidad de impresión, esta controlará el avance de nuestro extrusor o boquilla de impresión cuya medida es mm/min, para que la pieza tenga un mayor tiempo de secado y mejor calidad se utilizó una velocidad de 3600 mm/min.

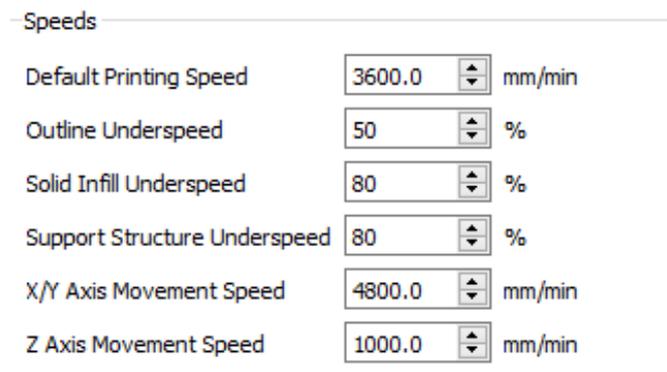


Figura 77 Velocidad de impresión Fuente: Propia

#### 4.1.4.3.3 Temperatura de impresión

La temperatura que se usará para imprimir será la que nos permitirá trabajar de manera correcta el material, en este caso el PLA, la temperatura óptima para su manufactura es de 210°C según su fabricante, este valor se debe introducir en la configuración del Simplify 3D.

Figura 78 Temperatura de impresión Fuente: Propia

#### 4.1.4.3.4 Cantidad de filamento

Esta variable será la que nos defina cuanto material será extruido en una cantidad de tiempo determinado, es recomendable imprimir en un flujo de 100%.

Figura 79 Cantidad de filamento Fuente: Propia

#### 4.1.4.4 Proceso de la manufactura

##### 4.1.4.4.1 Preparar la cama de la impresora

EL primero paso en el proceso para manufacturar una pieza en 3D, es calentar la cama o base de la impresora ya que en esta es donde se sobrepondrán las capas del material. La temperatura de dicha cama es controlada mediante un controlador que es externo a la impresora. La temperatura de cama que se ha utilizado es de 60°C según el fabricante del material PLA. El tiempo para alcanzar la temperatura es gradualmente por lo que tarda un tiempo aproximado de 6 a 9 minutos desde el encendido de la impresora.

##### 4.1.4.4.2 Configuración inicial antes de la impresión

Cuando se calienta la cama de la impresora, es necesario revisar la nivelación del plato de impresión y la calibración de la impresora. Así mismo se deben haber introducido los valores ya mencionados anteriormente en el proceso según el material. Una vez la cama y el extrusor estén listos será necesario

activar la casilla de parada de emergencia para finalizar el proceso de manera instantánea en caso ser necesario.

#### 4.1.4.5 Repartición de impresión

Al entrar a la interfaz de Simplify 3D nos pide importar las piezas a imprimir, en dicha cama se puede poner más de una pieza con el fin de ahorrar algo de tiempo en sus configuraciones iniciales si se llevara a cabo una impresión independiente.

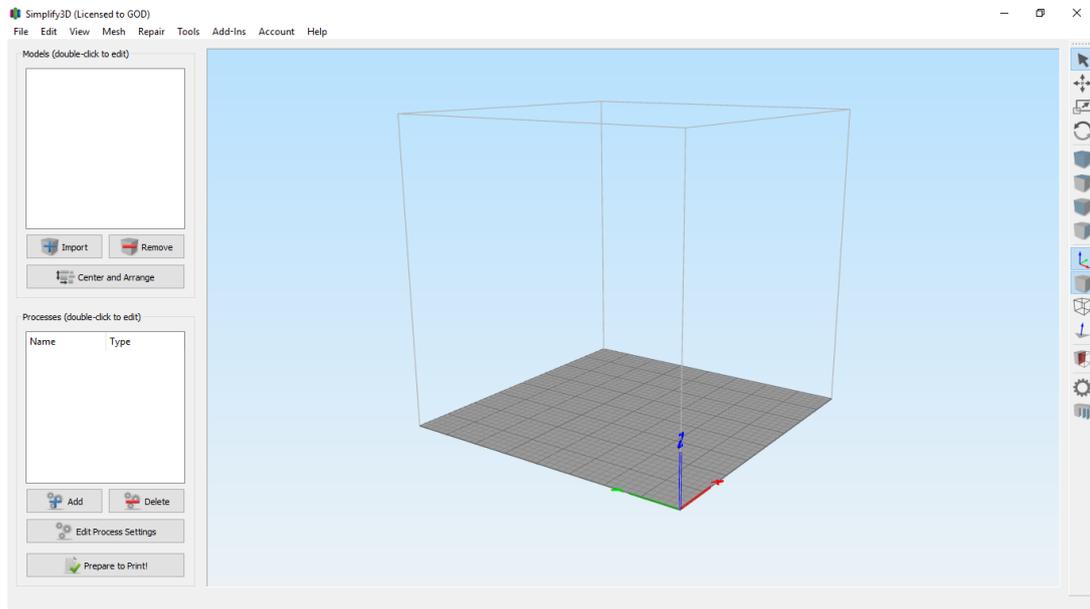
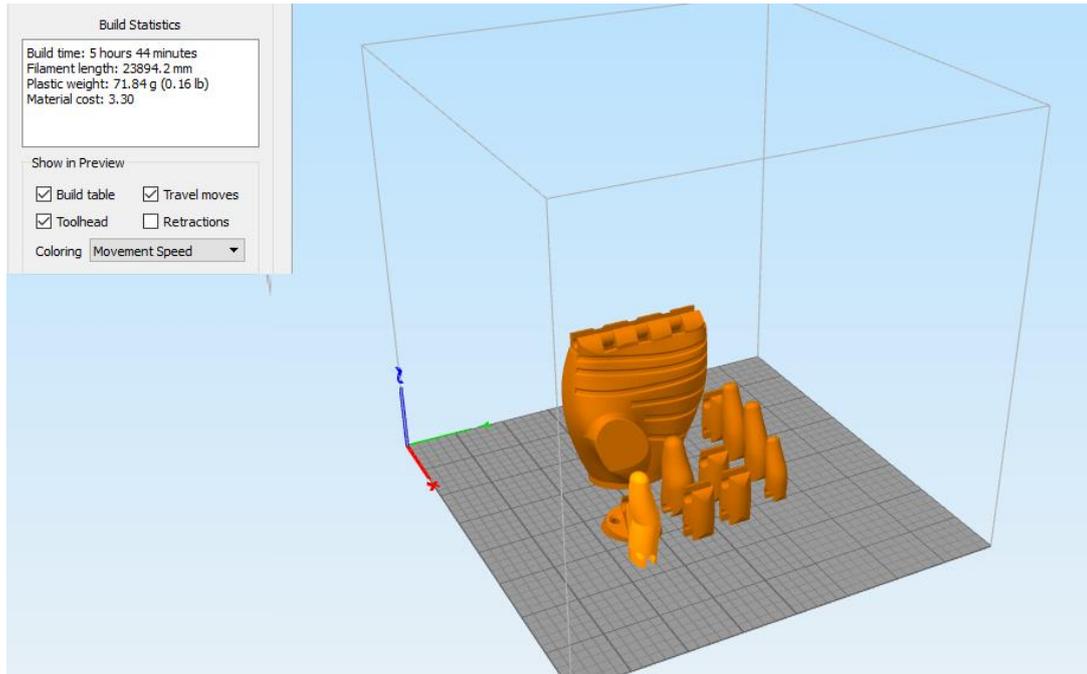


Figura 80 Interfaz Simplify 3D Fuente: Propia

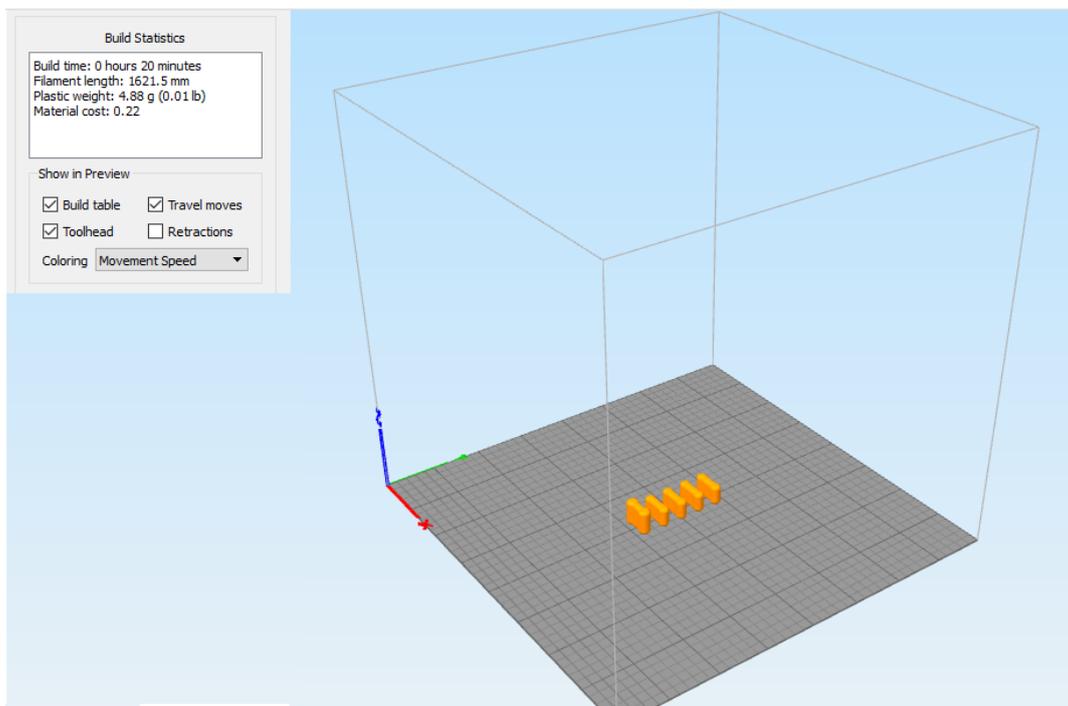
##### 4.1.4.5.1 Fabricación y retiro de las partes

En Simplify 3D al importar las piezas en la cama de impresión nos mostrará el tiempo de impresión y el material que utilizará. Dicha impresión se realizó en tres partes, en la primera se imprimió las piezas de la mano, en la segunda las conexiones interfalángicas ya que estas requieren de un cambio de material, serán impresas en material TPU debido a su flexibilidad que permitirá el retorno de los dedos y en la tercera parte las piezas del antebrazo.

A continuación, las imágenes muestran la repartición que se tomó para llevar a cabo la impresión.



*Figura 81 Primera parte de impresión, piezas de la mano Fuente: Propia*



*Figura 82 Segunda parte de impresión, conexiones interfalángicas Fuente: Propia*

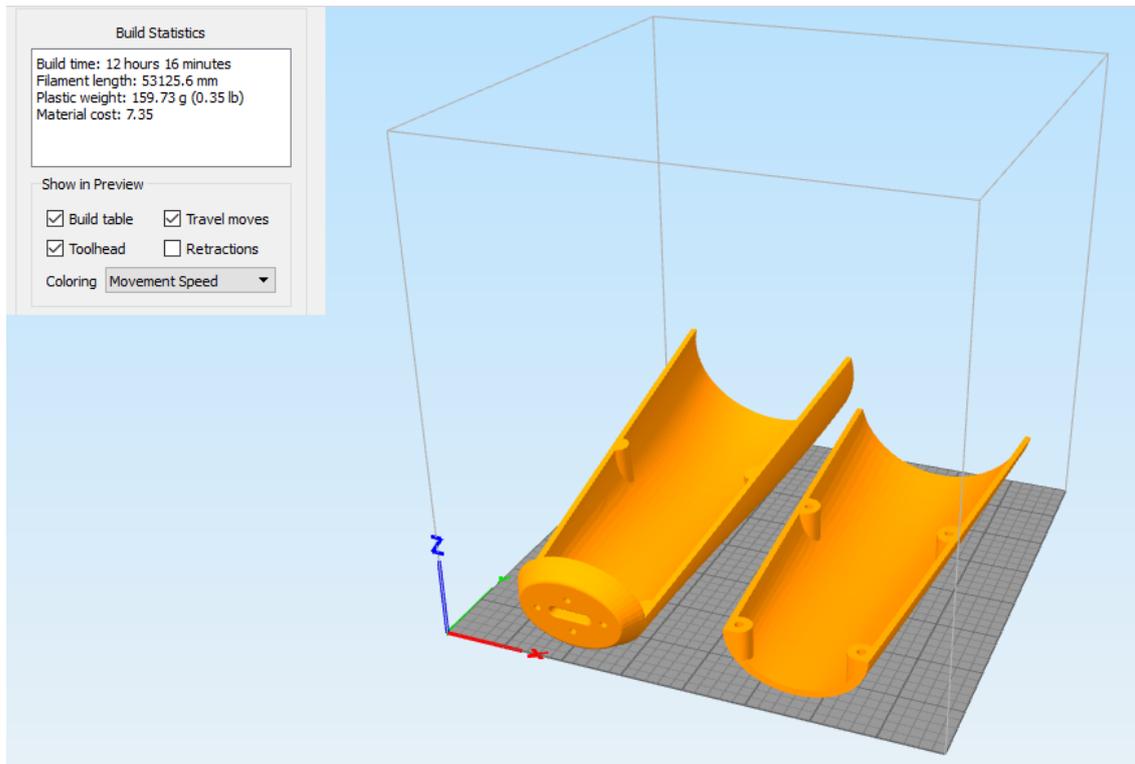


Figura 83 Tercera parte de impresión, antebrazo Fuente: Propia

Para la impresión de las piezas se incluyeron soportes debido que, a una determinada altura, si no se opta por colocar soporte como puntos de tensión puede la pieza desplomarse hacia abajo, también se colocó base en la pieza debido a que esta se comienza a despegar de la cama por variaciones de temperatura. En Simplify 3D, en la opción de editar proceso se selecciona la casilla de añadir soporte y base para la impresión.

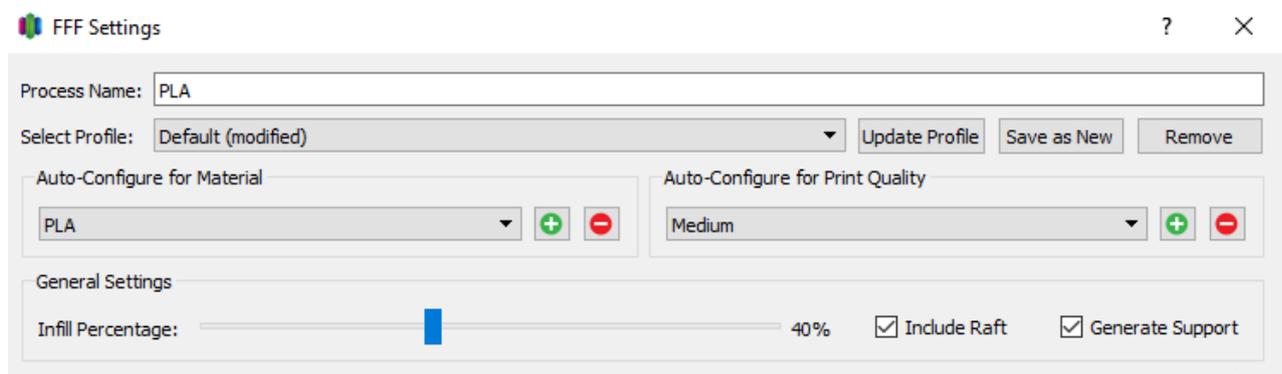


Figura 84 Opción "Editar proceso" Simplify 3D Fuente: Propia

La siguiente tabla muestra el tiempo de duración y gasto de material por cada etapa de impresión realizada:

Tabla 13 Tiempo de impresión del proyecto

Pieza		Tiempo de impresión	Gasto de material
<b>PARTE 1</b>	Muñeca	5 horas 44 minutos	71.84 g
	Dedo meñique		
	Dedo anular		
	Dedo medio		
	Dedo meñique		
	Dedo pulgar		
	Falange proximal 1		
	Falange proximal 2		
	Falange proximal 3		
	Falange proximal 4		
Metacarpiano dedo pulgar			
<b>PARTE 2</b>	Conexión interfalánfica 1	0 horas 20 minutos	4.88 g
	Conexión interfalánfica 2		
	Conexión interfalánfica 3		
	Conexión interfalánfica 4		
	Conexión interfalánfica 5		
<b>PARTE 3</b>	Antebrazo	12 horas 16 minutos	159.73 g
	Tapa antebrazo		
<b>TOTAL</b>		<b>18 horas 33 minutos</b>	<b>236.45 g</b>

La tabla nos muestra que para la impresión de toda la prótesis se utilizará un tiempo de 18 horas con 33 minutos y un material 326.45 gramos, cabe resaltar que de este número 4.88 gramos corresponden al material TPU para las conexiones interfalángicas y los otros 231.57 gramos corresponden al material principal PLA.

#### 4.1.4.6 Resultado de la impresión 3D

Al finalizar la impresión las piezas se proceden a retirar de la cama y a retirar el material de base y soporte que están junto a la pieza. Posteriormente se realiza la limpieza de algunas impurezas existentes en algunas piezas con el fin de conservar la calidad dimensional.

#### 4.1.4.7 Ensamblaje de la prótesis

En el ensamble se llevó a cabo la unión de todas las piezas, tomando como base de unión la palma de la mano, en esta palma se unieron las conexiones interfalángicas junto a los falanges medios y distales, seguido se unió el antebrazo.



## 4.2 Cálculos justificativos

En el apartado de cálculos, se realizará el análisis de fuerzas, tensiones y aceleraciones angulares que estarán presentes al accionar el mecanismo, el cable que va conectado al servomotor será el que servirá de tendón y en donde se realizarán los cálculos. Los cálculos se realizarán para el dedo pulgar y para los dedos índice, medio, anular y meñique.

Este apartado servirá para poder determinar mediante los resultados las características del servomotor que accionará el prototipo y el material de los tendones a usar.

Los cálculos se realizaron en dos partes, la primera son para determinar el torque del motor que accionará los dedos índices, medio, anular y meñique. La segunda parte será para encontrar el torque del motor que accionará el dedo pulgar.

Para realizar los cálculos se ha limitado la fuerza que la prótesis tendrá en el agarre de fuerza. Para esto se recurrió a estudios ya hechos sobre dinamometría en niños realizados por el centro médico deportivo SATA, Coslada, Madrid, España [80].

