

UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA
SEDE CUENCA

CARRERA DE INGENIERÍA MECÁNICA
CARRERA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

“DISEÑO, CONSTRUCCIÓN E IMPLEMENTACIÓN DE UNA
PRÓTESIS BIOMECÁNICA DE MANO DERECHA”

Tesis previa a la obtención del
título de Ingeniero Mecánico e
Ingeniero Electrónico.

Autores:

INGENIERÍA MECÁNICA: Brito Guaricela Joffre Luis
Quinde Abril Marlon Xavier

INGENIERÍA ELECTRÓNICA: Cuzco Patiño José David

Directores:

Ing. John Calle Sigüencia, Ms.C.

Ing. Fernando Urgilés Ortiz

Cuenca, Julio 2013

DEDICATORIAS

A Dios, mis Padres y Hermanos.

De ellos proviene mi esencia.

Joffre

Con mucho cariño dedico esta tesis a mis Padres y Hermanos quienes son parte fundamental de mi vida y siempre me han brindado su apoyo y amor incondicional, a Elizabeth quien con su amor y ternura ha sido mi compañera y mi gran apoyo en esta travesía.

Marlon

Esta tesis está dedicada con mucho cariño a las personas que de una u otra manera me incentivaron a perseguir mis sueños, en especial a mis padres quienes fueron el pilar fundamental dentro de mi formación con sus consejos y experiencias de vida, a mis hermanas quienes con una palabra de aliento supieron generar en mi fuerza para nunca rendirme, a mis abuelitas que con sus ocurrencias siempre supieron sacarme una sonrisa y a mis tíos los que siempre me animaron en los momentos más difíciles de esta larga travesía en especial a Guimo, Juan y Gladis.

David

AGRADECIMIENTOS

A *Dios* y todas las personas que participaron e hicieron posible este proyecto; especialmente mis *padres*: Luis y Magdalena y mis *Tíos*: Leonor, Salvador, por su apoyo incondicional ya que sin ustedes este logro no hubiera sido posible.

Joffre

Agradezco a Dios por compartir junto a mí cada circunstancia y darme fuerzas para día a día dar un nuevo paso en mi vida, a la Universidad Politécnica Salesiana por la formación humana y académica recibida, a mi querida familia que siempre han estado apoyandome en todo momento.

Marlon

A Dios por brindarme salud y hacer de mí una persona de bien, el agradecimiento más grande es a mi padre quien ha sido mi guía y uno de mis más grandes ídolos generando en mi desde muy pequeño amor hacia esta especialidad, un merecido agradecimiento mi madre la que me acompaña en este largo camino preocupándose siempre por mi porvenir, agradezco a mis hermanas las que escucharon cada una de mis locas ideas aportando de manera indirecta en cada una de estas; son las personas que más quiero y por las que nunca me he dado por vencido.

David

AGRADECIMIENTOS

Agradecemos a Dios por compartir junto a nosotros cada momento y darnos fuerzas para cada día dar un nuevo paso en el desarrollo del proyecto, en especial un sincero agradecimiento a Patricio Sari por el tiempo, paciencia, perseverancia y confianza que depositó ciegamente en nosotros; a la Universidad Politécnica Salesiana por la formación humana y académica recibida, a los profesores y amigos, particularmente a Christian Cobos, Pablo Idrovo y Andrés Sarmiento por su apoyo y a los directores Ing. John Calle y Ing. Fernando Urgilés por la confianza depositada para la realización de esta tesis.

Joffre, Marlon, David

DECLARATORIA

Nosotros, Brito Guaricela Joffre Luis, Quinde Abril Marlon Xavier y Cuzco Patiño José David, declaramos bajo juramento que el trabajo aquí descrito es de nuestra autoría, que no ha sido previamente presentado por ningun grado o calificación profesional y que hemos consultado las referencias bibliográficas que se incluyen en este documento.

A través de la presente declaración cedemos los derechos de propiedad intelectual correspondiente a este trabajo, a la Universidad Politécnica Salesiana, según lo establecido por la Ley de Propiedad Intelectual, por su Reglamento y por la Normativa Institucional Vigentes.



Brito Guaricela Joffre Luis



Quinde Abril Marlon Xavier



Cuzco Patiño José David

CERTIFICADO

Que el presente proyecto de tesis “*Diseño, construcción e implementación de una prótesis biomecánica de mano derecha.*”, realizado por los estudiantes: *Brito Guaricela Joffre Luis, Quinde Abril Marlon Xavier y Cuzco Patiño José David*, fue dirigido por nosotros.



Ing. John Calle Sigüencia, Ms.C.



Ing. Fernando Urgilés Ortiz

RESUMEN

Este trabajo presenta el diseño, construcción e implementación de una prótesis biomecánica de mano derecha; en primera instancia se realiza un estudio de la anatomía de la mano humana, identificando las principales características antropométricas, como son forma, dimensiones y peso, el efecto que causa su pérdida y la sustitución con algún medio protésico; luego se definen los movimientos que realiza la mano humana tomando en cuenta los diversos grados de libertad que posee cada dedo y se analiza el estado del arte de las prótesis de mano identificando el desarrollo tecnológico que han tenido; finalmente se elabora un diseño mecánico ajustado a la forma antropométrica de la mano, con la característica del movimiento individual de cada uno de los dedos y un sistema de control que permite situar cada dedo en cualquier posición. Al unir cada uno de los mecanismos con el sistema de control se genera una prótesis biomecánica de mano, que posibilita tres movimientos básicos: cilíndrico, pinza y lateral, la misma que es implementada en una persona que presenta una amputación de su mano derecha y se realizan las pruebas necesarias para garantizar funcionalidad y ergonomía del elemento implementado, por último se realiza un análisis de costos, considerando la elaboración del prototipo y determinando costos de fabricación de la prótesis cuando ya se cuenta con el diseño final.

Palabras Clave: Prótesis, Antropométricas, medio protésico, grados de libertad, sistema de control, biomecánica.

ABSTRACT

This paper presents the design, construction and implementation of a prosthesis biomechanics right hand in the first instance is a study of the anatomy of the human hand, identifying the main anthropometric characteristics such as shape, size and weight, the effect it has its loss and replacement with a prosthetic means, then define the movements made by the human hand taking into account the different degrees of freedom possessed by each finger and discusses the state of the art in prosthetic hands identifying technological development have had, finally developed a mechanical design adjusted for anthropometric shape of the hand, with the characteristic of the individual movement of each finger, and a control system that allows each finger placed in any position. By linking each of the mechanisms with the control system generates a biomechanical hand prosthesis, which allows three basic movements: cylindrical, clip and side, the same that is implemented in a person who has an amputation of his right hand and perform the necessary tests to ensure functionality and ergonomics implemented element, finally, an analysis of costs, considering the development of the prototype and determining manufacturing costs of the prosthesis when there is already the final design.

Keywords: Prosthetics, anthropometric, medium prosthetic degrees of freedom, control system, biomechanics.

ÍNDICE

	<u>Pág.</u>
Lista de Figuras	xiv
Lista de Tablas	xxi
1 Mecánica articular de la mano humana	1
1.1 Introducción	1
1.2 La mano humana	2
1.2.1 Usos de la mano humana	3
1.3 La mano y la mente humana	4
1.4 Anatomía de la mano humana	5
1.4.1 Huesos de la mano humana	5
1.4.1.1 Huesos del Carpo	6
1.4.1.2 Huesos del Metacarpo	7
1.4.1.3 Falanges	8
1.4.2 Músculos de la mano humana	9
1.4.3 Articulaciones de la mano humana	10
1.4.3.1 Articulaciones en la muñeca	10
1.4.3.2 Articulaciones del Carpo	11
1.4.3.3 Articulaciones Carpometacarpianas	11
1.4.3.4 Articulaciones Metacarpofalángicas	11
1.4.3.5 Articulaciones Interfalángicas	12
1.4.4 Sistema sensorial somático	12

	ix
1.4.4.1 Mecanorreceptoras	13
1.4.4.2 Termorreceptoras	14
1.4.4.3 Proprioceptores	15
1.4.4.4 Nociceptores	15
1.5 Amputación de un miembro	15
1.6 Sustitución de la mano	16
2 Estudio del estado de arte de las prótesis de mano	18
2.1 Introducción	18
2.2 Análisis de los movimientos básicos de la mano	19
2.2.1 Movimientos básicos de la mano	19
2.2.2 Movilidad de los dedos	20
2.2.3 Modos básicos de presión en objetos	24
2.3 Prótesis en la historia de la humanidad	24
2.3.1 Reseña histórica	25
2.3.2 Diseño de prótesis siglo XX	26
2.3.3 Prótesis en la actualidad	27
2.4 Tipos de prótesis de mano	29
2.4.1 Prótesis estéticas	29
2.4.2 Prótesis mecánicas	30
2.4.3 Prótesis eléctricas	30
2.4.4 Prótesis neumáticas	31
2.4.5 Prótesis mioeléctricas	31
2.4.6 Prótesis híbridas	32
2.5 Evolución tecnológica de las prótesis	32
2.5.1 Prótesis biónica I-Limb	33
2.5.2 Prótesis Michelangelo	34

	x
2.5.3	Prótesis BeBionic 34
2.5.4	Prótesis Cyberhand 35
2.6	Dimensiones de la mano humana 36
2.7	Factibilidad de materiales para prótesis 37
2.7.1	Materiales inteligentes para prótesis 38
2.7.2	Propiedades del Polímero Acrílico (PMMA) 38
2.7.3	Propiedades de la Poliamida 6 39
2.7.4	Propiedades del Bronce 39
3	Diseño, construcción e implementación de una prótesis de mano derecha .. 40
3.1	Introducción 40
3.2	Análisis del sistema mecánico 41
3.2.1	Modelos preliminares 41
3.2.2	Diseño y construcción del prototipo final 44
3.3	Construcción del socket 59
3.3.1	Obtención del modelo de la parte amputada 59
3.4	Componentes electrónicos 62
3.4.1	Adquisición de la señal 63
3.4.1.1	Alternativas de adquisición 63
3.4.1.2	Diseño de circuitos 66
3.4.1.3	Pruebas preliminares 69
3.4.1.4	Análisis de resultados 71
3.4.1.5	Ajustes 72
3.4.1.6	Acople con el socket 75
3.4.2	Actuadores 76
3.4.2.1	Dimensionamiento de elementos 77
3.4.2.2	Diseño de circuitos 79

	xi
3.4.2.3	Pruebas preliminares 82
3.4.2.4	Análisis de resultados 84
3.4.2.5	Acople de los actuadores en la prótesis 84
3.4.2.6	Pruebas individuales por dedo 85
3.4.2.7	Análisis de resultados por dedo 86
3.4.3	Circuito de procesamiento 86
3.4.3.1	Dimensionamiento de elementos 87
3.4.3.2	Diseño de circuito 90
3.4.3.3	Pruebas preliminares 92
3.4.3.4	Análisis de resultados 92
3.4.4	Alimentación 93
3.4.4.1	Dimensionamiento de elementos 93
3.4.4.2	Diseño de circuitos 94
3.4.4.3	Pruebas preliminares 95
3.4.4.4	Análisis de resultados 95
3.4.4.5	Acople con el socket 95
3.4.5	Diseño de circuitos impresos 96
3.4.5.1	Diseño de circuitos impresos 96
3.4.5.2	Pruebas 103
3.4.5.3	Análisis de resultados 105
3.5	Análisis lógico 105
3.5.1	Señales de ingreso 105
3.5.1.1	Señal de adquisición 107
3.5.1.2	Señal de retroalimentación 108
3.5.2	Sistema de control 108
3.5.2.1	Variables de control 109

	xii
3.5.2.2	Diseño de controlador 110
3.5.2.3	Salida 115
3.5.2.4	Análisis de resultados. 116
3.5.3	Funciones preestablecidas 117
3.5.3.1	Diseño de funciones de movimiento 118
3.6	Pruebas 118
4	Análisis de costos 121
4.1	Introducción 121
4.2	Costos de los prototipos 121
4.2.1	Costos del primer prototipo 121
4.2.1.1	Costos de materiales del primer prototipo 121
4.2.1.2	Costos de la maquinaria utilizada en el primer prototipo 121
4.2.1.3	Costos de herramientas del primer prototipo 122
4.2.1.4	Costos de diseño y construcción del primer prototipo..... 123
4.2.1.5	Costos adicionales del primer prototipo 123
4.2.1.6	Costo total del primer prototipo 124
4.2.2	Costo del segundo prototipo 124
4.2.2.1	Costos de materiales del segundo prototipo 124
4.2.2.2	Costos de la maquinaria utilizada en el segundo prototipo 125
4.2.2.3	Costos de herramientas del segundo prototipo 125
4.2.2.4	Costos de diseño y construcción del segundo prototipo 125
4.2.2.5	Costos adicionales del segundo prototipo 126
4.2.2.6	Costo total del segundo prototipo 126
4.3	Costo de una sola prótesis 126
4.3.1	Costos de materiales de una sola prótesis..... 127
4.3.2	Costos de la maquinaria utilizada de una sola prótesis 127

	xiii
4.3.3 Costos de herramientas de una sola prótesis	128
4.3.4 Costo de servicio contratado de una sola prótesis	128
4.3.5 Costo de construcción de una sola prótesis	128
4.3.6 Costos adicionales de una sola prótesis	129
4.3.7 Costo total de construcción de una sola prótesis	129
4.3.8 Costo de diseño de una sola prótesis	129
4.3.9 Costo total de una sola prótesis	130
5 Conclusiones y Recomendaciones	131
5.1 Conclusiones	131
5.2 Recomendaciones	132
Referencias Bibliográficas	134
Anexo A – Planos constructivos	140