El estudio dio como resultado la siguiente tabla:

Varones		Mano izquierda								Mano derecha							
Edad	n	Media	DE	P5	P25	P50	P75	P90	P99	Media	DE	P5	P25	P50	P75	P95	P99
6	91	8,6	2,0	5,7	6,8	8,6	8,9	11,9	14,3	9,0	2,1	6,1	7,5	8,6	10,7	12,7	16,0
7	103	8,8	1,9	6,0	7,5	8,9	10,1	12,0	13,5	9,1	2,1	5,8	7,6	9,2	10,4	12,8	13,6
8	104	10,1	2,8	5,7	8,2	9,9	11,5	16,1	17,6	10,6	2,9	6,1	8,3	10,6	12,6	15,6	17,9
9	93	11,7	3,0	6,2	9,9	11,7	13,5	17,0	20,4	12,0	2,8	7,3	10,5	12,0	13,9	17,2	19,0
10	94	14,0	3,3	8,3	11,7	14,1	16,1	19,8	22,6	15,0	3,2	9,7	12,6	14,7	17,7	20,3	22,1
11	99	17,3	3,0	12,3	15,3	17,0	19,1	23,4	26,5	17,9	3,3	12,5	15,6	17,6	20,3	23,7	27,3
12	111	20,3	5,4	13,2	16,8	20,2	22,6	31,3	37,0	21,7	5,1	14,5	18,7	20,9	24,2	31,2	37,2
13	117	23,4	5,5	15,2	19,6	23,3	27,0	32,6	35,5	24,9	5,7	16,5	20,8	24,4	28,5	35,7	36,7
14	80	30,0	8,1	17,5	24,0	29,1	35,5	45,1	48,0	31,3	6,3	19,3	24,5	31,6	37,0	44,3	54,8
15	88	33,4	7,3	21,2	28,5	33,7	38,7	45,2	50,0	35,1	6,9	23,8	30,3	34,9	40,4	46,6	49,0
16	90	36,4	6,4	26,0	32,0	36,5	41,8	46,0	52,5	37,6	7,3	27,3	32,4	36,5	42,1	51,5	57,0
17	67	38,1	7,2	27,0	32,9	38,1	43,0	50,0	56,9	40,2	9,0	27,2	34,6	40,4	46,5	55,5	63,9
18	39	40,0	6,6	29,1	35,8	39,5	45,4	52,0	54,2	42,1	7,9	26,6	38,2	41,7	48,0	53,0	61,8

Figura 85 Dinamometría en niños Fuente:

Entonces para el cálculo de esta tesis se tomará una fuerza de agarre de 5.7 kg equivalente a la fuerza de agarre de un niño de 8 años. Esta fuerza estará repartida en los cuatro dedos, según la figura 84, por lo que por dedo le correspondería una fuerza de 1.4 kg.

### 4.2.1 Primera parte

Para el agarre de fuerza se ha tomado un solo punto de contacto entre el comienzo de la falange distal y el objeto que se sujetará. Además, ya que los dedos tienen el mismo mecanismo de funcionamiento se ha estandarizado las medidas suponiendo que tienen la misma medida sólo para el desarrollo del cálculo.

El diagrama de fuerzas se muestra en la siguiente imagen:

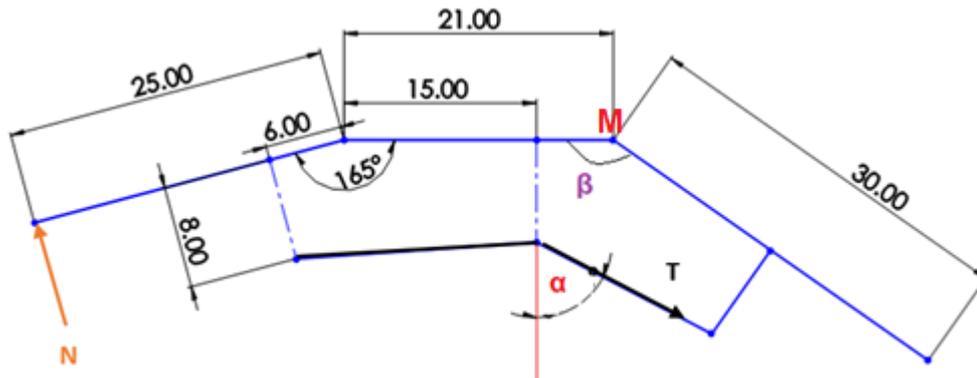


Figura 86 Diagrama de distribución de fuerzas dedo medio Fuente: Propia

Como primer punto se procede a calcular la velocidad angular del sistema, la cual viene definida por la siguiente ecuación:

$$\omega = \frac{d\theta}{dt}$$

En donde  $d\theta$  es el diferencial del ángulo recorrido por el dedo y  $dt$  corresponde al diferencial de tiempo utilizado en el recorrido de este.

Suponiendo que:

- ✓ El mecanismo parte del reposo.
- ✓ El rango de movimiento del mecanismo será de 90 grados (cuarta parte de una vuelta),
- ✓ El tiempo en completar el recorrido será de un segundo.

Reemplazando los datos en la fórmula de la velocidad obtenemos:

$$\omega = \frac{2\pi * \frac{1}{4} - 0}{1 - 0} = \frac{\pi \text{ rad}}{2 \text{ s}} \approx 1.6 \frac{\text{rad}}{\text{s}}$$

Como segundo punto obtenemos la aceleración angular mediante la siguiente ecuación de movimiento cinemático:

$$\omega^2 = \omega_0^2 + 2 * \alpha (\theta - \theta_0)$$

Tomando en cuenta las suposiciones mencionadas con anterioridad, obtenemos:

$$\alpha = \frac{\omega^2}{2 * \theta} = \frac{\left(\frac{\pi}{2}\right)^2}{2 * \left(\frac{\pi}{2}\right)} = 0.81 \frac{rad}{s^2}$$

Como tercer punto se calcula el momento de inercia del mecanismo de la figura 85 mediante el software Solidwork.

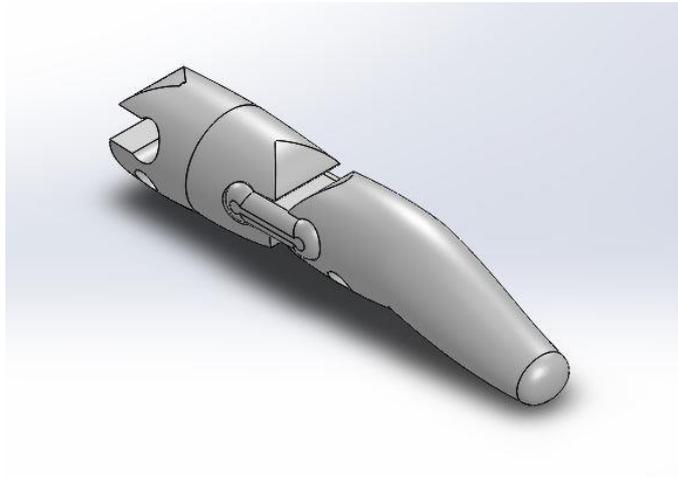


Figura 87 Dedo antropomorfo con material PLA Fuente: Propia

Momentos de inercia: ( gramos * milímetros cuadrados)		
Medido desde el sistema de coordenadas de salida.		
lxx = 17866.39	lxy = -338.81	lxz = -5416.15
lyx = -338.81	lyy = 21848.75	lyz = 817.74
lzx = -5416.15	lzy = 817.74	lzz = 4248.44

Figura 88 Resultado de momentos de inercia Fuente: Propia

El mecanismo tendrá como plano de acción el eje XY por lo que el momento de inercia en este plano tiene un valor de:

$$I_{xy} = -338.81 \frac{g}{mm^2} = -0.339 \frac{kg}{mm^2}$$

Para encontrar la tensión T es necesario realizar sumatoria de momentos flectores en el punto donde conecta el falange distal y falange medio, es decir punto M. Por ser un sistema dinámico tenemos:

$$\sum M_M = N * c \cos(15) * (25 * \cos(15) + 21) + N * \text{sen}15 * (25 * \text{sen}15) - T_y * 6 - T_x * 8 = I * \alpha$$

En donde I es el momento de inercia del dedo y  $\alpha$  corresponde a la velocidad angular con la que se este se moverá. Así mismo las componentes rectangulares de la tensión T son:

$$T_x = T * \text{sen}\alpha$$

$$T_y = T * \cos\alpha$$

De las ecuaciones ya descritas se despeja la tensión que existe en el tendón, quedando la siguiente ecuación:

$$T = \frac{-I * \alpha + N * c \cos(25) * (25 * \cos(15) + 21) + N * \text{sen}15 * (25 * \text{sen}15)}{6 * \cos\alpha + 8 * \text{sen}\alpha}$$

Una vez se tiene la tensión en función de la normal y del ángulo  $\alpha$ , se ha hecho la suposición de dos situaciones límites en los tendones de los dedos, las cuales serán cuando exista una máxima flexión y una máxima extensión, los cuales corresponderán a un  $\beta = 180$  y  $\beta = 90$ , dando como resultado la siguiente tabla:

*Tabla 14 Resultado de la tensión Fuente: Propia*

$\beta$ [grados]	$\alpha$ [grados]	T[kgf]
180	90	7.48
90	16	7.51

Una vez se ha obtenido la tensión ejercida sobre uno de los dedos se supondrá que la tensión será la misma en cada dedo (sin contar el pulgar) por lo que se procede a multiplicar la tensión obtenida por la cantidad de dedos.

$$T_{total} = 4 * 7.51 = 30.04kg$$

Con la fuerza total sobre el tendón se procede a calcular el par del motor a usar. La polea que se usará tendrá un radio de medio centímetro, obteniendo así el siguiente par:

$$Par = 30.04 * 0.5 = 15.02 \text{ kg.cm}$$



Figura 89 Torque necesario para el servomotor de los dedos 2 a 5

El servomotor a utilizar tendrá un torque de  $15 \text{ kg} \cdot \text{cm}$ .

#### 4.2.2 Segunda parte

En esta parte se realizarán los cálculos para el movimiento de flexión del dedo pulgar. Dichos cálculos son similares al cálculo ya realizado para los otros cuatro dedos. La imagen que se muestra a continuación muestra el diagrama de distribución de fuerzas que se originan en el dedo pulgar.

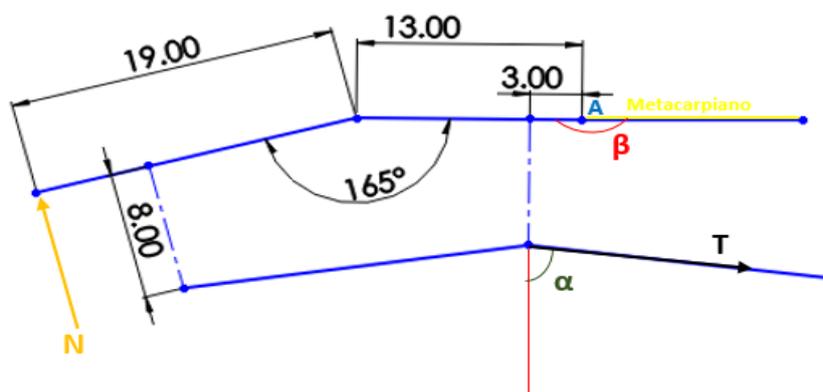


Figura 90 Diagrama de distribución de fuerzas dedo pulgar Fuente: Propia

Tomando en cuenta que tanto la geometría como la masa de este dedo son diferentes al anterior, su momento de inercia variará, sin embargo, su aceleración angular se mantiene.

Se calcula el momento de inercia del mecanismo de la figura 89, mediante el software Solidwork.

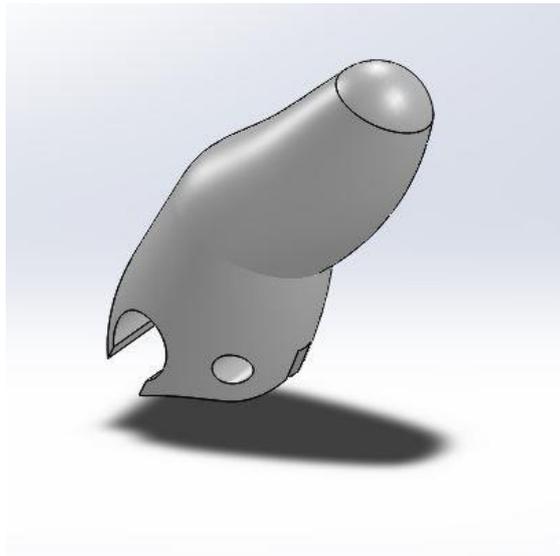


Figura 91 Dedo antropomorfo pulgar con material PLA Fuente: Propia

Momentos de inercia: ( gramos * milímetros cuadrados)		
Medido desde el sistema de coordenadas de salida.		
lxx = 3835.31	lxy = 2244.64	lxz = 0.01
lyx = 2244.64	lyy = 1514.53	lyz = 0.01
lzx = 0.01	lzy = 0.01	lzz = 5219.84

Figura 92 Resultado de momentos de inercia dedo pulgar Fuente: Propia

El mecanismo tendrá como plano de acción el eje XY por lo que el momento de inercia en este plano tiene un valor de:

$$I_{xy} = 2244.64 \frac{g}{mm^2} = 2.245 \frac{kg}{mm^2}$$

Siguiendo el mismo procedimiento anterior se realizará la sumatoria de momentos flectores en el punto A, obteniendo la siguiente ecuación:

$$\sum M_A = N * c \cos(15) * (19 * \cos(15) + 13) + N * \text{sen}15 * (19 * \text{sen}15) - T_y * 3 - T_x * 8 = I * \alpha$$

Obteniendo como resultado:

$$T = \frac{-I * \alpha + N * c \cos(15) * (19 * \cos(15) + 13) + N * \text{sen}15 * (19 * \text{sen}15)}{3 * \cos \alpha + 8 * \text{sen} \alpha}$$

Tomando en cuenta que el valor de la normal N tiene un valor de 1.4 kg se obtiene un valor máximo de tensión de 5.29 kg para un ángulo  $\alpha$  de 90 grados.

Debido a que el dedo pulgar tendrá el mismo mecanismo de accionamiento, se utilizará la misma metodología que en el apartado 4.2.1 para calcular el torque necesario para el servomotor a usar para el dedo pulgar.

$$Par = 5.29 * 0.5 = 2.645 kg.cm$$

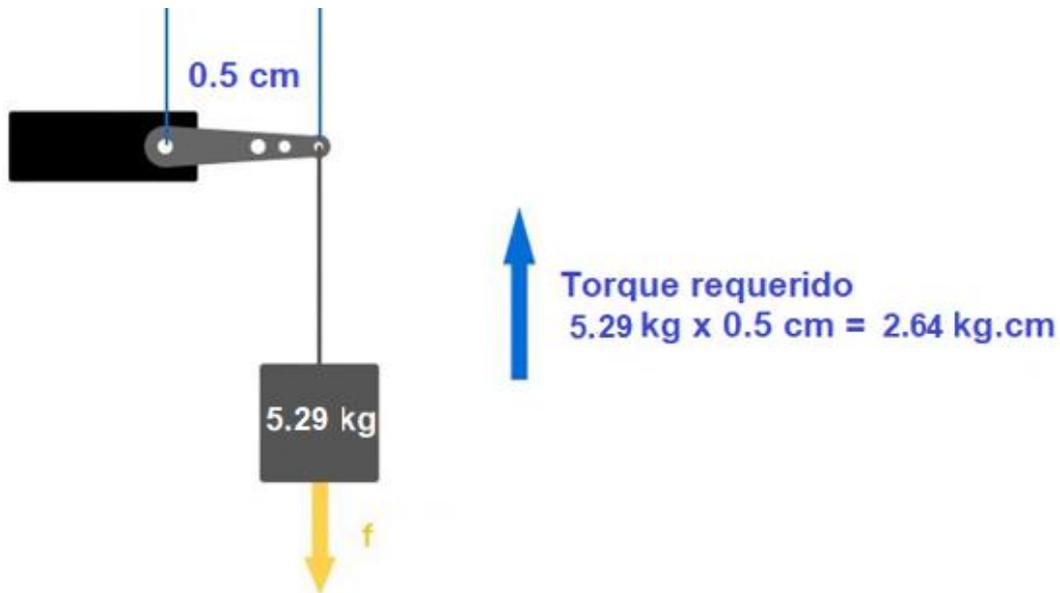


Figura 93 Torque necesario para el servomotor del dedo pulgar Fuente: Propia

El torque necesario del servomotor para accionar el dedo pulgar que se utilizará será de 2.5 kg\*cm.

### 4.2.3 Potencia de los servomotores

#### 4.2.3.1 Potencia servomotor dedos 1 a 4

Mediante la hoja de datos del servomotor MG995 obtenemos como datos:

**Torque:** 15 kgf·cm

**Velocidad:** 0.2 s/60°

**Voltaje:** 4.8 V a 7.2 V

Teniendo estos datos procedemos a hallar la potencia, mediante la siguiente fórmula:

$$P = T * \omega$$

En donde T hace referencia al torque y  $\omega$  a la velocidad angular

Reemplazando datos tenemos:

$$P = 15\text{kg.cm} * \frac{9.8\text{N}}{1\text{kg}} * \frac{1\text{m}}{100\text{cm}} * (60 * \frac{\pi}{180} * \frac{1}{0.2}) = 7.7\text{w}$$

#### 4.2.3.2 Potencia servomotor dedo pulgar

El servomotor de 2.5 kg.cm tiene los siguientes datos:

**Torque:** 2.2 kgf·cm

**Velocidad:** 0.08 s/60°

**Voltaje:** 4.8 V a 7.2 V

Siguiendo el procedimiento para el cálculo de la potencia del apartado 4.2.3.1 obtenemos:

$$P = 2.2\text{kg.cm} * \frac{9.8\text{N}}{1\text{kg}} * \frac{1\text{m}}{100\text{cm}} * (60 * \frac{\pi}{180} * \frac{1}{0.08}) = 2.82\text{w}$$

### 4.2.3 Diseño para el sistema de control

#### 4.2.3.1 Consumo eléctrico de los componentes

Para poder calcular el consumo de corriente de nuestro sistema se deberá tener en cuenta todos los dispositivos que estarán en él. Para el diseño de la PCB de control se consideraron los siguientes elementos:

- ✓ 4 resistencias smd 10k
- ✓ 3 capacitores smd 0.1 UF
- ✓ 2 capacitores smd 1 UF
- ✓ 1 regulador 78105
- ✓ 1 microcontrolador atmega8 smd
- ✓ 2 fuentes reguladas smd 5v para servomotor
- ✓ 2 servomotores
- ✓ 1 sensor myoware emg
- ✓ 3 electrodos estándar

Para calcular la corriente máxima de la prótesis mioeléctrica entran a tallar diversos factores como la frecuencia de uso, las funciones de la prótesis, el tiempo que el sistema espera una orden, etc. Debido a que todos estos factores varían sólo se puede realizar un cálculo aproximado que nos permitirá tener una idea.

La prótesis realizará el movimiento de abre y cierre de la mano en la cual los 2 motores estarán en accionamiento. El consumo de cada motor obtiene mediante la potencia obtenida en el apartado 4.2.3, mediante la siguiente ecuación:

$$I = \frac{P}{V}$$

Donde P es la potencia del servomotor y V es el voltaje al que será alimentado.