LISTA DE FIGURAS

	<u>Pág.</u>
Figura - 1.1 Partes de la mano humana	2
Figura - 1.2 Predominio de los hemisferios en las manos	5
Figura - 1.3 Huesos de la mano	5
Figura - 1.4 Huesos que forman la mano	6
Figura - 1.5 Huesos del carpo	6
Figura - 1.6 Huesos metacarpianos	7
Figura - 1.7 Falanges	8
Figura - 1.8 Musculos de la mano	9
Figura - 1.9 Articulaciones de la muñeca	10
Figura - 1.10 Articulación Metacarpofalángica	11
Figura - 1.11 Articulaciones de las falanges	12
Figura - 1.12 Mecanorreceptoras	13
Figura - 1.13 Respuesta de los termorreceptores	14
Figura - 1.14 Niveles de amputación de miembro superior	16
Figura - 1.15 Sustitución de la mano	17
Figura - 2.1 Movimientos en la muñeca de la mano humana	19
Figura - 2.2 Amplitud de movimientos en la muñeca de la mano humana	20
Figura - 2.3 Movimientos de los dedos de la mano humana	21
Figura - 2.4 Amplitud de movimientos en los dedos	21
Figura - 2.5 Amplitud de movimiento del dedo índice	22
Figura - 2.6 Amplitud de movimiento de dedos	22
Figura - 2.7 Amplitud de movimientos del dedo pulgar	23
Figura - 2.8 Modos básicos de presión	24

Figura - 2.9	Mano de ALT-RUPPIN	25
Figura - 2.10	Brazo artificial móvil de AMBROISE PARÉ	25
Figura - 2.11	Prótesis de mano con pulgar móvil y gancho	26
Figura - 2.12	Prótesis siglo XX	26
Figura - 2.13	Prótesis con movilidad de dedos	27
Figura - 2.14	Prótesis de mano de Canterbury	28
Figura - 2.15	Manipulador construido en la Universidad de Reading	28
Figura - 2.16	Manipulador antropomórfico de la U.N.A.M.	29
Figura - 2.17	Prótesis estéticas	30
Figura - 2.18	Prótesis mecánicas	30
Figura - 2.19	Prótesis eléctrica de Otto Bock	31
Figura - 2.20	Prótesis neumática de Shadow	31
Figura - 2.21	Partes de la prótesis mioeléctricas	32
Figura - 2.22	Prótesis híbridas	32
Figura - 2.23	Prótesis biónica I-limb	33
Figura - 2.24	Prótesis biónica de Michelangelo	34
Figura - 2.25	Prótesis biónica BeBionic	34
Figura - 2.26	Oposición de pulgar de prótesis BeBionic	35
Figura - 2.27	Muñeca de prótesis BeBionic	35
Figura - 2.28	Prótesis biónica CyberHand	36
Figura - 2.29	Dimensiones de la mano humana	36
Figura - 2.30	Medidas promedio de la mano humana	37
Figura - 3.1	Modelo inicial realizado en MDF	41
Figura - 3.2	Modelo mejorado en MDF con resortes de torsión	42
Figura - 3.3	Diseño de los cinco dedos y palma	42
Figura - 3.4	Modelo de los cinco dedos y palma en MDF	43
Figura - 3.5	Modelo mejorado en PMMA	43
Figura - 3.6	Diseño de dedo con eslabón	44
Figura - 3.7	Modelo de dedo en poliamida 6	45

Figura - 3.8	Palma y cuatro dedos en poliamida 6	45
Figura - 3.9	Mano y dedo pulgar en poliamida 6	46
Figura - 3.10	Diseño del dedo con antropometría mejorada	46
Figura - 3.11	Dedos con antropometría mejorada	47
Figura - 3.12	Dedo ensamblado para simulación	47
Figura - 3.13	Colocación de los datos en la junta cylindrical 5	48
Figura - 3.14	Simulación en la junta cylindrical 5	48
Figura - 3.15	Gráfica del punto de interés	49
Figura - 3.16	Gráfica de junta de revolution 1	49
Figura - 3.17	Gráfica de junta de revolution 2	50
Figura - 3.18	Gráfica de junta de revolution 3	50
Figura - 3.19	Gráfica de junta de revolution 4	51
Figura - 3.20	Gráfica de junta de revolution 6	51
Figura - 3.21	Gráfica de junta de revolution 7	52
Figura - 3.22	Diseño y construcción del dedo pulgar	53
Figura - 3.23	Diseño y construcción del mecanismo del dedo pulgar	53
Figura - 3.24	Diseño y construcción de la palma final	54
Figura - 3.25	Dedo pulgar ensamble	54
Figura - 3.26	Datos en la junta cylindrical 3 del dedo pulgar	55
Figura - 3.27	Simulación en la junta cylindrical 3 del dedo pulgar	55
Figura - 3.28	Gráfica del punto de interés del dedo pulgar	56
Figura - 3.29	Gráfica de revolution 1 del dedo pulgar	56
Figura - 3.30	Gráfica de revolution 2 del dedo pulgar	57
Figura - 3.31	Gráfica de revolution 4 del dedo pulgar	57
Figura - 3.32	Armado de la mano	58
Figura - 3.33	Diseño y construcción de la tapa	58
Figura - 3.34	Prototipo final de prótesis	58
Figura - 3.35	Colocación de vaselina, malla y vendas de yeso	59
Figura - 3.36	Cortes para la obtención del modelo en yeso	59

Figura - 3.37	Modelo en yeso	60
Figura - 3.38	Ajustes del modelo en yeso	60
Figura - 3.39	Preparación del modelo para el termoformado	60
Figura - 3.40	Proceso de termoformado	61
Figura - 3.41	Modelo en polipropileno	61
Figura - 3.42	Ajustes y colocación del sensor	61
Figura - 3.43	Colocación de espuma de poliuretano	62
Figura - 3.44	Socket terminado	62
Figura - 3.45	Señales obtención EMG	64
Figura - 3.46	Transductor de presión	65
Figura - 3.47	Desplazamiento del muñón	66
Figura - 3.48	Dimensiones del encapsulado	67
Figura - 3.49	Conexión eléctrica del emisor	68
Figura - 3.50	Diagrama esquemático del sensor	68
Figura - 3.51	Conexión eléctrica del sensor	68
Figura - 3.52	Conexión eléctrica del sensor QRB1114	69
Figura - 3.53	Posición horizontal de socket	69
Figura - 3.54	Posición vertical del socket	70
Figura - 3.55	Ajuste manual del modelo de socket	71
Figura - 3.56	Circuito de amplificador no inversor	72
Figura - 3.57	Dimensiones de LM324AM comparado con una moneda	73
Figura - 3.58	Comportamiento de $R_1 > R_3$	74
Figura - 3.59	Comportamiento de $R_3 > R_1$	74
Figura - 3.60	Comportamiento de $R_3 = R_1$	75
Figura - 3.61	Cavidad para alojamiento del sensor	76
Figura - 3.62	Actuador PQ12	76
Figura - 3.63	Posiciones intermedias de los dedos	77
Figura - 3.64	Curvas características de los motores PQ12	78
Figura - 3.65	Dedos índice y pulgar generando movimiento de pinza	79

Figura - 3.66	Distribución de pines actuador PQ12	79
Figura - 3.67	Driver de control para el motor PQ12	80
Figura - 3.68	Integrado SMD L293DD	81
Figura - 3.69	Conexión de retroalimentación PQ12	81
Figura - 3.70	Conexión de retroalimentación controlada PQ12	82
Figura - 3.71	Desplazamiento del vástago	83
Figura - 3.72	Potencial en función de la distancia	83
Figura - 3.73	Cavidades en la palma para actuadores PQ12	84
Figura - 3.74	Ubicación de actuadores PQ12-30-06-P	84
Figura - 3.75	Ubicación de actuadores PQ12-63-06-P	85
Figura - 3.76	Ángulos medidos posición	85
Figura - 3.77	Encapsulado del PIC 16F877A	88
Figura - 3.78	Resonador de 4 Mhz	89
Figura - 3.79	MCRL	89
Figura - 3.80	Distribución de pines PIC 16F877A	90
Figura - 3.81	Diagrama esquemático para la conexión de los actuadores	90
Figura - 3.82	Diagrama esquemático del circuito de adquisición	90
Figura - 3.83	Dimensiones del regulador de voltaje 7805	91
Figura - 3.84	Regulación de voltaje para control	91
Figura - 3.85	Dimensiones del fusible SMD	91
Figura - 3.86	Acumulador NiMH 2800 mAh	93
Figura - 3.87	Fuente de corriente	94
Figura - 3.88	Ubicación del acumulador en el socket	95
Figura - 3.89	Cavidad para circuitos de control	96
Figura - 3.90	Dimensiones del circuito impreso PCB1	96
Figura - 3.91	Dimensiones de del circuito impreso PCB2	97
Figura - 3.92	Coordenada de track en la capa de corte	97
Figura - 3.93	Dimensiones de vías PCB	97
Figura - 3.94	Distribución de pines	98

Figura - 3.95 Zócalo para Actuador PQ12	98
Figura - 3.96 Componentes PCB1	98
Figura - 3.97 Resultado del ruteado automático PCB1	99
Figura - 3.98 Pistas PCB1	99
Figura - 3.99 PCB1	99
Figura - 3.100 Elementos montados PCB1	100
Figura - 3.101 Componentes PCB2	101
Figura - 3.102 Resultado del ruteado automático PCB2	101
Figura - 3.103 Pistas PCB2	101
Figura - 3.104 PCB2	102
Figura - 3.105 Elementos montados PCB2	102
Figura - 3.106 Acople de PCB2 sobre PCB	103
Figura - 3.107 Agujeros de sujeción PCB2 Sobre PCB1	103
Figura - 3.108 Agujeros de sujeción palma	104
Figura - 3.109 Ubicación de la lámina conductora sobre la palma	104
Figura - 3.110 Montaje de circuito impreso final	104
Figura - 3.111 Ubicación del integrado LM317 en la capa superior	105
Figura - 3.112 Distribución de canales analógicos PIC 16F877A	106
Figura - 3.113 Normalización de adquisición. Matlab	108
Figura - 3.114 Posibles posiciones de la prótesis para el análisis de corrientes	110
Figura - 3.115 Sistema de control lazo cerrado	111
Figura - 3.116 Sistema de control lazo abierto	111
Figura - 3.117 Respuesta al escalón	112
Figura - 3.118 Sistema de control configuración paralelo	113
Figura - 3.119 Diagrama de flujo	114
Figura - 3.120 Galga extensiométrica sobre la superficie frontal de los dedos	117
Figura - 3.121 Tamaño de MAKI con respecto al usuario	119
Figura - 3.122 MAKI Agarre circular	119
Figura - 3.123 MAKI Agarre palmar	119

Figura - 3.124 MAKI Agarre lateral	120
Figura - 3.125 MAKI manejo de bebidas	120

LISTA DE TABLAS

	<u>Pág.</u>
Tabla 1.1 Clasificación de los movimientos	3
Tabla 2.1 Materiales Inteligentes	38
Tabla 2.2 Datos técnicos PMMA	39
Tabla 2.3 Datos técnicos de la Poliamida 6	39
Tabla 2.4 Datos técnicos del bronce	39
Tabla 3.1 Características de transductores de señales biológicas (EMG)	63
Tabla 3.2 Características del transductor de presión (galgas extensiométricas) ...	64
Tabla 3.3 Características del transductor de proximidad (óptico)	65
Tabla 3.4 Definición de parámetros de selección	66
Tabla 3.5 Parámetros de funcionamiento transductor QRB1114	67
Tabla 3.6 Posición horizontal de socket	70
Tabla 3.7 Valores de distancias verticales	70
Tabla 3.8 Valores de distancias sujetando manualmente el modelo de socket	71
Tabla 3.9 Parámetros de funcionamiento LM324AM	72
Tabla 3.10 Comparación entre los modelos de actuador PQ12	77
Tabla 3.11 Característica de actuador PQ12	78
Tabla 3.12 Consumo de corriente nominal	78
Tabla 3.13 Valores de verdad integrado L293DD	80
Tabla 3.14 Parámetros de funcionamiento del L293DD	80
Tabla 3.15 Desplazamiento en función de la alimentación	82
Tabla 3.16 Corrientes de funcionamiento actuador PQ12	83
Tabla 3.17 Voltaje de retroalimentación en función de la distancia	83
Tabla 3.18 Comportamiento del actuador de acuerdo al cierre de los dedos	86

Tabla 3.19	Descripción de salidas para el control	88
Tabla 3.20	Consumos del circuito de control y sus componentes electrónicos	92
Tabla 3.21	Consumos del circuito para la recarga	95
Tabla 3.22	Factores de normalización por cada dedo	109
Tabla 3.23	Parámetros de planta	114
Tabla 3.24	Valores de prescaler	116
Tabla 3.25	Movimiento en función de los datos lógicos.	118
Tabla 4.1	Descripción de materiales del primer prototipo	122
Tabla 4.2	Descripción de maquinaria utilizada	122
Tabla 4.3	Descripción de herramientas del prototipo	123
Tabla 4.4	Descripción de costos de diseño y construcción del primer prototipo ..	123
Tabla 4.5	Descripción de costos adicionales del primer prototipo	123
Tabla 4.6	Descripción de costos totales del primer prototipo	124
Tabla 4.7	Descripción de materiales del segundo prototipo	124
Tabla 4.8	Descripción de maquinaria del segundo prototipo	125
Tabla 4.9	Descripción de herramientas del segundo prototipo	125
Tabla 4.10	Descripción de diseño y construcción del segundo prototipo	125
Tabla 4.11	Descripción de costos adicionales segundo prototipo	126
Tabla 4.12	Descripción de costos totales del segundo prototipo	126
Tabla 4.13	Descripción de costos de materiales de una sola prótesis	127
Tabla 4.14	Descripción de costos de la maquinaria utilizada de una sola prótesis ..	127
Tabla 4.15	Descripción de costos de herramientas de una sola prótesis	128
Tabla 4.16	Descripción de costo de servicio contratado de una sola prótesis	128
Tabla 4.17	Descripción de costos de construcción de una sola prótesis	128
Tabla 4.18	Descripción de costos adicionales de una sola prótesis	129
Tabla 4.19	Descripción del costo total de construcción de una sola prótesis	129
Tabla 4.20	Descripción del costo de diseño de una sola prótesis	129
Tabla 4.21	Descripción del costo total de una sola prótesis	130

1 MECÁNICA ARTICULAR DE LA MANO HUMANA

1.1 Introducción

La mano del hombre considerada una herramienta mecánica y sensitiva [1][2], la misma que nos provee información táctil del entorno externo del ser humano, es el principal órgano para la manipulación física, por ello el sentido del tacto se asocia inmediatamente con las manos, en el presente capítulo se aborda temas sobre la mano humana, las partes que la conforman, y su utilización en diferentes tareas que el ser humano las realiza.