Reemplazando los datos obtenemos las siguientes corrientes:

$$I_{15kg} = 1.54A$$

$$I_{2.5kg} = 0.564A$$

Así mismo se obtuvo la medición de la corriente de cada servomotor sin carga experimentalmente (ver anexo A) por lo que tenemos:

$$I_{serv} = 1540mA + 564mA = 2104mA$$

Así mismo se le debe sumar el consumo del microcontrolador atmega8 cuyo consumo lo encontramos en el anexo B.

$$I_{microc} = 3.6mA$$

La corriente con la que funciona el regulador a utilizar lo encontramos en el anexo C

$$I_{reg} = 0.1mA$$

La corriente con la que funcionará el sensor myoware se encuentra en el anexo D

$$I_{myo} = 14mA$$

El valor de corriente de funcionamiento de las fuentes reguladas según su hoja de datos la podemos apreciar en el anexo E

$$I_{fuentes} = 0.04mA$$

Entonces la corriente total del circuito será la suma de todas ellas:

$$I_{Total} = +I_{serv} + I_{microc} + I_{reg} + I_{myo} + I_{fuentes} = 2014 + 3.6 + 0.1 + 14 + 0.04 = 2121.74mA$$

En base a la corriente total se utilizará para el sistema una batería de 7.4 V y 1500mA.

Así mismo se halló el tiempo de duración de la batería mediante la siguiente ecuación:

$$t = \frac{\text{Carga Eléctrica (Ah)}}{\text{I sistema}} = \frac{1.5}{2.121} = 0.71h$$

Por lo que la duración de la batería es de aproximadamente 0.71 horas, es decir 43 minutos aprox. Esto es suponiendo que el circuito y los motores estén en funcionamiento durante todo este tiempo.

A continuación, en la figura 94 mediante un diagrama se presenta un resumen del consumo eléctrico de la prótesis mioeléctrica.

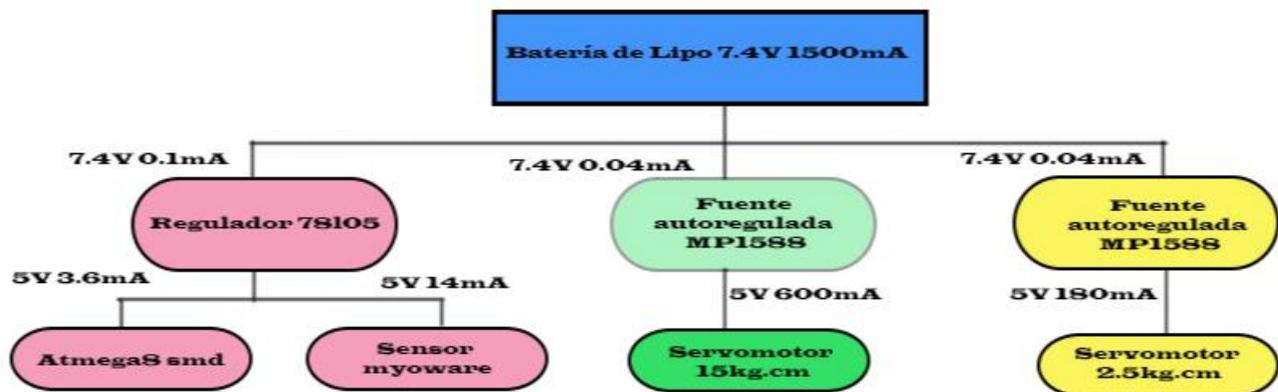


Figura 94 Diagrama de consumo energético Fuente: Propia

#### 4.2.3.2 Alimentación de motores

Para que estos dispositivos tengan un correcto funcionamiento deben estar debidamente alimentados con un determinado voltaje y corriente por cada servomotor, por lo que, estos necesitan una mayor cantidad de corriente que el resto de los componentes y un voltaje de 5v, por ello es necesario implementar en la tarjeta una fuente regulada por cada servomotor, dicha fuente debe tener 5v de salida. La fuente a usar en dicho proyecto es la fuente MP1584

Para obtener el voltaje de salida se debe determinar el valor de las resistencias internas de la fuente, dichas resistencias se muestran en la imagen 95

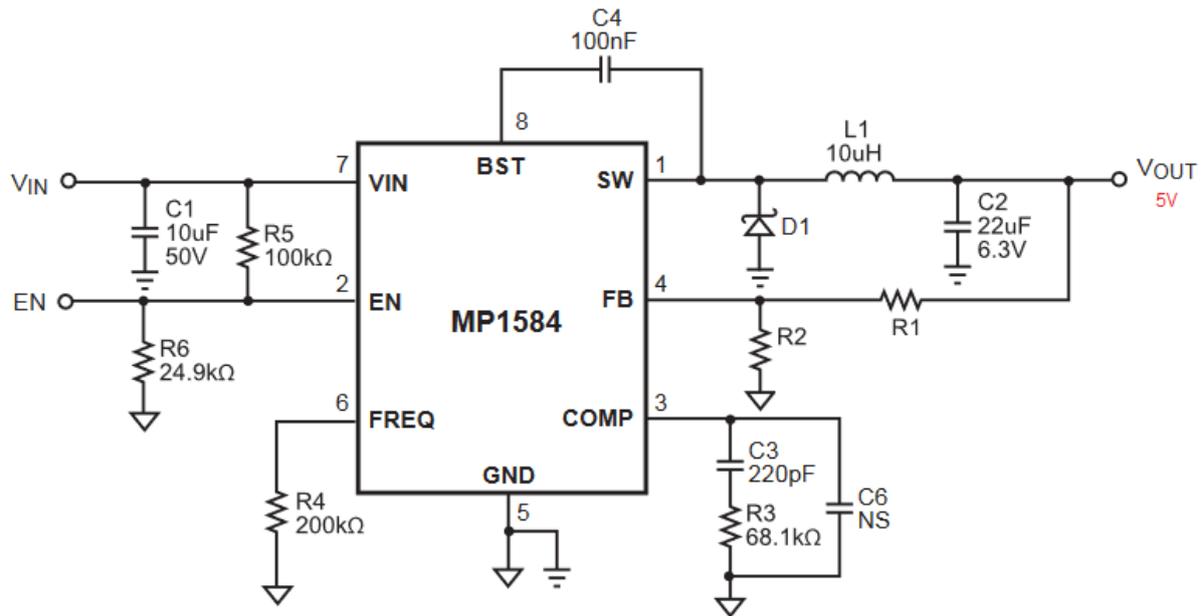


Figura 95 Circuito interno de la fuente regulable para servomotor, Fuente: Propia

El voltaje de salida se configura mediante un divisor de voltaje resistivo desde el Vout hasta el pin 4 en salida. El valor de las resistencias R1 y R2 se determinan mediante la siguiente ecuación:

$$V_{out} = V_{BF} * \frac{(R1 + R2)}{R2}$$

En donde:

$V_{out}$  es el voltaje de salida

$V_{BF}$  es el voltaje de realimentación

R1 es la segunda resistencia del divisor de voltaje

R2 es la primera resistencia del divisor de voltaje

Cuando la fuente reguladora está con carga cuenta con una corriente de 20µA, por lo que para absorber esta pequeña cantidad y no afecte en el voltaje de salida, el fabricante recomienda que esta resistencia R2 deberá tener un valor de 40.2 kΩ. Así mismo el voltaje de realimentación  $V_{BF}$  cuenta con un divisor resistivo entre la salida y el GND, por ello el  $V_{BF}$  tiene una referencia interna de 0.8 V.

Reemplazando los valores mencionados en la ecuación del  $V_{out}$ , obtenemos:

$$R1 = \frac{(V_{out} - 0.8)}{0.02} = \frac{5 - 0.8}{0.02} = 210k\Omega$$

La resistencia a considerar para obtener un voltaje de 5v a la salida de la fuente reguladora será de 210 k $\Omega$ .

#### 4.2.3.3 Regulación del voltaje para el sensor myoware y microcontrolador

El microcontrolador atmega8 y el sensor myoware operan con un voltaje 5 voltios por lo que se optó por usar un regulador LM7805 que nos permite tener una salida de 5v sin ninguna configuración específica. La figura 96 muestra el esquema del regulador LM7805.

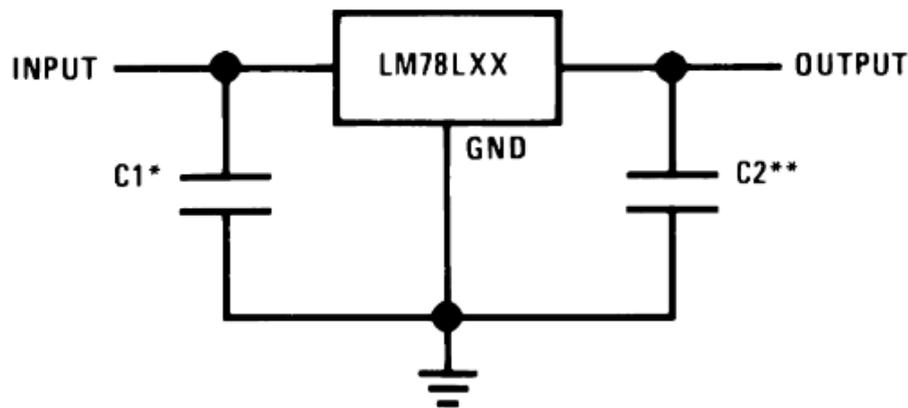


Figura 96 Configuración del regulador LM7805

En dicha configuración el fabricante recomienda un capacitor de 0.1 $\mu$ F en la entrada y la salida para evitar las oscilaciones a alta frecuencia que se generan internamente.

### 4.3 Diseño del circuito de placa impresa

Para la etapa de control de la parte electromecánica se decidió realizar el circuito en una baquelita de fibra de vidrio en donde se encuentra microcontrolador AT Mega 8, los dispositivos de regulación así mismo la conexión hacía los servomotores y sensor mioeléctrico. Para energizar los servomotores se utilizaron fuentes independientes debido que para su accionamiento estos necesitan mayor corriente. El sensor myoware y el atmega8 funcionan con un rango de voltaje de 2.9 a 5.7 V por lo que se utiliza el regulador LM7805 para lograr un voltaje de salida que esté entre el rango de funcionamiento de este.

Dada la cantidad de rutas en la pista se consideró trabajarla en 2 caras para mayor comodidad. La figura 97 muestra el circuito realizado en el software Eagle.

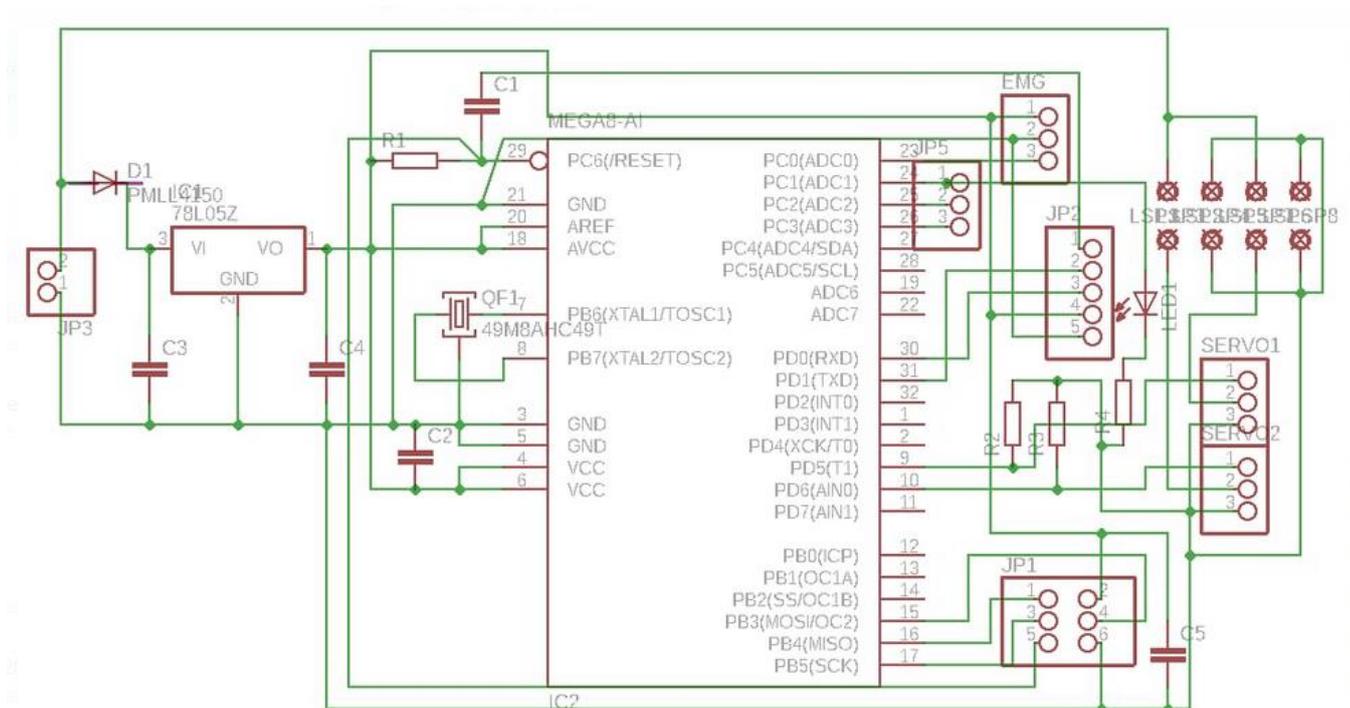


Figura 97 Diseño esquemático de la placa de control Fuente: Propia

Luego de haber realizado el circuito se procedió a hacer el ruteado de la pista para la placa de control, cabe resaltar que en este punto es muy importante considerar las medidas de la placa ya que el espacio en el que trabajará es reducido, en este proyecto se consideraron medidas de placa de 35.7 x 72 mm. La siguiente figura muestra el ruteado de la pista:

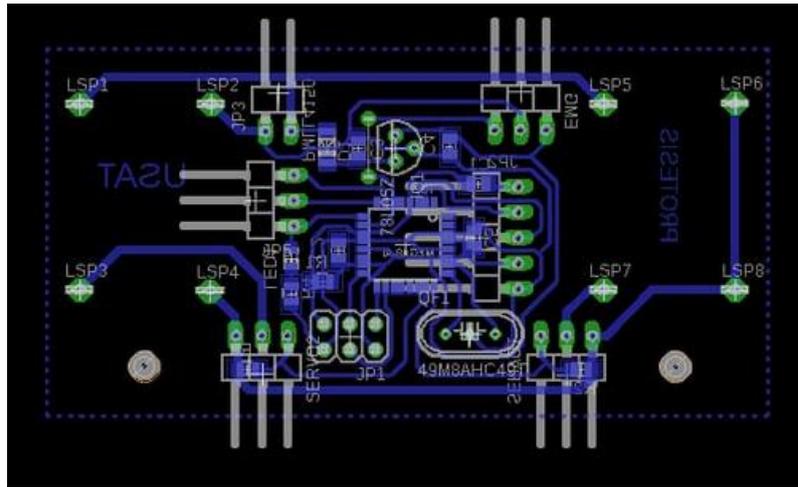


Figura 98 Ruteado de las pistas de la placa de control Fuente: Propia

Posteriormente se realiza el grabado en la baquelita física, dando como resultado lo siguiente:

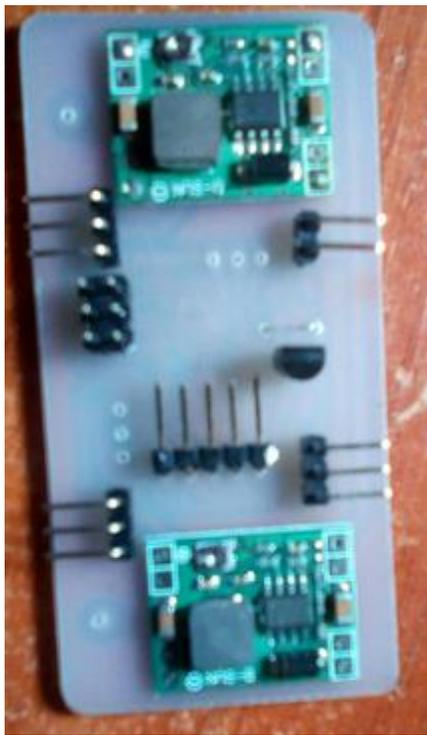


Figura 100 a) PCB terminada en baquelita, cara delantera Fuente: Propia

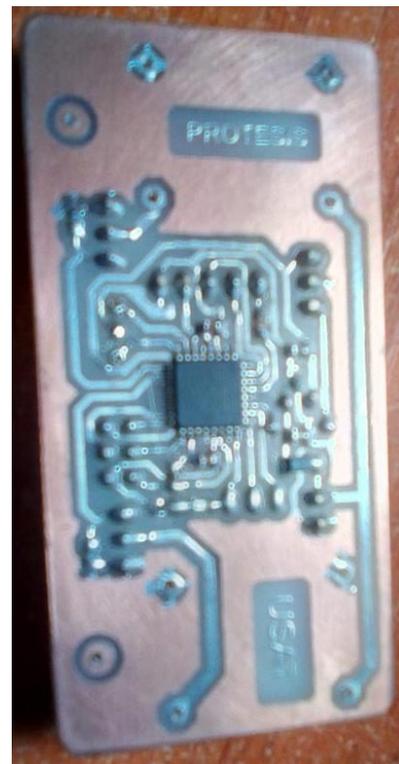


Figura 99 b) PCB terminada en baquelita, cara trasera Fuente: Propia

#### 4.4 Algoritmo de programación

Para programar la prótesis mioeléctrica se hace uso del lenguaje Arduino, el cual está basado en la estructura "Wiring", esta estructura tiene como ventaja que es de código abierto.

Arduino, para convertir una señal analógica en digital utiliza una resolución de 10 bits, entonces se obtendrán valores digitales para valores comprendidos entre 0 y 1024.

Como primer paso se llamó a la galería para utilizar los servomotores `#include <Servo.h>`, posteriormente se definen cuál será el servomotor derecho y el izquierdo, siguiente a esto se declaran las variables de los ángulos que rotará cada servomotor y el límite promedio analógico.

```
#include <Servo.h>

Servo ser1; //servo derecho
Servo ser2; //servo izquierdo
int pos1a=10,pos1b=50; //angulos de servo derecho
int pos2a=10,pos2b=60; //angulos de servo izquierdo
int lim=450;
```

Como segundo paso se establecen las funciones que requieren de una única ejecución en la función void setup de Arduino. Aquí declaramos la velocidad de comunicación de los datos con el equipo, dicha velocidad es medida en bits por segundo, se utilizó una velocidad de 19200 baudios la cual es una velocidad apropiada para los datos que serán utilizados en dicho proyecto. El código empieza con definiendo en qué pin se conectará el servomotor derecho y el servomotor izquierdo, en este caso el servomotor derecho estará en el pin 5 y el servomotor izquierdo en el pin 6. Por otra parte, se conecta un led con el fin de comprobar que el sensor myoware está enviando correctamente las señales, para este led se le establece el pin número analógico 15. Seguido a esto se configura la velocidad del conversor analógico digital, dicho conversor viene integrado en el microcontrolador atmega8. Para terminar el setup, al pin 15, que viene a ser donde se ubica el led, enviaremos una señal de 5v(prendido) y después de una espera de medio segundo de delay este tendrá 0v(apagado).

```
void setup() {
  Serial.begin(19200); //velocidad de comunicacion
  ser1.attach(5); //pin donde se conecta servo derecho
  ser2.attach(6); //pin donde se conecta servo izquierdo
  pinMode(15,OUTPUT); // Indicador LED
  ADCSRA &=~(1<<ADPS2)|(1<<ADPS1)|(1<<ADPS0); //configuracion de velocidad del adc
  ADCSRA |= (1<<ADPS2)|(1<<ADPS1);
  ser1.write(pos1a); // posición inicial se servo derecho
  ser2.write(pos2a); // posición inicial servo izquierdo
  digitalWrite(15,1);
  delay(500);
  digitalWrite(15,0);
}
```

Como parte final del código de programación, se establecen las funciones a ejecutar dentro de la función void loop. En dicha función se ejecutarán el código programado infinitas veces hasta que reiniciemos el Arduino o lo apaguemos. Se inicia esta función con una variable value=0, el cual establece un valor inicial de cero bits, luego se realiza un promedio de muestras de los datos analógicos obtenidos por sensor myoware. Como siguiente paso se inicia una condicional if en la cual si el value obtenido en el promedio es mayor al límite que se declaró en la primera parte del código, los 2 servomotores y el led estén alimentados (prendidos) y si el value es menor a este límite, a los servomotores y el led se le suspenda la alimentación (apagados).

```
void loop() {
  int value=0; //inicializa variable
  for(int a=0;a<5;a++){ //promedio de muestras
    value=analogRead(A0)+value;}
  value=value/5;

  if(value>lim){
  for(int a=0;a<150;a++){
    ser1.write(pos1b);
    ser2.write(pos2b);
    digitalWrite(15,1);
    delay(15);} }

  if(value<lim-50){
  for(int a=0;a<100;a++){
    ser1.write(pos1a);
    ser2.write(pos2a);
    digitalWrite(15,0);
    delay(15);} }
}
```

El código completo se encuentra en el anexo F

## V. SIMULACION Y RESULTADOS EXPERIMENTALES

### 5.1 Verificación del cumplimiento de los parámetros de diseño

#### 5.1.1 Simulación de caída del prototipo

Los estudios de caída sirven para poder evaluar el impacto del ensamble o pieza contra algún área rígida. En esta investigación se dejó caer la prótesis de brazo desde una altura de un metro hasta que impacte con el suelo, entonces, Solidwork calculará las tensiones y deformaciones con el tiempo debido al impacto y las cargas de gravedad.

Para la simulación se le asignó el material PLA con las siguientes propiedades:

Propiedad	Valor	Unidades
Módulo elástico	3500000000	N/m <sup>2</sup>
Coefficiente de Poisson	0.394	N/D
Módulo cortante		N/m <sup>2</sup>
Densidad de masa	1240	kg/m <sup>3</sup>
Límite de tracción	50000000	N/m <sup>2</sup>
Límite de compresión	75000000	N/m <sup>2</sup>
Límite elástico	60000000	N/m <sup>2</sup>
Coefficiente de expansión térmica		/K

Figura 101 Propiedades PLA Fuente: Propia

Así mismo se dieron las siguientes especificaciones de malla:

Malla Detalles	
Nombre de estudio	Caída 1 (-Predeterminado-)
Tipo de malla	Malla sólida
Mallador utilizado	Malla basada en curvatura
Puntos jacobianos	4 puntos
Tamaño máx. de elemento	14.1095 mm
Tamaño mín. de elemento	2.82189 mm
Calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden
Número total de nodos	58069
Número total de elementos	60922
Cociente de aspecto máximo	19397
Porcentaje de elementos con cociente de aspecto < 3	75.3
Porcentaje de elementos con cociente de aspecto > 10	3.57
% de elementos distorsionados (Jacobiano)	0
Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss)	00:00:08

Figura 102 Especificaciones de malla Fuente: Propia

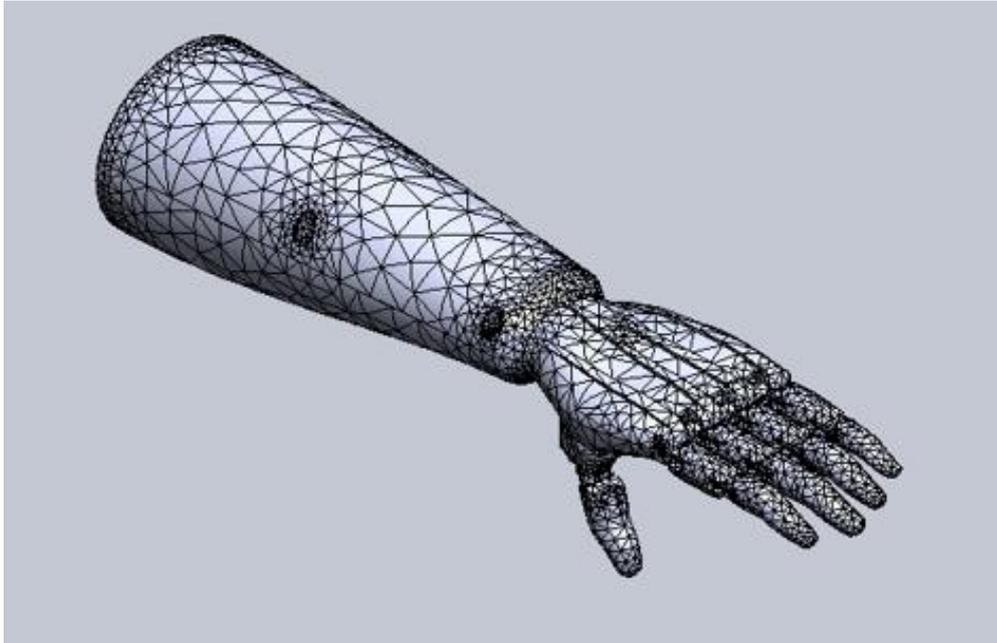


Figura 103 Mallado del prototipo Fuente: Propia

Una vez que se asignó el material y se realizó el mallado, se ejecutó la simulación obteniendo los siguientes resultados:

Tensiones de Von Mises:

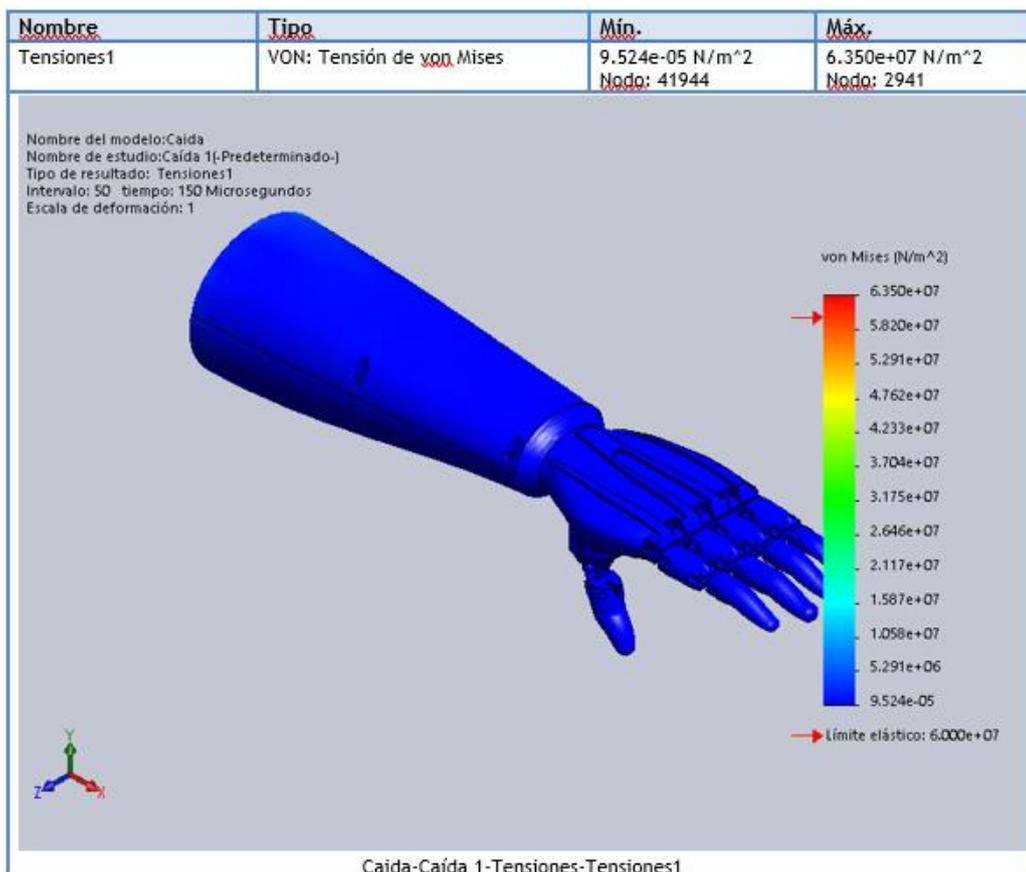


Figura 104 Resultado de tensiones de Von Mises Fuente: Propia

Los resultados de la simulación de caída en la mano son satisfactorios, esto es porque las tensiones de Von Mises tienen un valor mínimo  $9.52 \cdot 10^7 \text{ N/m}^2$ , dicha tensión no sobrepasa el límite elástico del material.

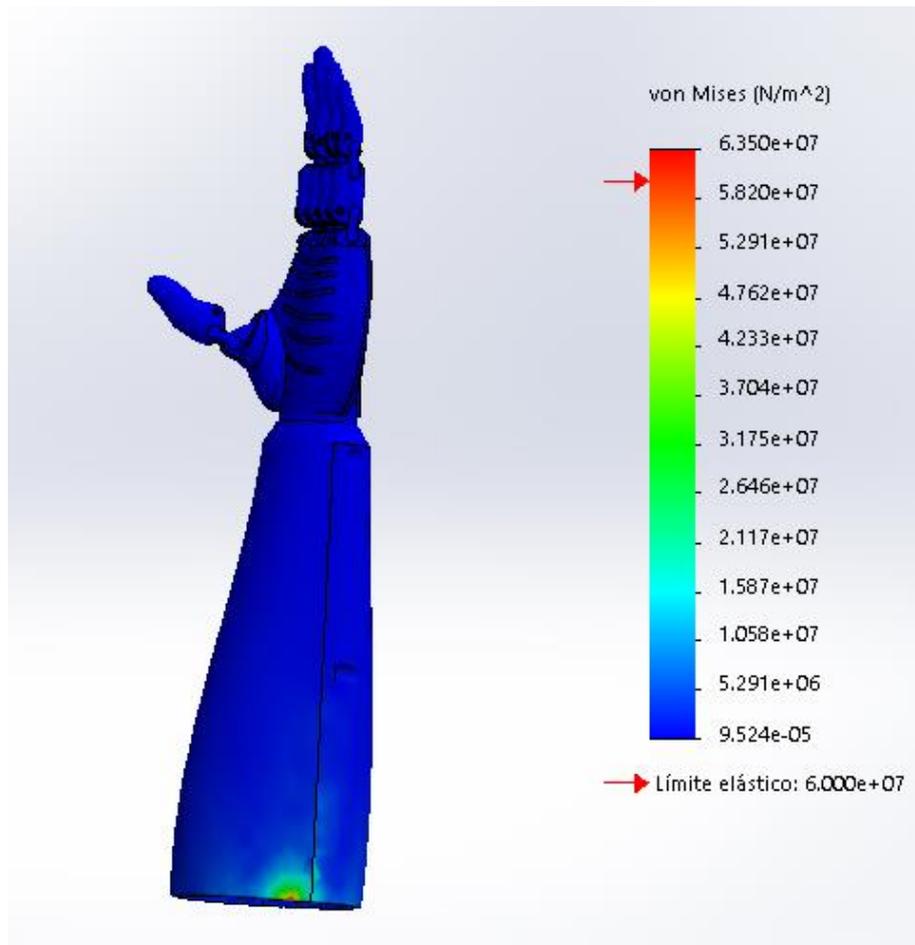


Figura 105 Resultado de tensiones de Von Mises vista lateral Fuente: Propia

Esto no ocurre en el antebrazo ya que la tensión de mayor magnitud de Von Mises tiene un valor de  $6.350 \cdot 10^7 \text{ N/m}^2$ , lo que da como resultado una pequeña deformación en el primer contacto del antebrazo con la tapa superior.

Así mismo se obtuvieron los resultados de los desplazamientos resultantes:

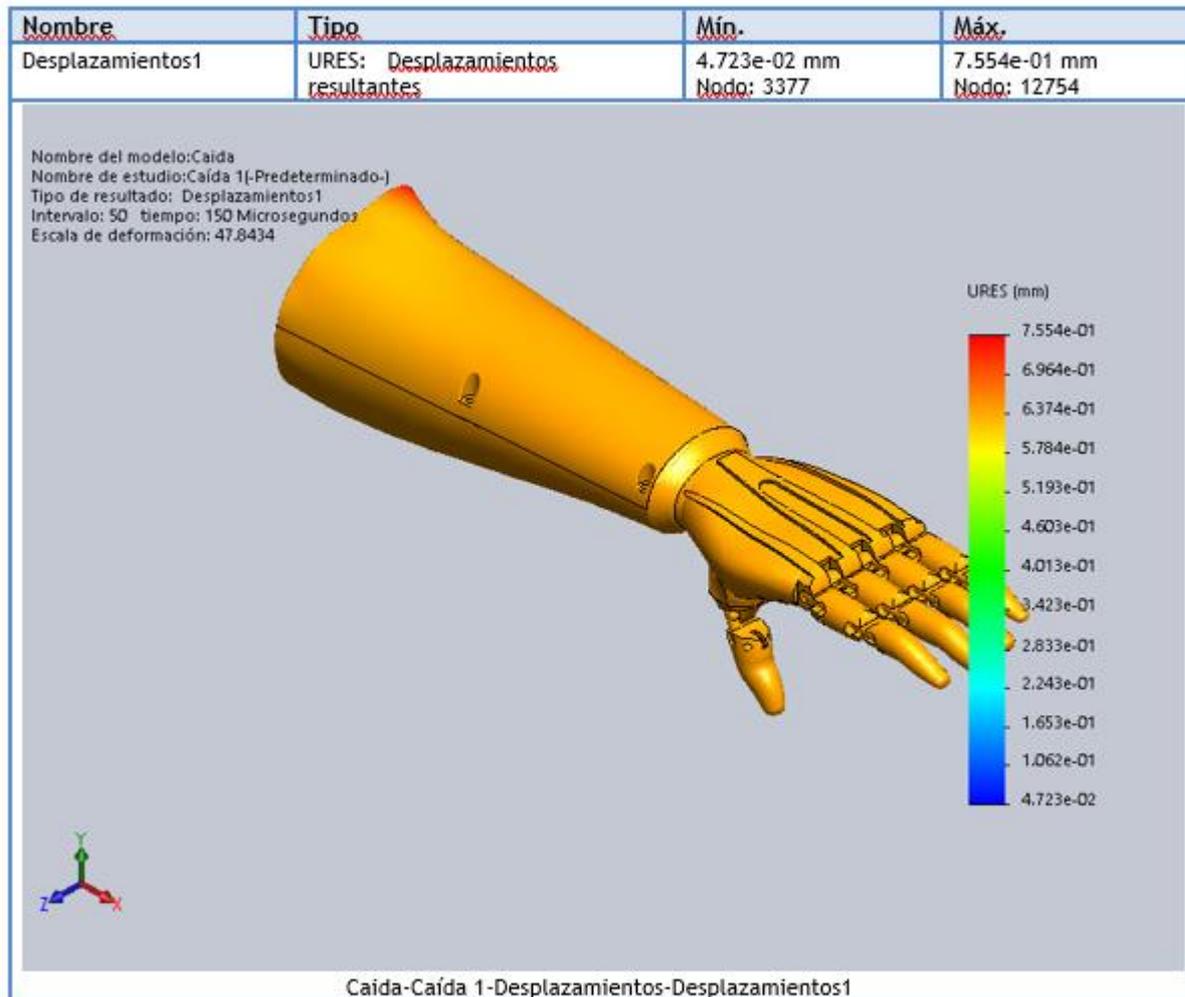


Figura 106 Resultado de desplazamientos resultantes Fuente: Propia

El desplazamiento encontrado tiene un valor de tan solo 0.75 mm en dirección de donde se aplicó la carga lo cual se considera un buen resultado debido a las dimensiones de la pieza.

Como último resultado de la simulación de caída se obtuvieron las deformaciones unitarias:

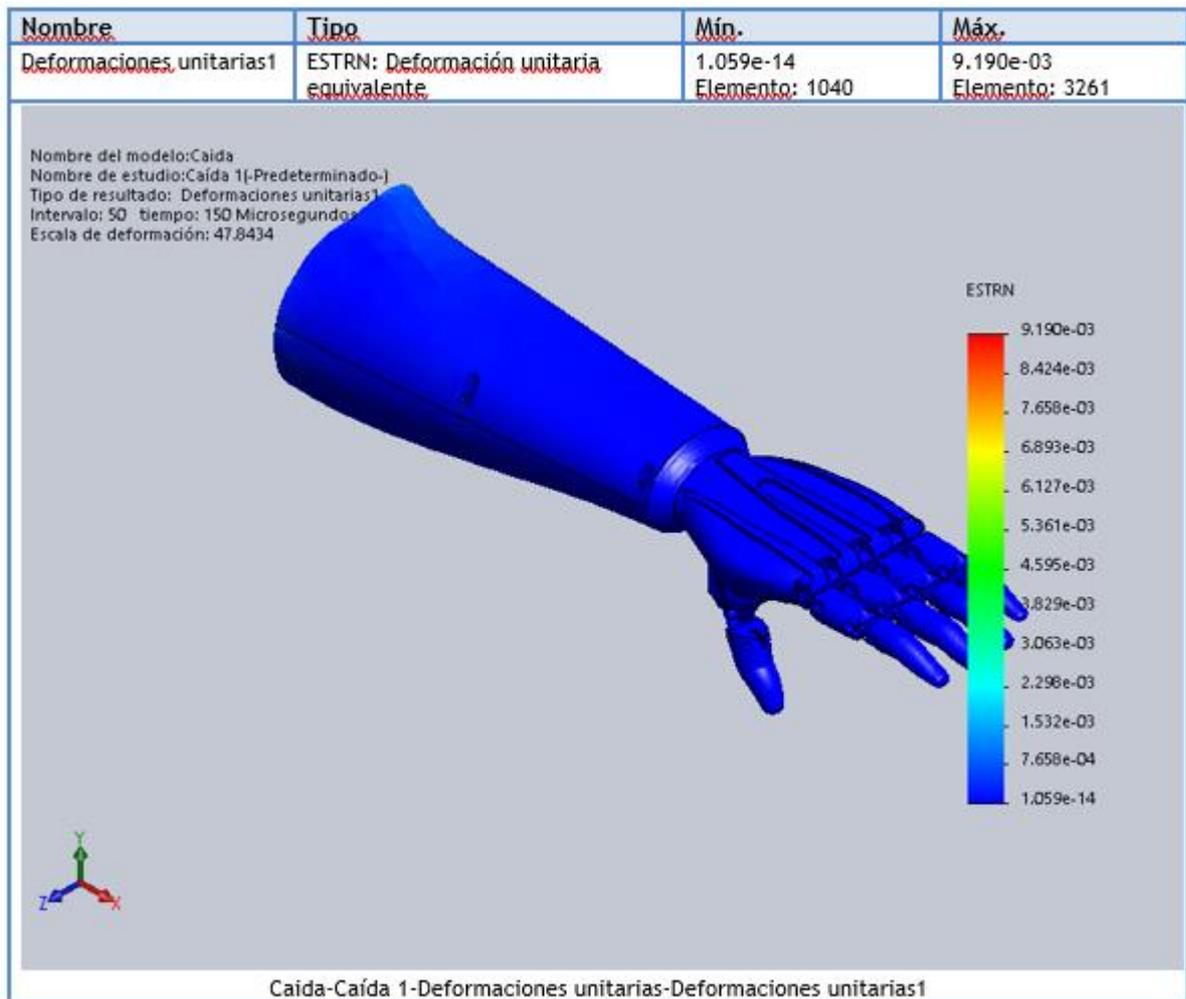


Figura 107 Resultados de deformaciones unitarias Fuente: Propia

La deformación unitaria encontrada tiene un valor de tan solo 0.0091 lo cual se considera un buen resultado debido a las dimensiones de la pieza.