Los movimientos, reacciones y el autocontrol, que realiza la mano humana sin duda alguna están relacionadas con un órgano muy complejo que es el cerebro humano, siendo el centro del sistema nervioso [3] por ello se habla de la mano humana y su correlación con el cerebro.

Al ser la mano humana un instrumento de trabajo, nos enfocaremos en un tema muy importante como la anatomía¹, ya que es de vital importancia conocer la estructura conformada por los huesos, así como también el funcionamiento de las articulaciones y músculos, que son indispensables para efectuar el movimiento del miembro.

La mano humana al ser una herramienta sensitiva [1], también se habla sobre el sistema sensorial somático, ya que gracias al mismo podemos sentir, palpar y experimentar situaciones agradables como desagradables [2] [4], presentes en el entorno externo del ser humano.

Al ser la mano un miembro de vital importancia para el desenvolvimiento de los seres humanos en el entorno social, también se habla sobre la amputación de la misma y como afecta no tener un miembro, así como la sustitución del miembro por otra llamada prótesis, la misma que tratara de emular en un porcentaje a la mano humana.

¹Ciencia encargada del estudio del cuerpo humano de forma integral y completa.

1.2 La mano humana

La mano humana encargada de distinguir objetos en función del tacto [5], es el órgano situado en la extremidad superior, del cuerpo humano, siendo una herramienta versátil y una de las partes más importantes, capaz de ejecutar manipulaciones delicadas y precisas debido a una gran sensibilidad de terminaciones nerviosas en cada uno de los dedos, conocidas como yema de los dedos, pudiendo así efectuar un sinnúmero de movimientos y distintos tipos de prensiones para poder sujetar diversas formas geométricas de objetos, necesarios para la supervivencia del ser humano y su correlación con el ambiente [3] [4].

La mano comprende desde la muñeca hasta la punta de los dedos (yema de los dedos), pasando por la palma. La mano está formada por la palma y el dorso, con cinco dedos llamados [3].

- * **Pulgar.**
- * **Índice.**
- * **Corazón o Medio.**
- * **Anular.**
- * **Meñique.**

Cada dedo está formado por una uña y nudillos (Figura 1.1).

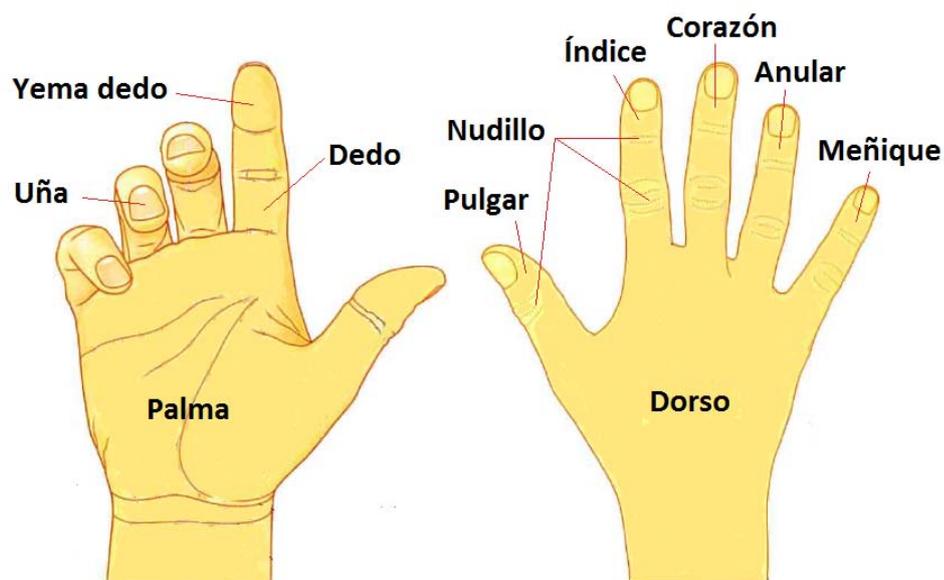


Figura 1.1: Partes de la mano humana. Adaptada de [1][6].

Entre los cinco dedos cada uno tiene su función, pero el dedo pulgar lo podemos situar enfrente del resto de los dedos, permitiendo hacer pinza para agarrar los objetos fácilmente [7], al tener la facilidad de rotar libremente 90° , perpendicularmente a la palma con relación a los otros cuatro dedos, que tienen la capacidad de rotar cerca de 45° [8], por ello es considerado el dedo de mayor funcionalidad y la pérdida del mismo reduce un 40% la capacidad de funcionalidad de la mano [9].

1.2.1 Usos de la mano humana

En general el principal uso de las manos es de sujetar y sostener objetos, sin embargo de estos se derivan muchos más por la gran capacidad de la mano humana para alcanzar movimientos versátiles, el científico Frank Gilbreth², realizó una clasificación de los movimientos fundamentales de las manos que desarrolla un ser humano común y corriente, los mismos que fueron denominados Therblig³ [10] (Tabla 1.1).

Therblig	
N°	Movimiento
1	Buscar
2	Seleccionar
3	Sujetar
4	Alcanzar
5	Mover
6	Sostener
7	Soltar
8	Colocar en posición
9	Precolocar en posición
10	Inspeccionar
11	Ensamblar
12	Desensamblar
13	Usar
14	Retraso Inevitable
15	Retrazo Evitable
16	Planear
17	Descansar

Tabla 1.1: Clasificación de los movimientos Therblig. Adaptada de [10].

De estos 17 movimientos que clasifica Frank Gilbreth, se han seleccionado los más importantes.

²Fue ingeniero estadounidense, quien en colaboración de su esposa, Lillian Evelyn Gilbreth, ideó los procesos para estructurar trabajos en segmentos establecidos, considerando tiempo y movimiento.

³Llamado así a cada uno de los 17 movimientos fundamentales que clasificó Frank Gilbreth.

- * **Sujetar:** movimiento que efectúa la mano para atrapar un objeto cerrando los dedos.
- * **Alcanzar:** movimiento que efectúa la mano al desplazarse y llegar a un objeto.
- * **Mover:** movimiento que se da, una vez que un objeto se alcanza y se sujeta, posteriormente se lo desplaza hacia otro lugar.
- * **Sostener:** movimiento que se lo realiza al haber sujetado un objeto y mantenerlo en una misma posición.
- * **Soltar:** movimiento que se da lugar cuando los dedos se separan de un objeto, hasta quedar suelto.