Los resultados en la simulación son los que se esperaban, en donde haya tensiones, desplazamientos y deformaciones pequeñas. Cabe resaltar que hay una zona desfavorable la cual se debe en gran parte a que por ser una pieza de grandes dimensiones el mallado no sido fino por falta de capacidad computacional, esto hace que el porcentaje de error sea mayor.

## 5.2 Manual de operación del prototipo

### 5.2.1 Manual para la lectura de señales

Para adquirir las señales mioeléctricas del bíceps de una manera efectiva, se necesita tomar en cuenta ciertos puntos:

- ✓ Tener limpia la superficie en la que se va a colocar los tres electrodos, esto se hace debido a que, si en la piel hay grasa o resto de sudor, afectará la transmisión de datos mioeléctricos.



Figura 108 Limpieza de superficie de piel, Fuente: Propia

- ✓ Situar los dos electrodos de almohadillas en la parte central del bíceps, estos electrodos van directamente en la placa del sensor myoware tal como lo muestra la figura 109. Así mismo estos dos electrodos se sitúan en la parte central de la cabeza larga del bíceps. El tercer electrodo que va fuera de placa (mediante una extensión) como lo muestra la figura 110, se coloca en el braquial anterior del bíceps ya que sirve como electrodo de referencia. La figura 111 muestra la ubicación de los electrodos en el bíceps.



Figura 109 Placa sensor myoware, Fuente: Propia

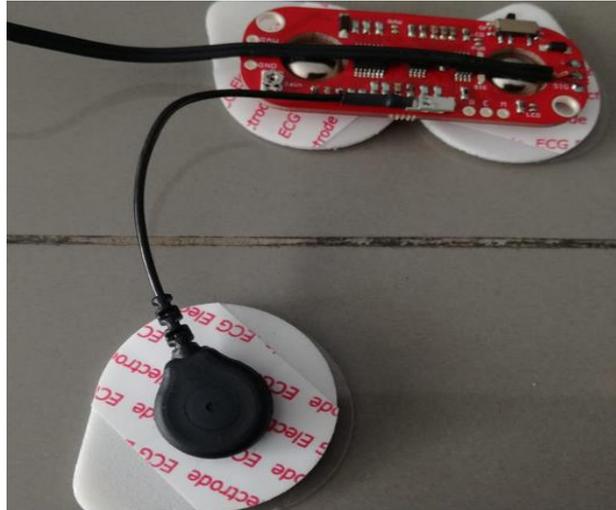


Figura 110 Extensión del electrodo de referencia, Fuente: Propia

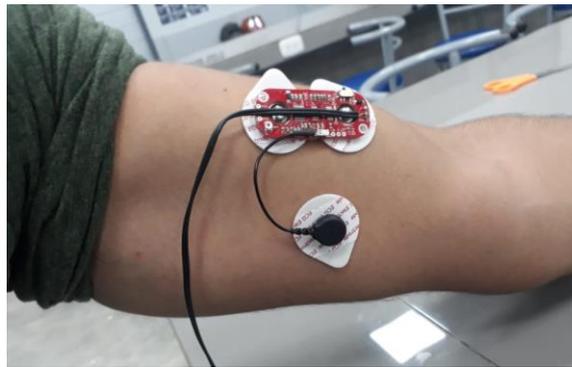


Figura 111 Ubicación de electrodos en el bíceps, Fuente: Propia

- ✓ Al encender la prótesis, se debe regular la salida del amplificador hasta obtener los 5v que se necesitan, esto se logra mediante el potenciómetro de ganancia que se ubica en la esquina inferior del sensor myoware(Gain). Esta operación se realiza con la ayuda de un desarmador estrella. Girándolo hacía la derecha se reduce la ganancia, por el contrario, al girarlo para la izquierda la ganancia aumenta

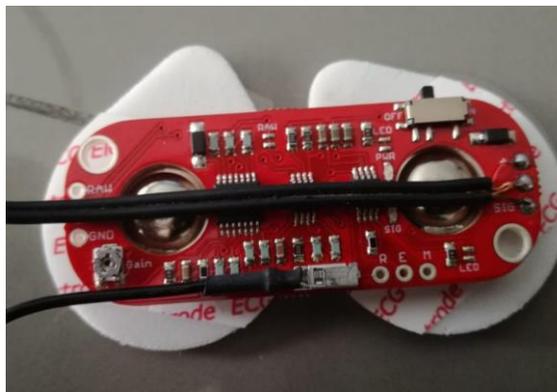


Figura 112 Potenciómetro de ganancia, Fuente: Propia

- ✓ Para retirar el electrodo es recomendable hacer uso de alcohol o agua, retirándolos con lentitud evitando causar daños al usuario.

### 5.2.2 Manual para el funcionamiento del prototipo

- ✓ Colocar correctamente los electrodos en el embone de la placa myoware como lo muestra la figura 109 (misma imagen que arriba)
- ✓ Verificar que la batería esté cargada al 100% (voltaje óptimo) antes de alimentar al circuito de control.



Figura 113 Batería lipo al 100% de su carga

- ✓ Cuando se tome un objeto con la mano protésica, se debe accionar el bíceps lentamente con el fin de no fatigar el músculo y obtener una mejor respuesta.
- ✓ Se debe dejar descansar al bíceps un promedio de 3 a 5 segundos ya que si el músculo se cansa la señal mioeléctrica decaerá.

- ✓ Verificar que los servomotores estén correctamente conectados. La imagen 114 muestra una conexión correcta de los servomotores en la placa pcb.



*Figura 114 Conexión de servomotores, Fuente: Propia*

### 5.3 Pruebas funcionales del prototipo

En este apartado se realizarán las pruebas de funcionamiento de la prótesis y se considerarán los parámetros que se mencionan a continuación:

- ✓ Trayectoria de apertura
- ✓ Tiempo de flexión
- ✓ Nivel de ruido

#### 5.3.1 Trayectoria

Luego de integrar los 2 motores a la prótesis y la tarjeta, se acciona cada motor con el propósito de corroborar su correcto funcionamiento, así mismo se observa una correcta trayectoria de agarre de fuerza de la mano.

La figura 115 nos muestra el recorrido que hacen los dedos 1 a 4, los cuales cuentan con el accionamiento del motor de 15kg.cm, por otro lado, en la figura 116 tenemos el recorrido del dedo pulgar, quien cuenta con un actuador de 2.5 kg.cm. Finalmente, en la figura 117 podemos observar el recorrido de la mano completa con los dos motores en funcionamiento. Se comprueba que el prototipo si cumple la función principal del prototipo de mano, el cual es tener un agarre de fuerza.



*Figura 115 Trayectoria dedos 1 a 4,  
Fuente: Propia*



*Figura 116 Trayectoria dedo pulgar,  
Fuente: Propia*



*Figura 117 Trayectoria de los cinco dedos, Fuente: Propia*

### 5.3.2 Tiempo de flexión

El tiempo de flexión debe estar en el promedio de un segundo, ya que así ese tiempo se estableció en el apartado 4.2. Mediante un cronómetro se comprobó que este requisito si se cumple, la prótesis toma un tiempo de 1.13 segundos accionar completamente la imagen 118 muestra el tiempo marcado por el cronómetro.

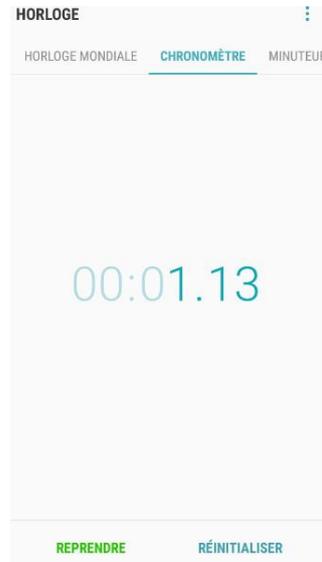
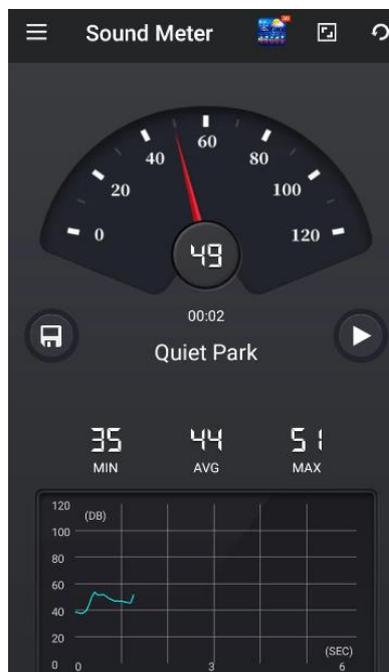


Figura 118 Tiempo de flexión

### 5.3.5 Nivel de ruido

El ruido producido producto de los servomotores y resto de circuitería no debe sobrepasar los 65 dB según el rango de bienestar auditivo por la OMS, como se indicó en el apartado 2.1.4. Este parámetro lo podemos medir cuando la prótesis se encuentra en funcionamiento, para ello con una aplicación para sistemas Android llamada Sound Meter se midió el siguiente valor de dB.



## 5.4 Costos del prototipo

En este apartado se hará un listado de los materiales y recursos utilizados para el proyecto como también su costo en soles.

La tabla 15 detalla los insumos y materiales que se utilizaron para la construcción del prototipo de mano.

*Tabla 15 Gastos operativos, insumos y materiales Fuente: Propia*

<b>II. GASTOS OPERATIVOS</b>				
<b>2.1 INSUMOS Y MATERIALES (BIBLIOGRAFICOS, SOFTWARE, VARIOS)</b>				
Descripción	Valor/Numeración	Cantidad	Costo Unitario(S/.)	Costo Total (S/.)
Microcontrolador Arduino	ATMEGA 8	1	30	30
Sensor Myoware	-	1	131	131
Servomotor engrane metálico	MG995	1	30	30
Servomotor engrane metálico	MG90S	1	18	18
Electrodo Sensor Myoware	-	6	3	18
Impresión 3D 1era parte	Horas	5.733	9	51.597
impresión 3D 2da parte	Horas	0.333	9	2.997
Impresión 3D 3era parte	Horas	12.27	9	110.43
Materials varios ( cables, baquelita, nylon, broca, etc)	-	1	10	10
<b>TOTAL S/.</b>				<b>402.024</b>

Así mismo también se consideraron los gastos varios o de miscelánea. En ellos se considera el precio de envío para los productos que no se pueden encontrar localmente, la tabla 16 detalla lo mencionado:

*Tabla 16 Gastos operativos, gastos varios Fuente: Propia*

<b>II. GASTOS OPERATIVOS</b>				
<b>2.3. GASTOS VARIOS</b>				
Descripción	Unidad de medida	Cantidad	Costo Unitario(S/.)	Costo Total (S/.)
Envío Sensor Myoware	Soles	1	30	30
Envío electrodos Sensor Myoware y sermotores	Soles	1	15	15
Transoporte	Pasajes	40	2.5	100
Alimentación	Almuerzo	20	6	120
<b>TOTAL S/.</b>				<b>265</b>

Finalmente se resumen los costos del proyecto en la tabla 17 muestra el costo total del proyecto.

*Tabla 17 Presupuesto total del proyecto*

<b>PRESUPUESTO TOTAL DEL PROYECTO</b>	
<b>RUBROS</b>	<b>TOTAL</b>
<b>I. GASTOS OPERATIVOS</b>	
<b>1.1 Insumos y materiales</b>	<b>S/. 402.02</b>
<b>1.2 Gastos varios</b>	<b>S/. 265.00</b>
<b>TOTAL S/.</b>	<b>S/. 667.02</b>

Se puede apreciar en la tabla 17 que el costo total es de 667.02 soles, lo cual al compararlo con las prótesis comerciales que se llegan a sobrepasar el precio de 30 000 dólares como se mencionó en el capítulo dos. Así mismo el costo obtenido en este apartado puede disminuir en gran cantidad si se llegaran a fabricar a una mayor escala.

## 5.5 Trabajo futuro o aplicaciones

- ✓ El prototipo desarrollado en esta tesis permitirá muchos avances a futuro, llegando a implementarse incluso con sistemas más simples para el usuario que la usará. Así mismo desarrollar una app en donde el usuario pueda interactuar y modificar patrones del prototipo.
- ✓ Mediante algoritmos conocidos como scripting no se necesitará de un código de programación tan complicado para un buen funcionamiento de la prótesis.
- ✓ La velocidad del prototipo mioeléctrico es lento si lo comparamos con la velocidad de una mano real. Por ello un trabajo futuro es realizar un sistema de entrenamiento para aprendizaje del paciente y pueda familiarizar a los diferentes movimientos y posiciones con esta velocidad.
- ✓ El paciente al usar la prótesis mioeléctrica no podrá percibir si la mano está aperturada o cerrada, esto es debido a que no cuenta con retroalimentación sensorial por lo que como trabajo futuro se debe referenciar movimientos particulares mediante retroalimentación visual.

## VI. CONCLUSIONES

- ✓ Se establecieron las consideraciones previas de la prótesis siendo está dirigida a niños en etapa escolar, tomando para ello las actividades físicas a las que estos están sometidos y actividades básicas como el alimentarse o su higiene oral.
- ✓ El peso de la prótesis tiene un total de 750 g lo cual no supera el rango establecido en las consideraciones previas
- ✓ Se diseñó el sistema mecatrónico logrando obtener una solución que se acciona mediante servomotores y obtiene las señales mioeléctricas con un sensor Myoware.
- ✓ El prototipo desarrollará una fuerza de agarre de 5.7 kg para superficies de sólidos regulares, dicha solución cuenta dos grados de libertad con dos actuadores, un servomotor de 15 kg.cm para accionar los dedos meñiques, anular, medio e índice y otro servomotor de 2.5 kg.cm para accionar el dedo pulgar. permitiendo disminuir las medidas de la prótesis y los costos.
- ✓ Se realizó un diseño modular en la parte electrónica para optimizar tiempo y espacios, así mismo para utilizar el menor espacio posible la PCB se realizó de dos caras y utilizando componentes SMD, en una de ellas va el microcontrolador atmega8 y en la otra cara las dos fuentes reguladoras para 5v.
- ✓ Se logró desarrollar un algoritmo en la plataforma Arduino que permite abrir y cerrar la prótesis mediante señales electromiográficas.
- ✓ El prototipo logra realizar una trayectoria de agarre de fuerza en un tiempo de un segundo
- ✓ El prototipo no supera los 65 dB
- ✓ El costo total del prototipo es de 667.02 soles lo cual es 44 veces inferior al precio del mercado de una prótesis similar, sin embargo, debe tomarse en cuenta que quedan factores a mejorar si se desea comercializar la prótesis.

## Recomendaciones

- ✓ Se recomienda que para el dedo pulgar se le dé un grado de libertad más con el fin que cumpla los movimientos de aducción y abducción. Así mismo la muñeca necesita un movimiento de rotación en su propio eje con el fin de añadir 1 grado de libertad más al prototipo.
- ✓ Debido a que la prótesis estará sometida a humedad, se recomienda aumentar la densidad y calidad de la impresión 3D con el fin de evitar aperturas por donde el agua podría ingresar y hacer contacto con la parte electrónica
- ✓ Para mejorar la flexión y extensión de la mano protésica se recomienda aumentar el número de grados de movilidad, reemplazando los servomotores por microservos en cada conexión interfalángica, de esta forma cada dedo tendrá flexión independiente
- ✓ Para evitar el deslizamiento de los objetos cuando sean sujetados por la prótesis, se recomienda realizar un recubrimiento a los dedos con algún material que cuente con un coeficiente de rozamiento mayor a de estos.
- ✓ Los requerimientos previos del cliente pueden ser mejorados incluyendo nuevas funciones, agregando nuevas formas de control, etc.
- ✓ No todas las personas que sufren de alguna amputación están sujetas a usar prótesis mioeléctricas por ello se recomienda evaluar la discapacidad del usuario mediante datos médicos y adecuar estos datos al desarrollo de la prótesis.

## VII. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] who, «Organización Mundial de la Salud,» 2017. [En línea]. Available:  
] <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs352/es/>.
- [2] INEI, «Primera Encuesta Nacional Especializada sobre DISCAPACIDAD 2012,» INEI, Marzo  
] 2012. [En línea]. Available:  
[https://www.inei.gob.pe/media/MenuRecursivo/publicaciones\\_digitales/Est/Lib1171/ENEDIS%202012%20-%20COMPLETO.pdf](https://www.inei.gob.pe/media/MenuRecursivo/publicaciones_digitales/Est/Lib1171/ENEDIS%202012%20-%20COMPLETO.pdf).
- [3] R. Calva Fernández y L. Coello Galindo, «Diseño y Evaluación de Prototipo de Mano Robot  
] Controlada por Impulsos Mioeléctricos,» [En línea]. Available:  
<https://www.uaeh.edu.mx/investigacion/productos/4590/7.pdf>.
- [4] J. A. Alarcón Ramírez, L. E. Ruiz Cueva y J. L. Tello Puerta, «Diseño e implementación de un  
] sistema de adquisición y procesamiento de señales mioeléctricas para el reconocimiento en tiempo real de la contracción de los bíceps y tríceps braquiales orientado a la manipulación de un brazo robótico de tres grados de lib,» Lima, 2013.
- [5] INEI, «Programa presupuestal 0129 prevención y manejo de condiciones secundarias de salud en  
] personas con discapacidad,» 2012. [En línea]. Available:  
[https://www.minsa.gob.pe/presupuestales2017/archivos\\_apelacion/anexo2/anexo2-PREVENCIÓN%20Y%20MANEJO%20DE%20CONDICIONES%20SECUNDARIAS%20DE%20SALUD%20EN%20PERSONAS%20CON%20DISCAPACIDAD.pdf](https://www.minsa.gob.pe/presupuestales2017/archivos_apelacion/anexo2/anexo2-PREVENCIÓN%20Y%20MANEJO%20DE%20CONDICIONES%20SECUNDARIAS%20DE%20SALUD%20EN%20PERSONAS%20CON%20DISCAPACIDAD.pdf).
- [6] L. A. B. Beltrán, «Diseño y construcción de prototipo de un miembro superior humano accionado  
] por músculos neumáticos,» 2017.
- [7] John J. Villarejo Mayor, Regina Mamede Costa, Anselmo Frizzera-Neto y Teodiano Freire Bastos,  
] «Establecer un control intuitivo que reduzca el esfuerzo del usuario en una prótesis de mano durante su entrenamiento,» 2017.
- [8] D. Contreras, A. Ramírez-García, F. Gallegos y I. Bazán, «Prototipo de una Prótesis Mioeléctrica  
] para la Emulación de una Articulación de Codo,» 2015.
- [9] Nancy Chávez, Jorge Murillo, Martha Martínez y Jorge Espinoza, «DISEÑO E  
] IMPLEMENTACIÓN DE UNA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA PARA MANO,» ISBN, International Standard Book Number, 2014.
- [1] J. L. L. Bernal, «Diseño y simulación de un prototipo de prótesis de mano bioinspirada con cinco  
0] grados de libertad,» 2012.
- [1] C. A. Q. Burgos, «Diseño y construcción de una prótesis robótica de mano funcional adaptada a  
1] varios agarres,» Popayán, 2010.

- [1 Anthony A. Campos, Eliseo Pachas Quiroz y Luis J. Valencia Figueroa, «Interfaz para registro y  
2] representación de tres movimientos de extremidad superior basado en electromiografía,» Encuentro Científico Internacional 2017 de invierno, 2017.
- [1 C. A. S. Casapino, «Diseño de una Prótesis Mioeléctrica para desarticulación de muñeca,» Lima,  
3] 2014.
- [1 Carlos A. Alva Coras, Joel O. Castillo Meza, Manuel Gómez Auris y Irvin Samamé Torres,  
4] «Procesamiento de señales mioeléctricas aplicado a un robot de cinco grados de libertad,» Concurso de proyectos Intercon 2011, 2011.
- [1 B. S. S. Jáuregui, «Diseño mecánico de un prototipo de prótesis mioeléctrica transradial,» Lima,  
5] 2013.
- [1 A. R. J. Adolfo, «Diseño e implementación de un sistema de adquisición y procesamiento de  
6] señales mioeléctricas para el reconocimiento en tiempo real de la contracción de los bíceps y tríceps braquiales orientado a la manipulación de un brazo robótico de tres grados de lib,» Lima, 2013.
- [1 J. R. Q. ESQUÉN, «Diseño y construcción de una prótesis biónica robotizada para personas  
7] discapacitadas arriba de codo del brazo derecho,» Lambayeque, 2016.
- [1 O. Bock, «Otto Bock,» [En línea]. Available:  
8] <https://professionals.ottobockus.com/media/pdf/647G278-INT-10-1503w.pdf>.
- [1 O. Bock, «Otto Bock,» [En línea]. Available: [https://www.kifidis-orthopedics.gr/en/tehniita-9\] meli/exartimata-protheseon-ano-akroy/ottobock-myohand-variplus-speed-electric?sku=01-113.InArmWR](https://www.kifidis-orthopedics.gr/en/tehniita-9] meli/exartimata-protheseon-ano-akroy/ottobock-myohand-variplus-speed-electric?sku=01-113.InArmWR).
- [2 O. Bock, «Otto Bock,» [En línea]. Available: [http://www.ottobock.es/protosica/miembro-0\] superior/sistemas-de-brazo-y-mano/mano-electronica-transcarpiana/](http://www.ottobock.es/protosica/miembro-0] superior/sistemas-de-brazo-y-mano/mano-electronica-transcarpiana/).
- [2 i.-l. ultra, «i-limb ultra,» [En línea]. Available:  
1] [http://www.touchbionics.com/sites/default/files/ma00001a\\_i-limb\\_ultra\\_datashet.pdf](http://www.touchbionics.com/sites/default/files/ma00001a_i-limb_ultra_datashet.pdf).
- [2 RSLSteeper, «RSLSteeper,» [En línea]. Available: RSLSteeper.  
2]
- [2 Centri. [En línea]. Available: [www.centri.se](http://www.centri.se).  
3]
- [2 Chu, J.U., Jung, D.H y Lee, «Design and Control of a Multifunction,» *Proceedings of the 2008*  
4] *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, p. 743–748, 2008.
- [2 C. C., «Prosthetic hands from Touch Bionics. Industrial Robot,» *An International Journal*, 2008.  
5]

- [2 J.L. Pons, E. Rocon, R. Ceres, D. Reynaerts, B. Saro, S. Levin y W. Van Moorleghem, «The  
6] MANUS-HAND Dextrous Robotics Upper Limb Prosthesis: Mechanical and Manipulation  
Aspects,» *Autonomous Robots*, vol. 16, p. 143–163.
- [2 D., Ceres, R., Pons, J.L. , Mesonero-Romanos y Rocon, «Los motores ultrasónicos y su aplicación  
7] en sistemas Orto-Protésicos,» *XXV Jornadas de Automática*, 2004.
- [2 CyberHand, «CyberHand,» [En línea]. Available: <http://ieeexplore.ieee.org/document/1249269/>.  
8]
- [2 Light, C.M, Chappell y P.H, « Development of a lightweight and adaptable,» *Medical Engineering  
9] & Physics*, vol. 22, p. 679–684, 2000.
- [3 S. Morris, «Aspectos psicológicos de la amputación».  
0]
- [3 E. PRESS, «Una mano protésica de 36 € hecha con una impresora 3D sustituye a otra que costaba  
1] más de 30.000,» 20 minutos, Abril 2014. [En línea]. Available:  
<https://www.20minutos.es/noticia/2119175/0/mano-protésica/impresora-3d/50-dolares-42000-dolares/>.
- [3 L. A. A. López, «Biomecánica y patrones funcionales de la mano,» *Universidad Nacional de  
2] Colombia*, vol. 4, pp. 14-24, 2012.
- [3 Dra. Susana Aznar Laín y Dr.Tony Webster, «Actividad física y salud en la infancia y la  
3] adolescencia, Guía para todas las personas,» Grafo, S.A..
- [3 «Visión general del desarrollo sexual saludable en la niñez,» NSVRC, 2013.  
4]
- [3 I. GUZMÁN, «Desarrollo PsicoSexual I (0-6 años),» 2016. [En línea]. Available:  
5] <http://www.grupoambos.com/articulos/educacion-y-familia/160-sexualidad-infantil-1>.
- [3 E. m. Chiclayo, «El tiempo en Chiclayo, Perú,» 2018. [En línea]. Available:  
6] [https://www.tititudorancea.com/z/tiempo\\_pronostico\\_temperatura\\_chiclayo\\_peru.htm](https://www.tititudorancea.com/z/tiempo_pronostico_temperatura_chiclayo_peru.htm).
- [3 C. I. Castro, «Lesiones de la mano y la muñeca,» Paidotribo, 2005, pp. 11-15.  
7]
- [3 B. S. Griñó, «Diseño mecánico de prótesis de mano multidedo antropomórfica infracturada,»  
8] Universidad Jaime I, Castellón, 2015.
- [3 María, «Mano: Pinza y agarre,» 15 06 2016. [En línea]. Available: [http://www.teocupa.com/mano-9\] pinza-y-agarre/](http://www.teocupa.com/mano-9] pinza-y-agarre/).
- [4 P. Reinhard y P. Reinhard, Atlas de Anatomía Humana, cabeza, cuello y miembro superior,  
0] Panamericana, 2006.
- [4 «Músculo: Flexor común superficial de los dedos,» [En línea]. Available:  
1] <https://www.ugr.es/~dlcruz/musculos/musculos/flexor%20comun%20superficial%20dedos.htm>.

- [4 «Músculos: flexor común profundo de los dedos.» [En línea]. Available:  
2] <https://www.ugr.es/~dlcruz/musculos/musculos/flexor%20comun%20profundo%20dedos.htm>.
- [4 ugr, «Músculos: flexor largo del pulgar.» [En línea]. Available:  
3] <https://www.ugr.es/~dlcruz/musculos/musculos/flexor%20largo%20del%20pulgar.htm>.
- [4 ugr, «Músculos: abductor largo del pulgar.» [En línea]. Available:  
4] <https://www.ugr.es/~dlcruz/musculos/musculos/abductor%20largo%20del%20pulgar.htm>.
- [4 ugr, «Músculo: extensor corto del pulgar.» [En línea]. Available:  
5] <https://www.ugr.es/~dlcruz/musculos/musculos/extensor%20corto%20del%20pulgar.htm>.
- [4 D. O. F. Mendoza y D. Á. Gonzáles Moreno, «Amputación, desarticulación : Definición,  
6] indicaciones; niveles de amputación en miembros superiores e inferiores: Tipos».
- [4 D. C. A. González, «Niveles de Amputación.» [En línea]. Available:  
7] [www.arcesw.com/niveles.htm](http://www.arcesw.com/niveles.htm).
- [4 R. Ávila Chaurand, L. R. Prado León y E. L. González Muñoz, Dimensiones antropométricas de la  
8] población latinoamericana., Guadalajara: Universidad de Guadalajara, 2007.
- [4 A. V. E., Anatomía Humana (Vol II), Masson s.a., 2006.  
9]
- [5 Jofre L. Brito, Marlon X. Quinde, David Cusco y John I. Calle, «Estudio del estado del arte de las  
0] prótesis de mano,» *INGENIUS*, vol. 9, nº 6, pp. 57-64, 2013.
- [5 A. Hilario Caballero y P. Carbonell Cortés, «Prototipo experimental para la indentificación y  
1] control de actuadores por músculo neumático,» Universidad Politécnica de Valencia, Alcoy.
- [5 V. Bundhoo, «Design and evaluation of a shape memory alloy-based tendondriven actuation  
2] system for biomimetic artificial fingers,» University of Victoria, 2009.
- [5 H. Barouti, M. Agnello y P. Volckmann, «Amputaciones del miembro superior,» Enciclopedia  
3] Médico Quirúrgica,» [En línea]. Available: <https://studylib.es/doc/2892545/amputaciones-del-miembro-superior-h.-barouti-m.-agnello-2....>
- [5 J. M. Dorador Gonzáles, P. Rios Murillo, I. Flores Luna y A. Juárez Mendoza, «Robótica y prótesis  
4] inteligentes,» Revista Digital Universitaria UNAM, 2004. [En línea]. Available:  
[www.revista.unam.mx/vol.6/num1/art01/art01\\_enero.pdf](http://www.revista.unam.mx/vol.6/num1/art01/art01_enero.pdf).
- [5 P. Richard F y ff. Weir, «Design of artificial arms and hands for prosthetic applications,» *Digital  
5] engineering library : McGraw-Hill engineering*, vol. 32, 2004.
- [5 A. E. F. Poblano, «Desarrollo de un proceso de manufactura aditiva 3D para aplicación de  
6] metales,» UNAM, Ciudad de México, 2018.
- [5 V. A. S. Bolívar, «FABRICACIÓN DE PRÓTESIS DE BAJO COSTO PARA AMPUTADOS DE  
7] MANO MEDIANTE IMPRESIÓN 3D,» UNIVERSIDAD SIMÓN BOLÍVAR, Sartenejas, 2017.

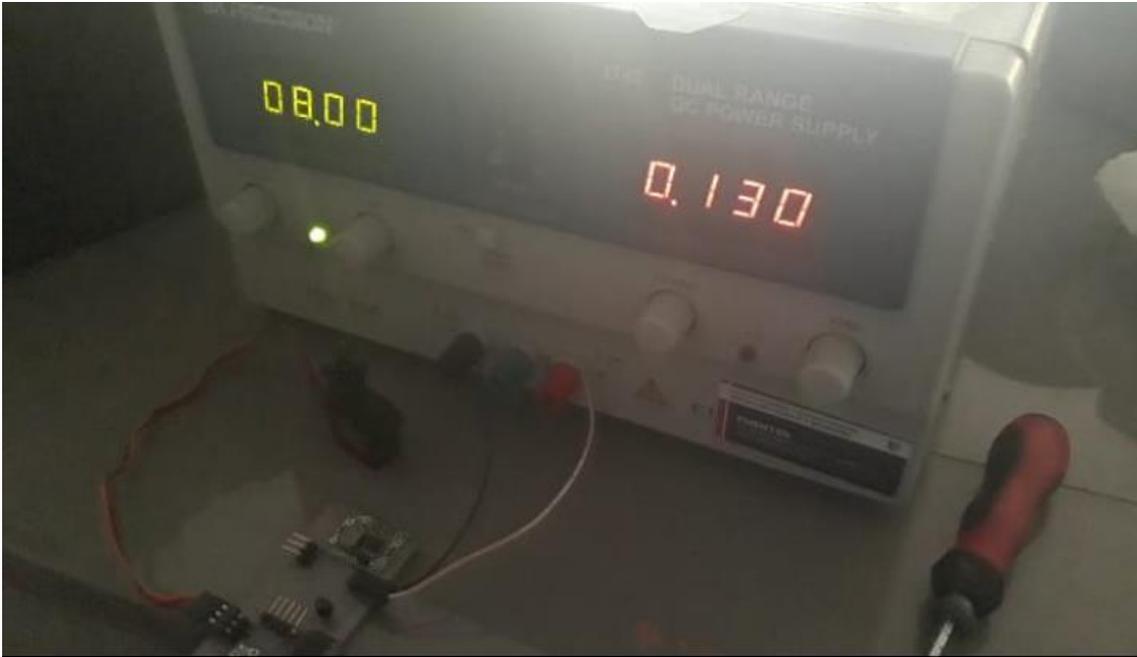
- [5 Gu F., Hall P., Miles N., Ding Q. y Wu T., «Improvement of mechanical properties of recycled plastic blends via optimizing processing parameters using the Taguchi method and principal component analysis,» *Materials and Design*, vol. 62, pp. 189-198, 2014.
- [5 Gupta S., Runqing O. y Gerhardt R., «Effect of the Fabrication Method on the Electrical Properties of Poly(acrylonitrile-co butadiene-co-styrene)/Carbon Black Composites,» *Journal of Electronic Materials*, vol. 35, pp. 224-229, 2006.
- [6 3Dnatives®, «Descubriendo los plásticos de la impresión 3D,» [En línea]. Available: 0] <http://www.3dnatives.com/es/plasticos-impresion-3d-22072015/> .
- [6 C. L. Uribe, «Fibra de Carbono presente y futuro de un material revolucionario,» *Materiales*. 1]
- [6 A. Levinson, «Descripciones y aplicaciones Nylamid,» [En línea]. Available: 2] <https://www.aceroslevinson.com/plasticos/nylamid/>.
- [6 D. Mar industrial, «NYLAMID M.,» [En línea]. Available: 3] <http://www.midsa.com.mx/pdf/NYLAMID-M.pdf>.
- [6 F. Zuluaga, «ALGUNAS APLICACIONES DEL ÁCIDO POLI-L-LÁCTICO,» *Scielo*, vol. 37, pp. 4] 125-142, 2013.
- [6 Pablo Jiménez Bonilla, María Siba y José Vega – Baudrit, «SÍNTESIS Y CARACTERIZACIÓN DE POLIÁCIDO LÁCTICO POR POLICONDENSACIÓN DIRECTA, OBTENIDO DEL FERMENTO DE DESECHOS AGROINDUSTRIALES DE BANANO EN COSTA RICA,» *Revista Iberoamericana de Polimeros*, vol. 13, pp. 52-59, 2012.
- [6 E. G. Maffia, «Aluminio y sus aleaciones,» 2013. 6]
- [6 Ultimaker, «Ficha de datos técnicos TPU 95A,» [En línea]. Available: 7] <https://ultimaker.com/download/67794/TDS>.
- [6 Lubrizol, «Qué es el poliuretano termoplástico (TPU),» [En línea]. Available: 8] <https://espanol.lubrizol.com/Engineered-Polymers/Overview/What-is-TPU>.
- [6 C. Ruiz, «Elementos de máquinas, Transmisión por correas,» [En línea]. Available: 9] <http://files.cesarruiz.webnode.com.co/200000095-1e5b7204f2/TransmisionPorCorreas.pdf>.
- [7 J. A. Ligeró, FUNDAMENTOS DEL KBE, APLICACIÓN AL DISEÑO DE ENGRANAJES DE 0] EJES PARALELOS CON CATIA v5, Sevilla: e-RedING, 2008.
- [7 T. R. V. MANUEL, «DESARROLLO DE UN MECANISMO DE CUATRO BARRAS PARA SU 1] USO EN LA ENSEÑANZA,» Universidad Nacional Autónoma de México, México D.F., 2009.
- [7 Linkages, «Estudiando los mecanismos de cuatro barras,» [En línea]. Available: 2] <https://sites.google.com/site/tesislinkages/propuestas-didacticas/aula4>.

- [7 Fokoku, «Ultrasonic Motors,» [En línea]. Available: [http://www.fukoku-3\] rubber.co.jp/english/product/ultrasonic\\_motor.html](http://www.fukoku-3] rubber.co.jp/english/product/ultrasonic_motor.html).
- [7 M. L. Emanuel, «Diseño, construcción y ensayo de un equipo acondicionador de señales  
4] mioeléctricas para su empleo como interfaz de control de actuadores,» Universidad Nacional de Córdoba, Córdoba, 2016.
- [7 u. A. Alarcón Ramírez, , L. E. Ruiz Cueva y J. L. Tello Puerta, «Diseño e implementación de un  
5] sistema de adquisición y procesamiento de señales mioeléctricas para el reconocimiento en tiempo real de la contracción de los bíceps y tríceps braquiales orientado a la manipulación de un brazo robótico de tres grados de lib,» Universidad Peruana de Ciencias Aplicadas , Lima, 2013.
- [7 L. M. T. S. Contento, «Prototipo de prótesis robótica para la mano,» Universidad Tecnológica  
6] Equinoccial, Quito, 2010.
- [7 SANDRA OSUNA, JOHN GONZALEZ y AMAIA ILZARBE , «Procesado de señales EMG en  
7] Trastornos Neuromusculares,» Universitat de Barcelona, Barcelona, 2013.
- [7 F. H. Herencia, «Sistema automático de estabilización para un vehículo submarino operado  
8] remotamente utilizando visión por computadora,» Pontificia Universidad Católica del Perú, Lima, 2012.
- [7 J. H. C. Rojas, «Revisión y análisis de diseño mecatrónico para diseño curricular transdisciplinario  
9] de programas de ingeniería multidisciplinares,» *Scientia et Technica* , vol. 18, pp. 86-94, 2013.
- [8 M. M. Serrano, «Dinamometría en niños y jóvenes de entre 6 y 18 años: valores de referencia,  
0] asociación con tamaño y composición corporal,» Centro Médico Deportivo SATA, Coslada, 2008.  
[En línea]. Available: <https://www.analesdepediatria.org/es-dinamometria-ninos-jovenes-entre-6-articulo-S169540330800115X>.