1.3 La mano y la mente humana

Como seres humanos utilizamos nuestras manos para realizar un sin número de actividades, todo lo que la mente humana puede imaginarse, es por ello que decimos que la mano humana es donde la mente encuentra al mundo.

Una de las grandes diferencias de la mano humana con las de las otras especies que también tienen manos de cinco dedos, es el cerebro humano, el mismo que necesita de la mano humana para comunicarse, y efectuar un interfaz con el medio que lo rodea.

La mano humana al ser un receptor sensorial muy sensible y preciso, es el educador de la vista y del cerebro permitiendo controlar e interpretar las informaciones [4], como por ejemplo las nociones de superficie, espesor, distancias, peso, temperatura, etc.

Finalmente decimos que la mano humana junto con el cerebro forma un par funcional indisociable⁴, en donde cada parte reacciona sobre la otra generando una interrelación única otorgándole capacidad de modificar la naturaleza según sus propias intenciones e imponerse al resto de especies existentes sobre la tierra [3].

Decimos que la habilidad de mano humana encargada de realizar la mayor parte de actividades, como la escritura, alimentación, etc. está controlada por el hemisferio cerebral del lado contrario, es decir en un ser humano que sea derecho, predomina el hemisferio cerebral izquierdo y en un ser humano que sea izquierdo, predomina el hemisferio cerebral derecho (Figura 1.2), siendo un rasgo personal [11].

⁴Dícese de lo que no se puede separar o disociar.

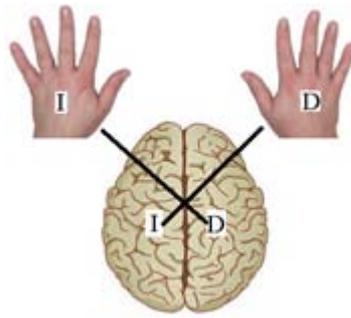


Figura 1.2: Predominio de los hemisferios del cerebro en las manos. Adaptada de [11].

1.4 Anatomía de la mano humana

La mano humana constituida por la palma, (en su interior se encuentran los huesos metacarpianos) los cinco dedos, y finalmente la muñeca (en su interior se encuentran los huesos del carpo), y está unida al antebrazo (Figura 1.3). Además la mano está compuesta de diversos, músculos y ligamentos permitiéndole así la ejecución de movimientos de gran precisión [3].

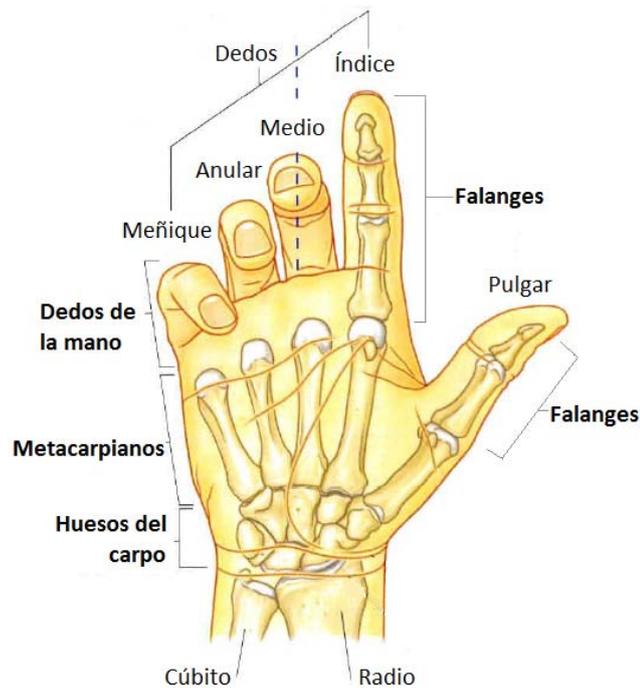


Figura 1.3: Huesos que constituyen la mano humana. Adaptada de [1].

1.4.1 Huesos de la mano humana

La mano está formada por 27 huesos [8], (Figura 1.4):

* 8 en el Carpo.

* 5 Metacarpianos.

* 14 Falanges.

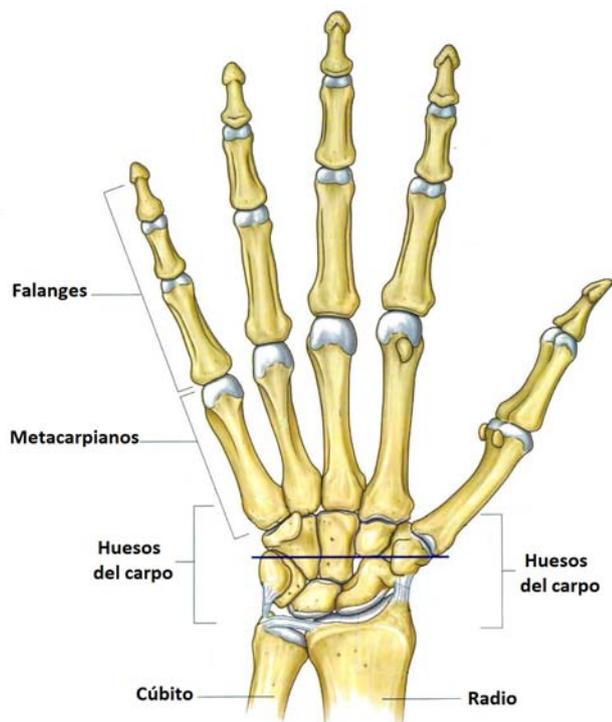


Figura 1.4: Huesos que forman la mano humana. Fuente [8].

1.4.1.1 Huesos del Carpo

Los huesos del carpo son ocho, (Figura 1.5) organizándose en dos filas:

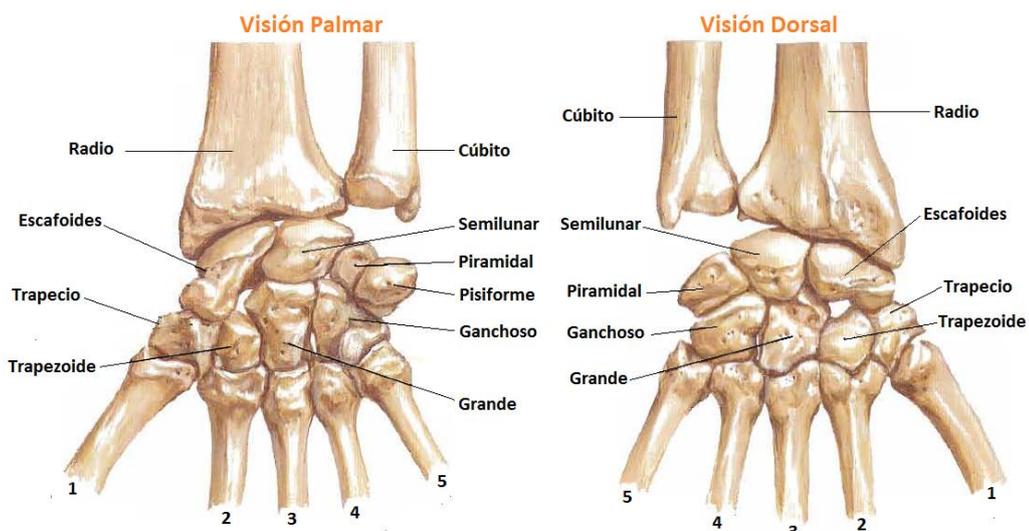


Figura 1.5: Huesos del carpo. Adaptada de [12].

* **Huesos de la fila proximal:** Escafoides, semilunar, piramidal y el pisiforme.

* **Huesos de la fila distal:** Trapecio, trapezoide, grande y el ganchoso.

Estos huesos forman la muñeca de la mano humana, los mismos que conectan en una a los huesos del antebrazo, (el radio, cúbito) y articulado por medio de ligamentos de la muñeca [1].

1.4.1.2 Huesos del Metacarpo

Los huesos del metacarpo forman la palma de la mano, constituida por cinco huesos metacarpianos (Figura 1.6), que salen de la segunda fila de los huesos del carpo y articulados con las falanges proximales y separados por un espacio llamado interóseo⁵ [8].

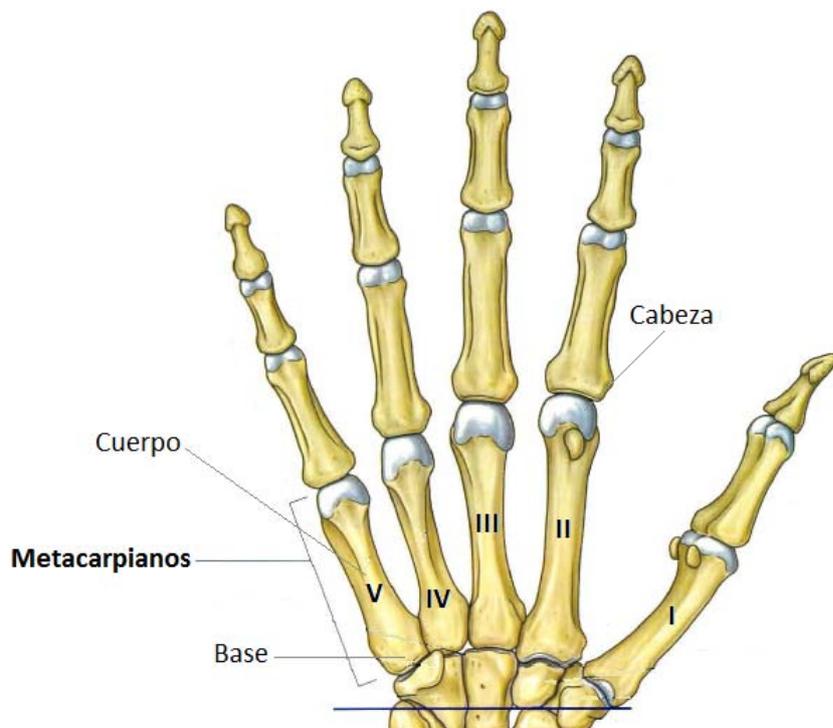


Figura 1.6: Huesos metacarpianos. Adaptada de [1] [8].

Los huesos del metacarpo tienen el nombre de:

* **1^{er} Metacarpiano**

* **2^{do} Metacarpiano**

⁵Denominado al espacio que existe entre las articulaciones de la segunda fila de los huesos del Carpo y los huesos del Metacarpo.

* 3^{er}o Metacarpiano

* 4^{to} Metacarpiano

* 5^{to} Metacarpiano

Como se muestra en la Figura 1.6, los huesos metacarpianos son largos, formados por:

* El cuerpo.

* Base.

* Cabeza.

1.4.1.3 Falanges

Los falanges o también conocidos como huesos digitales son catorce dividiéndose de la siguiente manera, en el pulgar dos falanges, y en el resto de dedos tres falanges cada uno [1] (Figura 1.7). Y se les conoce como:

* Falange proximal.

* Falange media.

* Falange distal.

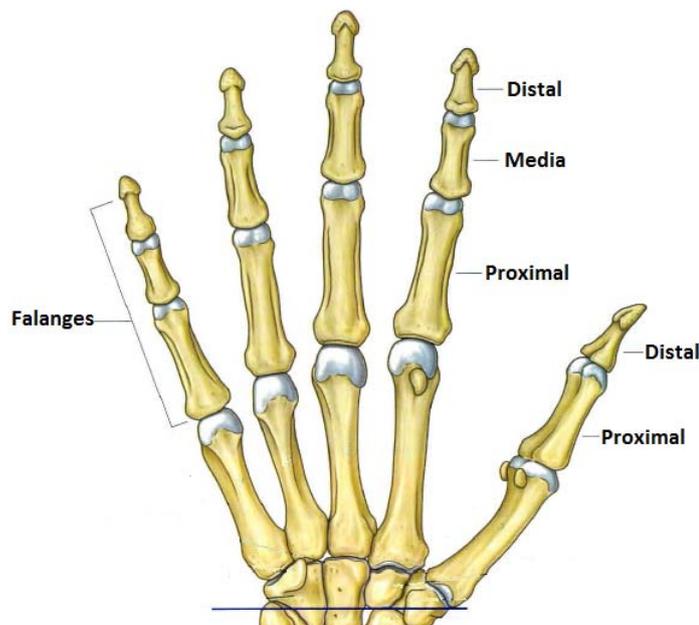


Figura 1.7: Falanges de la mano humana. Adaptada de [1].

Como se observa en la Figura 1.7 el dedo pulgar no consta con la falange media.

1.4.2 Músculos de la mano humana

El músculo tiene la característica de ser contráctil⁶, teniendo como función generar fuerza en movimiento en colaboración de los huesos y tendones [13].

Los músculos de la mano están formados por los extrínsecos e intrínsecos [1] [4].

- * Los músculos extrínsecos que se originan en el antebrazo y se insertan en la mano, son los que desempeñan una función de agarre potente, y están formados por los flexores extrínsecos y extensores extrínsecos.
- * Los músculos intrínsecos se localizan en la mano y proporcionan esencialmente movimientos de precisión (agarre preciso) entre los dedos y el pulgar, y están formados por el aductor del pulgar, los interóseos, los músculos tenar, los músculos de eminencia hipotenar, el palmar corto y los lumbricales.

Los músculos y tendones existentes en la mano humana son los encargados de realizar los movimientos de los dedos y de que vuelvan a su posición inicial (Figura 1.8) y lo más importante que otorgan estabilidad a los dedos [4].