## ANEXOS

### ANEXO A. Consumo de corriente de los servomotores

#### Consumo de corriente del servomotor 2.5 kg.cm



#### Consumo de corriente del servomotor de 15kg.cm



## ANEXO B. Corriente de consumo del microcontrolador atmega8

### Features

- High-performance, Low-power Atmel®AVR® 8-bit Microcontroller
- Advanced RISC Architecture
  - 130 Powerful Instructions – Most Single-clock Cycle Execution
  - 32 × 8 General Purpose Working Registers
  - Fully Static Operation
  - Up to 16MIPS Throughput at 16MHz
  - On-chip 2-cycle Multiplier
- High Endurance Non-volatile Memory segments
  - 8Kbytes of In-System Self-programmable Flash program memory
  - 512Bytes EEPROM
  - 1Kbyte Internal SRAM
  - Write/Erase Cycles: 10,000 Flash/100,000 EEPROM
  - Data retention: 20 years at 85°C/100 years at 25°C<sup>(1)</sup>
  - Optional Boot Code Section with Independent Lock Bits
  - In-System Programming by On-chip Boot Program
  - True Read-While-Write Operation
  - Programming Lock for Software Security
- Peripheral Features
  - Two 8-bit Timer/Counters with Separate Prescaler, one Compare Mode
  - One 16-bit Timer/Counter with Separate Prescaler, Compare Mode, and Capture Mode
  - Real Time Counter with Separate Oscillator
  - Three PWM Channels
  - 8-channel ADC in TQFP and QFN/MLF package
    - Eight Channels 10-bit Accuracy
  - 6-channel ADC in PDIP package
    - Six Channels 10-bit Accuracy
  - Byte-oriented Two-wire Serial Interface
  - Programmable Serial USART
  - Master/Slave SPI Serial Interface
  - Programmable Watchdog Timer with Separate On-chip Oscillator
  - On-chip Analog Comparator
- Special Microcontroller Features
  - Power-on Reset and Programmable Brown-out Detection
  - Internal Calibrated RC Oscillator
  - External and Internal Interrupt Sources
  - Five Sleep Modes: Idle, ADC Noise Reduction, Power-save, Power-down, and Standby
- I/O and Packages
  - 23 Programmable I/O Lines
  - 28-lead PDIP, 32-lead TQFP, and 32-pad QFN/MLF
- Operating Voltages
  - 2.7V - 5.5V (ATmega8L)
  - 4.5V - 5.5V (ATmega8)
- Speed Grades
  - 0 - 8MHz (ATmega8L)
  - 0 - 16MHz (ATmega8)
- Power Consumption at 4MHz, 3V, 25°C
  - Active: 3.6mA
  - Idle Mode: 1.0mA
  - Power-down Mode: 0.5µA



8-bit Atmel with  
8KBytes In-  
System  
Programmable  
Flash

ATmega8  
ATmega8L

Summary

## ANEXO C. Corriente de consumo del regulador LM78L05

<b>LM78L05</b>						
Unless otherwise specified, $V_{IN} = 10V$						
Symbol	Parameter	Conditions	Min	Typ	Max	Units
$V_O$	Output Voltage		4.8	5	5.2	V
		$7V \leq V_{IN} \leq 20V$ $1mA \leq I_O \leq 40mA$ (Note 3)	4.75		5.25	
		$1mA \leq I_O \leq 70mA$ (Note 3)	4.75		5.25	
$\Delta V_O$	Line Regulation	$7V \leq V_{IN} \leq 20V$		18	75	mV
		$8V \leq V_{IN} \leq 20V$		10	54	
$\Delta V_O$	Load Regulation	$1mA \leq I_O \leq 100mA$		20	60	mV
		$1mA \leq I_O \leq 40mA$		5	30	
$I_Q$	Quiescent Current			3	5	mA
$\Delta I_Q$	Quiescent Current Change	$8V \leq V_{IN} \leq 20V$			1.0	
		$1mA \leq I_O \leq 40mA$			0.1	
$V_n$	Output Noise Voltage	$f = 10 \text{ Hz to } 100 \text{ kHz}$ (Note 4)		40		$\mu V$
$\frac{\Delta V_{IN}}{\Delta V_{OUT}}$	Ripple Rejection	$f = 120 \text{ Hz}$ $8V \leq V_{IN} \leq 16V$	47	62		dB
$I_{PK}$	Peak Output Current			140		mA
$\frac{\Delta V_O}{\Delta T}$	Average Output Voltage Tempco	$I_O = 5mA$		-0.65		mV/°C
$V_{IN} \text{ (Min)}$	Minimum Value of Input Voltage Required to Maintain Line Regulation			6.7	7	V
$\theta_{JA}$	Thermal Resistance (8-Bump micro SMD)			230.9		°C/W

## ANEXO D. Corriente de consumo del sensor myoware

### Electrical Specifications

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

## ANEXO E. Corriente de consumo de la fuente regulada MP1584



## MP1584 – 3A, 1.5MHz, 28V STEP-DOWN CONVERTER

**ELECTRICAL CHARACTERISTICS**

$V_{IN} = 12V$ ,  $V_{EN} = 2.5V$ ,  $V_{COMP} = 1.4V$ ,  $T_A = +25^\circ C$ , unless otherwise noted.

Parameter	Symbol	Condition	Min	Typ	Max	Units
Feedback Voltage	$V_{FB}$	$4.5V < V_{IN} < 28V$	0.776	0.8	0.824	V
Upper Switch On Resistance	$R_{DS(ON)}$	$V_{BST} - V_{SW} = 5V$		150		m $\Omega$
Upper Switch Leakage		$V_{EN} = 0V$ , $V_{SW} = 0V$ , $V_{IN} = 28V$		1		$\mu A$
Current Limit			4.0	4.7		A
COMP to Current Sense Transconductance	$G_{CS}$			9		A/V
Error Amp Voltage Gain <sup>(2)</sup>				200		V/V
Error Amp Transconductance		$I_{COMP} = \pm 3\mu A$	40	60	80	$\mu A/V$
Error Amp Min Source current		$V_{FB} = 0.7V$		5		$\mu A$
Error Amp Min Sink current		$V_{FB} = 0.9V$		-5		$\mu A$
VIN UVLO Threshold			2.7	3.0	3.3	V
VIN UVLO Hysteresis				0.35		V
Soft-Start Time <sup>(2)</sup>		$0V < V_{FB} < 0.8V$		1.5		ms
Oscillator Frequency		$R_{FREQ} = 100k\Omega$		900		kHz
Shutdown Supply Current		$V_{EN} = 0V$		12	20	$\mu A$
Quiescent Supply Current		No load, $V_{FB} = 0.9V$		100	125	$\mu A$
Thermal Shutdown				150		$^\circ C$
Thermal Shutdown Hysteresis				15		$^\circ C$
Minimum Off Time <sup>(2)</sup>				100		ns
Minimum On Time <sup>(2)</sup>				100		ns
EN Up Threshold			1.35	1.5	1.65	V
EN Hysteresis				300		mV

## ANEXO E. Código de programación en lenguaje Arduino

```

#include <Servo.h>

Servo ser1; //servo derecho
Servo ser2; //servo izquierdo
int pos1a=10,pos1b=50; //angulos de servo derecho
int pos2a=10,pos2b=60; //angulos de servo izquierdo
int lim=450;

void setup() {
  Serial.begin(19200); //velocidad de comunicacion
  ser1.attach(5); //pin donde se conecta servo derecho
  ser2.attach(6); //pin donde se conecta servo izquierdo
  pinMode(15,OUTPUT); // Indicador LED
  ADCSRA &=~(1<<ADPS2)|(1<<ADPS1)|(1<<ADPS0); //configuracion de velocidad
  del adc
  ADCSRA |= (1<<ADPS2)|(1<<ADPS1);
  ser1.write(pos1a); // posición inicial se servo derecho
  ser2.write(pos2a); // posición inicial servo izquierdo
  digitalWrite(15,1);
  delay(500);
  digitalWrite(15,0);
}

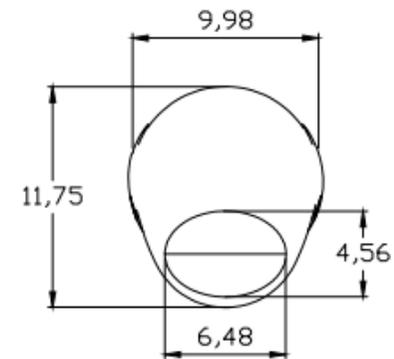
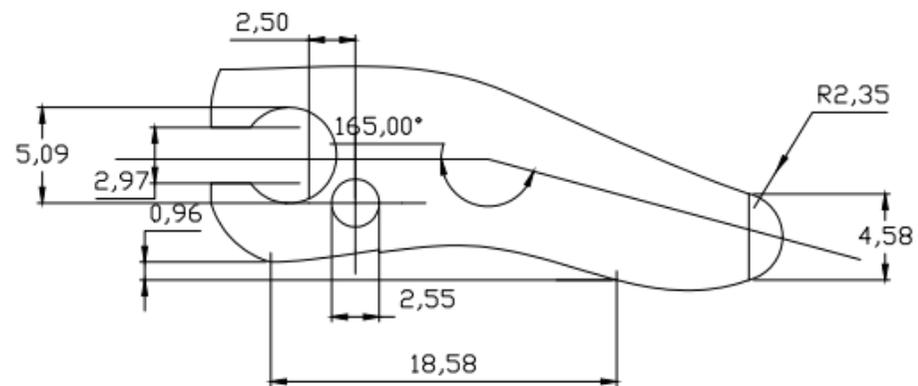
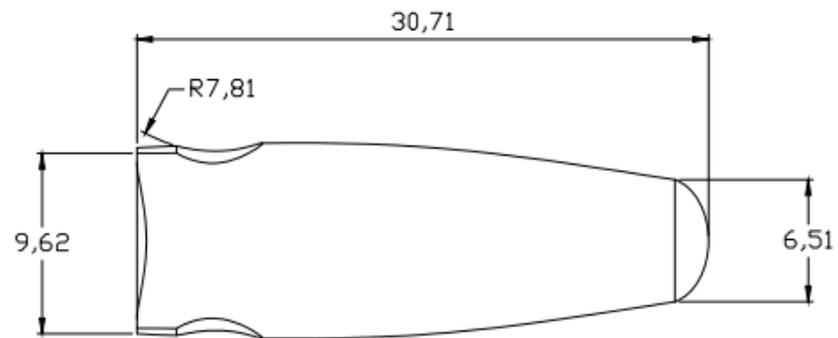
void loop() {
  int value=0; //inicializa variable
  for(int a=0;a<5;a++){ //promedio de muestras
    value=analogRead(A0)+value;}
  value=value/5;
}

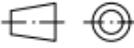
```

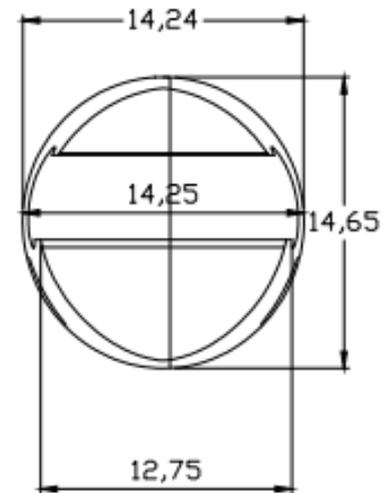
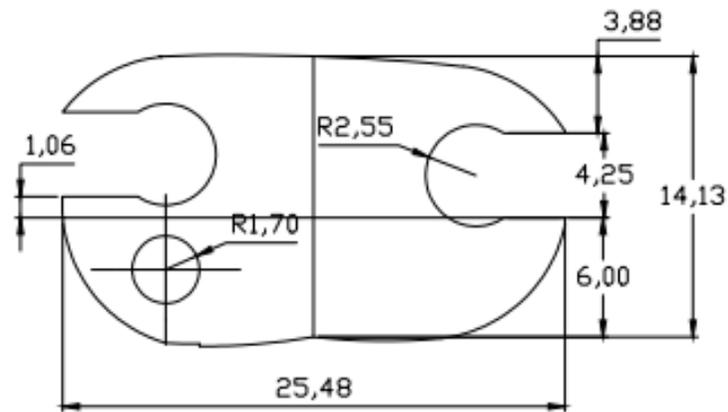
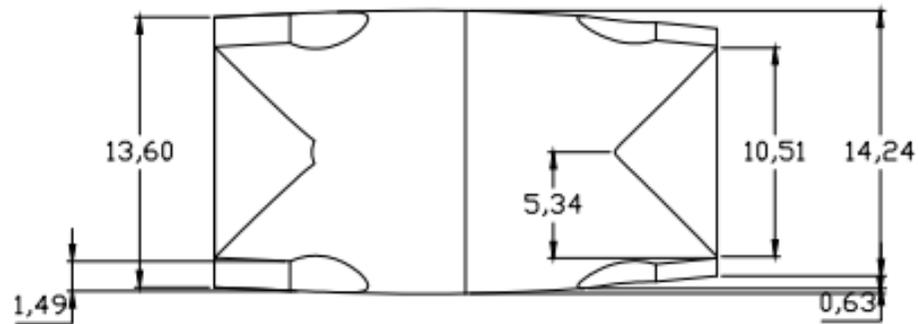
```
if(value>lim){  
for(int a=0;a<150;a++){  
ser1.write(pos1b);  
ser2.write(pos2b);  
digitalWrite(15,1);  
delay(15);} }
```

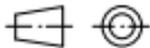
```
if(value<lim-50){  
for(int a=0;a<100;a++){  
ser1.write(pos1a);  
ser2.write(pos2a);  
digitalWrite(15,0);  
delay(15);} }
```

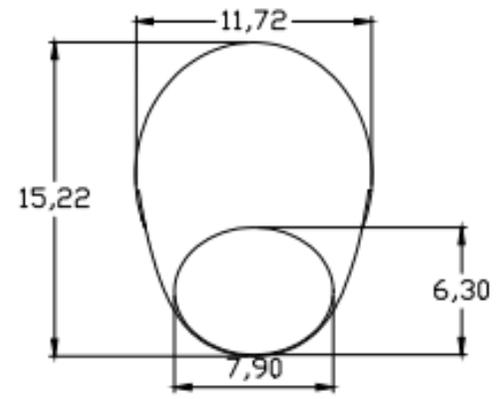
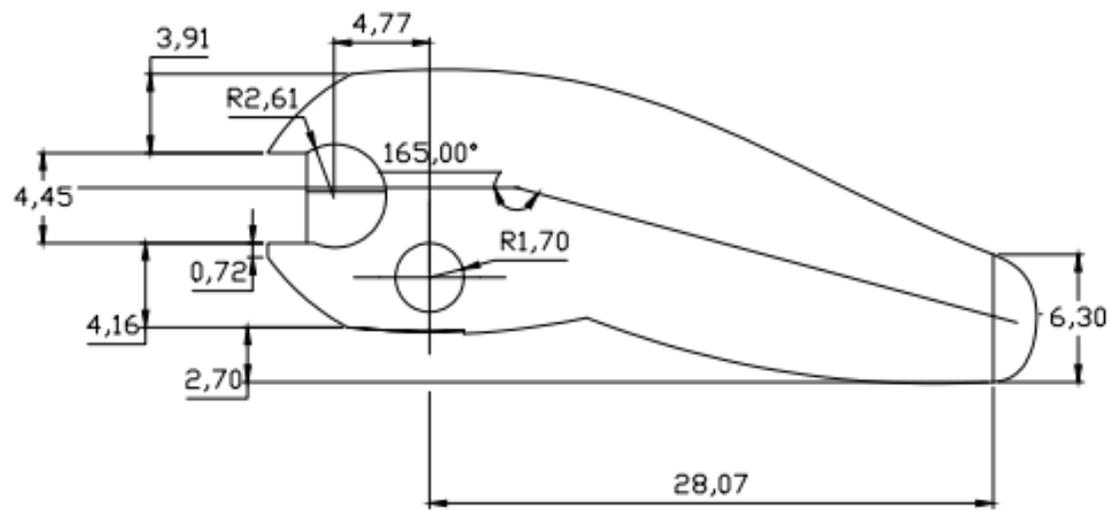
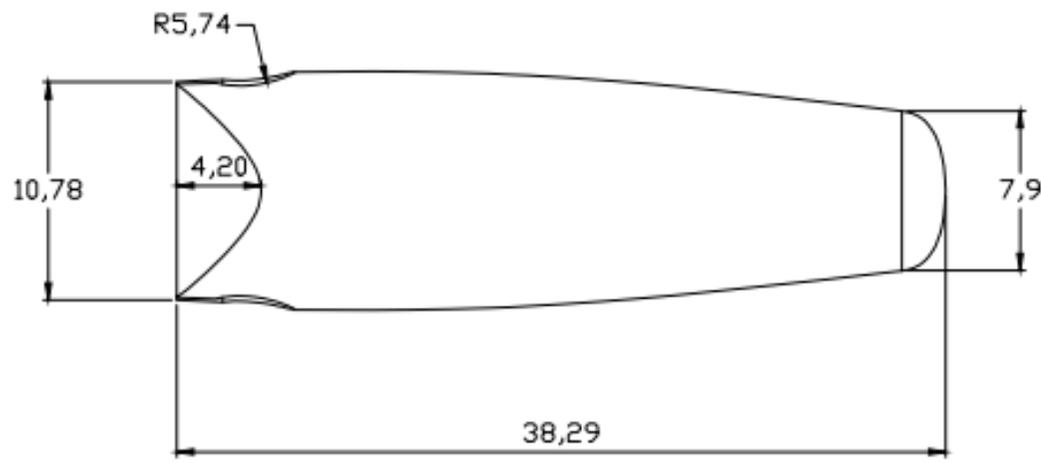
## ANEXO F. Planos

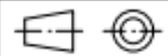


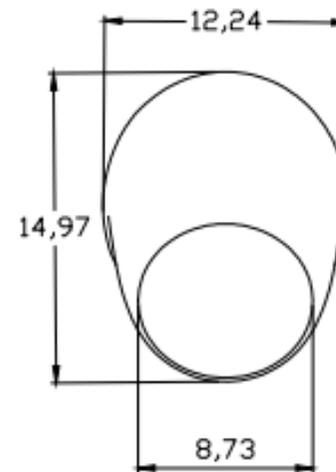
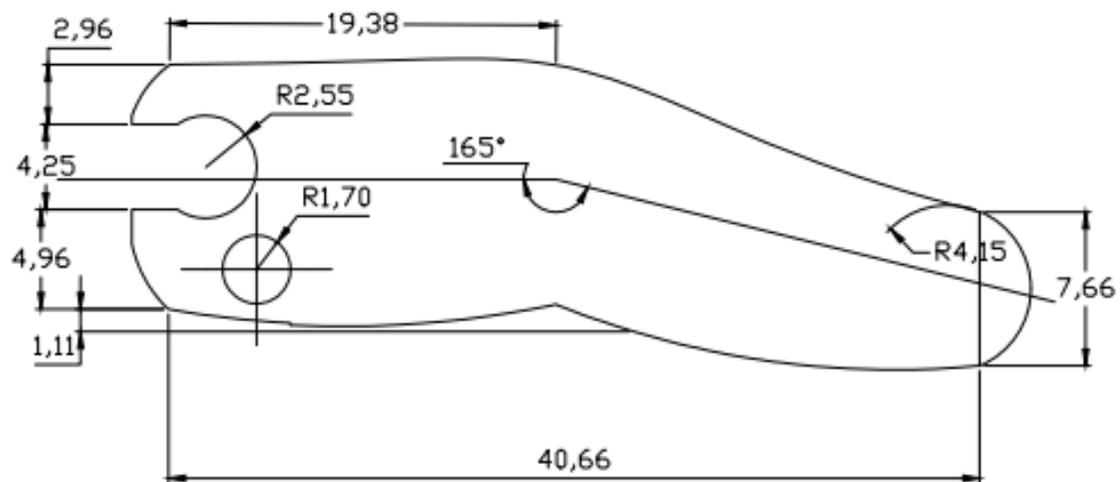
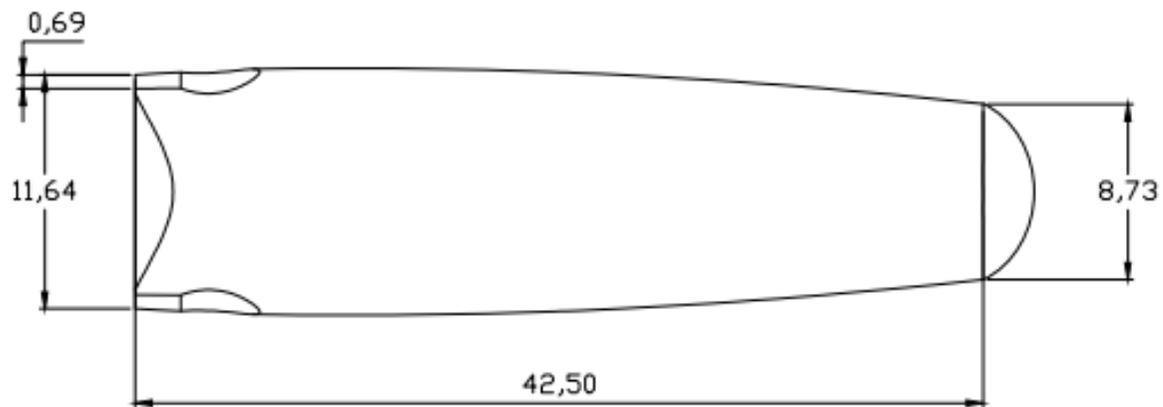
	Dibujado por: Eduardo Chávez Córdova	Fecha: 20/06/2019
	Nombre del plano: FALANGE DISTAL DEDO MERIQUE	Escala:
		1:1
		N° plano: 1

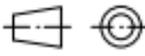


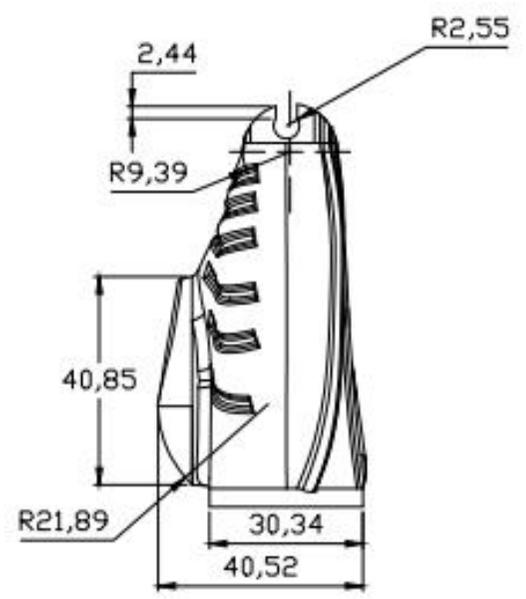
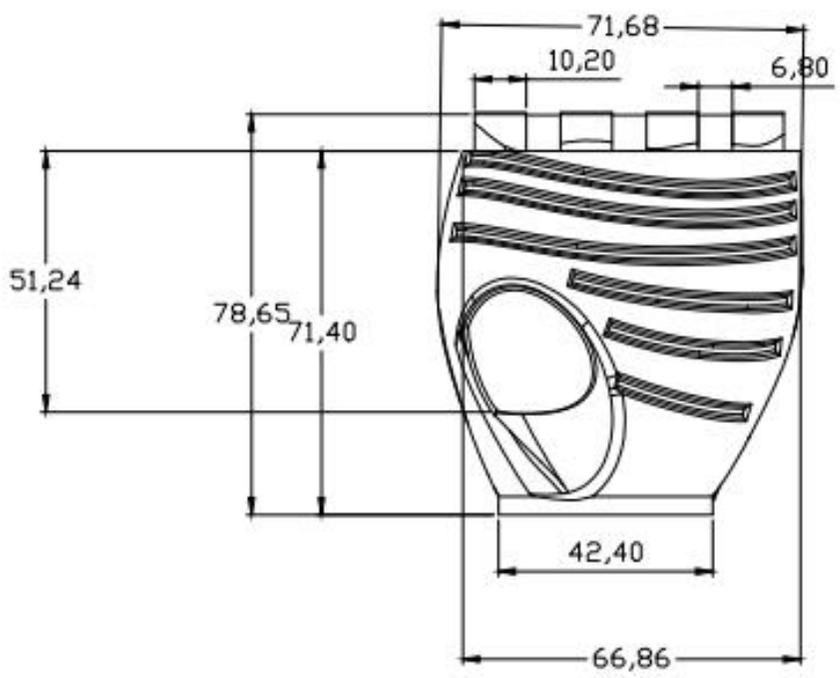
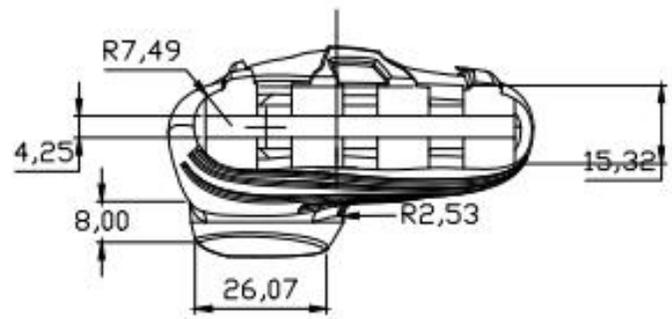
 <b>USAT</b> <b>EIME</b>	Dibuñado por: Eduardo Chávez Córdova	Fecha: 20/06/2019
	Nombre del plano: FALANGE PROXIMAL	Escola: 11
		N° plano: 2

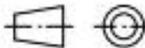


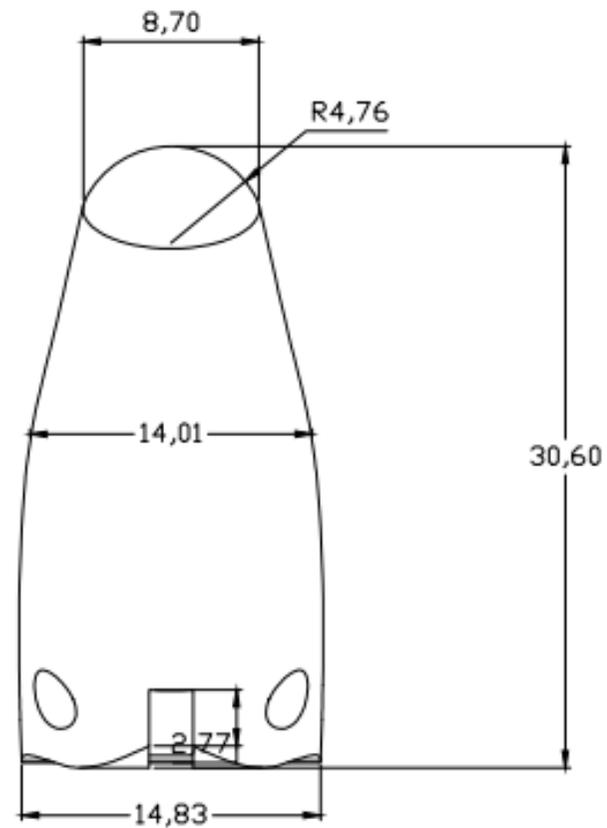
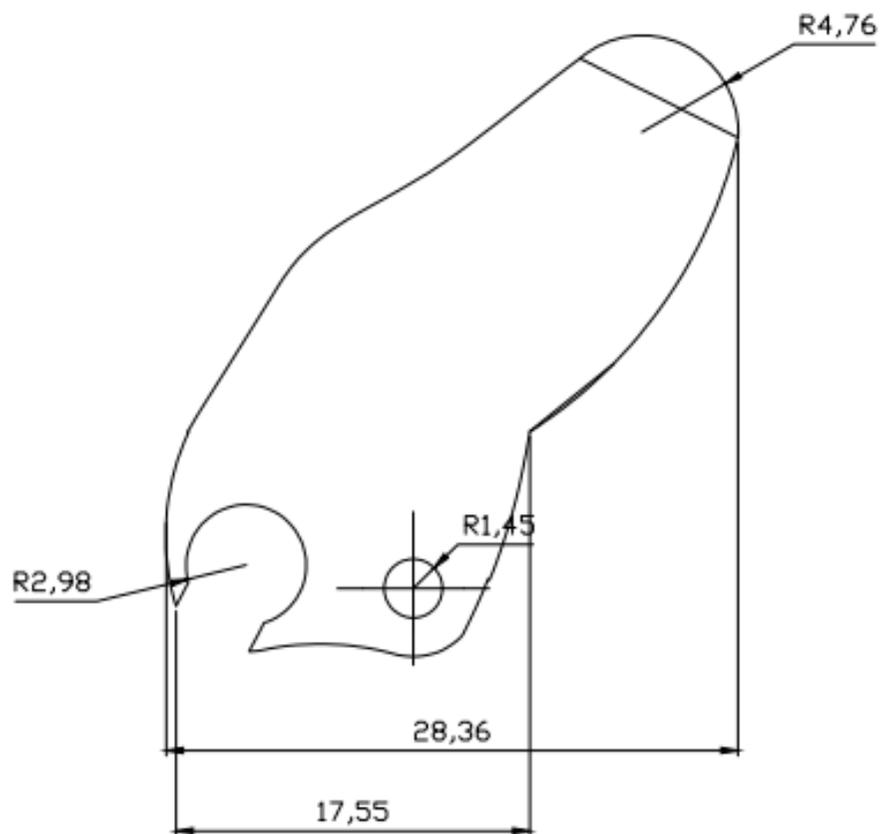
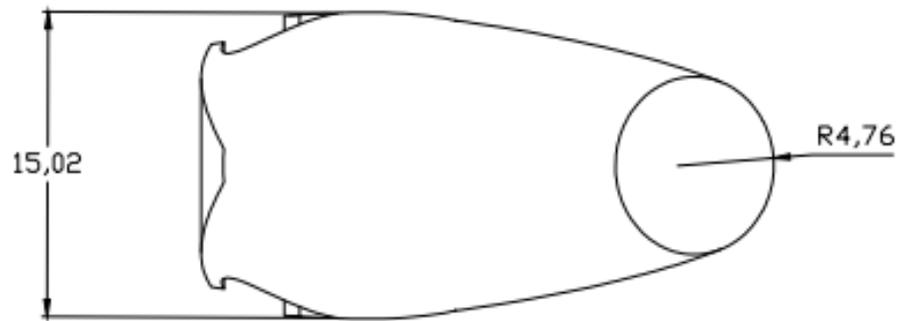
	Dibujado por: Eduardo Chavez Córdova	Fecha: 20/06/2019
	<b>USAT</b> <b>EIME</b>	Nombre del plano: DEDO ANULAR E INDICE

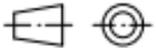


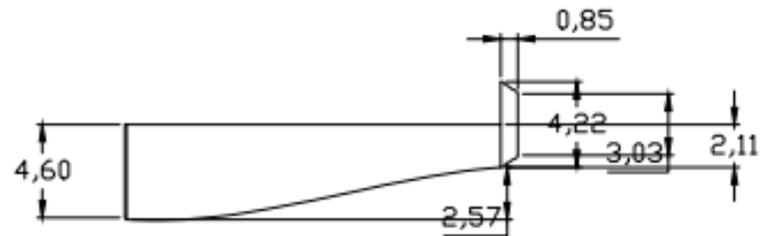
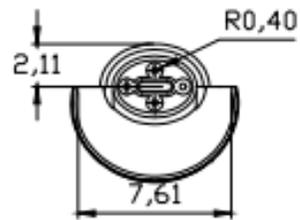
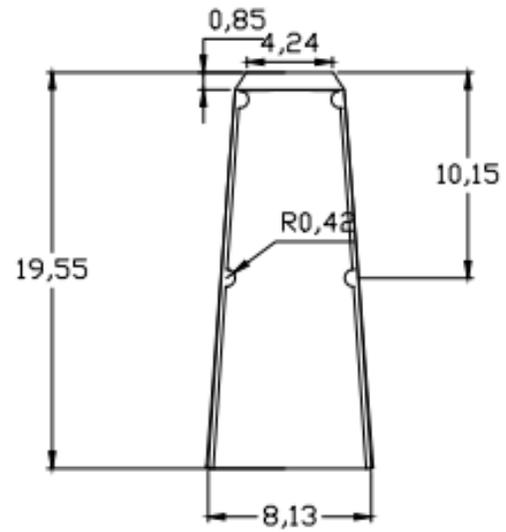
	Dibuñado por: Eduardo Chávez Córdova	Fecha: 20/06/2019
	Nombre del plano: FALANGE DISTAL DEDO MEDIO	Escala: 1:1
		N° plano: 4



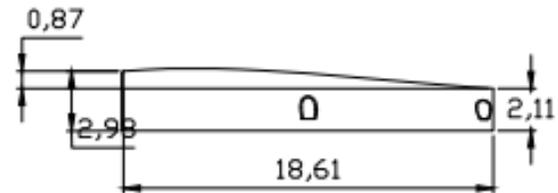
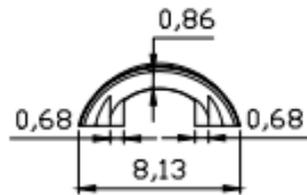
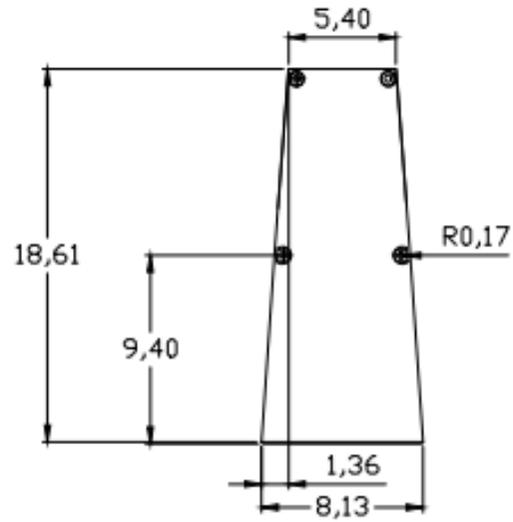
	Dibujado por: Eduardo Chavez Córdoba	Fecha: 20/06/2019
	Nombre del plano: MAND	Escala: 1:1
<b>USAT EIME</b>		N° plano: 5

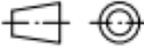


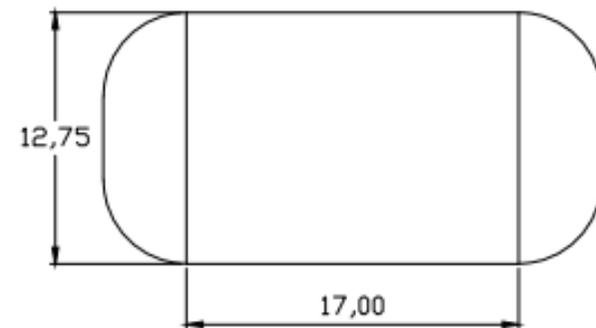
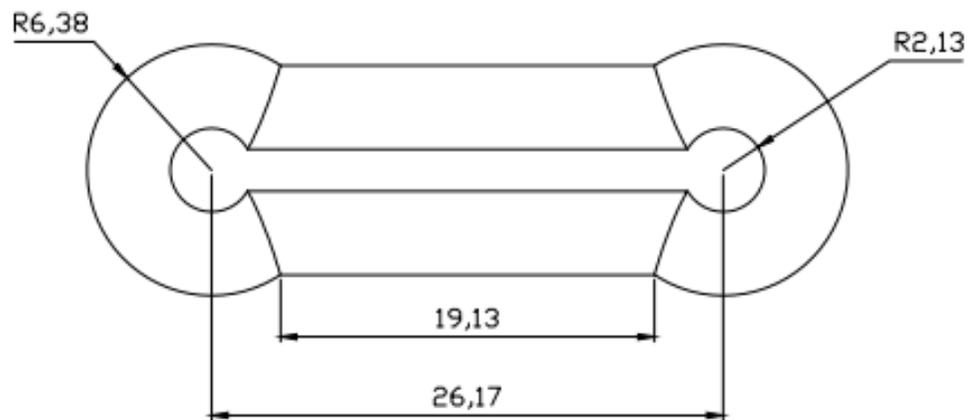
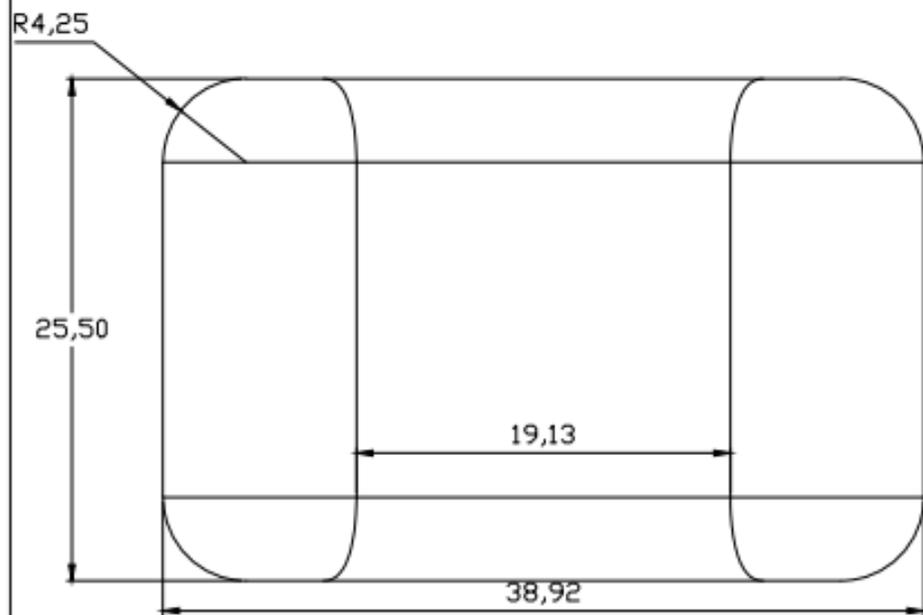
	Dibujado por: Eduardo Chávez Córdova	Fecha: 20/06/2019
	Nombre del plano: DEDO PULGAR	Escala: 1:1
<b>USAT</b> <b>EIME</b>		N° plano: 6



 <b>USAT EIME</b>	Dibujado por: Eduardo Chávez Córdova	Fecha: 20/06/2019
	Nombre del plano: ANTEBRAZO Y MURECA	Escala: 1:1
		N° plano: 7



 <b>USAT</b> <b>EIME</b>	Dibujado por: Eduardo Chávez Córdova	Fecha: 20/06/2019
	Nombre del plano: TAPA ANTEBRAZO	Escala: 1:1
		N° plano: 8



	Dibujado por: Eduardo Chávez Córdova	Fecha: 20/06/2019
	Nombre del plano: CONEXIÓN INTERFALÁNGICA	Escala: 1:1
		N° plano: 9