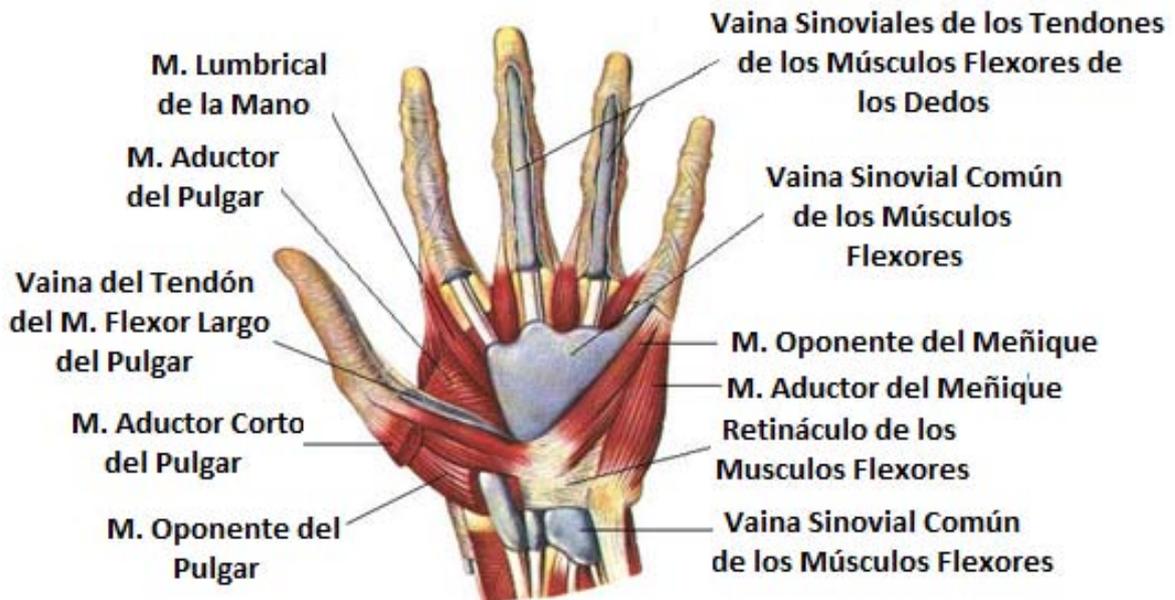


Figura 1.8: Músculos de la mano humana. Adaptada de [12].

⁶Dícese de la capacidad de contraerse con facilidad.

1.4.3 Articulaciones de la mano humana

Las articulaciones de la mano humana son las que nos permiten producir movilidad, estabilidad y elasticidad a los huesos de la mano humana, y se clasifican en las siguientes articulaciones [1] [8]:

- * Articulaciones en la muñeca.
- * Articulaciones del Carpo.
- * Articulaciones Carpometacarpianas.
- * Articulaciones Metacarpofalángicas.
- * Articulaciones Interfalángicas.

1.4.3.1 Articulaciones en la muñeca

La articulación en la muñeca es una articulación sinovial⁷ que se produce entre el extremo distal del radio y el disco articular situado en el extremo distal del cubito y los huesos escafoides, semilunar y piramidal [1] [8], (Figura 1.9).

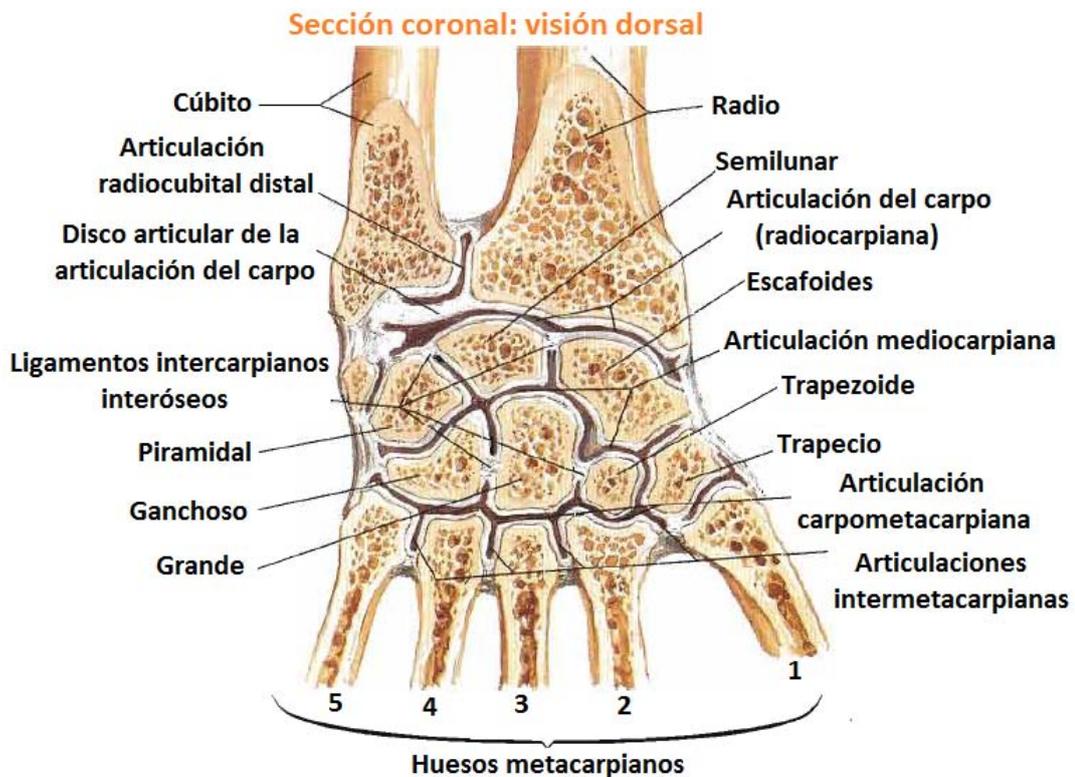


Figura 1.9: Articulaciones de la muñeca. Fuente [12].

⁷Es un líquido o fluido viscoso y claro que se encuentra entre las articulaciones.

Esta articulación nos permite realizar movimientos en dos ejes es decir la mano puede abducir, aducir, flexionar y extender [14].

1.4.3.2 Articulaciones del Carpo

Las articulaciones del carpo también son sinoviales y se producen entre los huesos del carpo, los mismos que se encuentra reforzados por varios ligamentos [12] [8], (Figura 1.9).

El movimiento de las articulaciones del carpo (intercarpianas) son limitadas, pero ayudan al desplazamiento de la mano durante la abducción, aducción, flexión y en especial durante la extensión [1].

1.4.3.3 Articulaciones Carpometacarpianas

Existen cinco articulaciones carpometacarpianas que se dan entre los huesos metacarpianos y los huesos del carpo [12], (Figura 1.9).

En el primer metacarpiano y el trapecio se forma la articulación llamada silla de montar que permite una gran amplitud de movimientos al dedo pulgar, como flexión, extensión, abducción, aducción, rotación y circunducción. Las demás articulaciones permiten movimientos limitados de desplazamiento [1] [8].

1.4.3.4 Articulaciones Metacarpofalángicas

Las articulaciones metacarpofalángicas se producen entre los metacarpianos y las falanges proximales de los dedos, son articulaciones que permiten la flexión, extensión, abducción, aducción, circunducción y una rotación limitada [1] [8], (Figura 1.10).

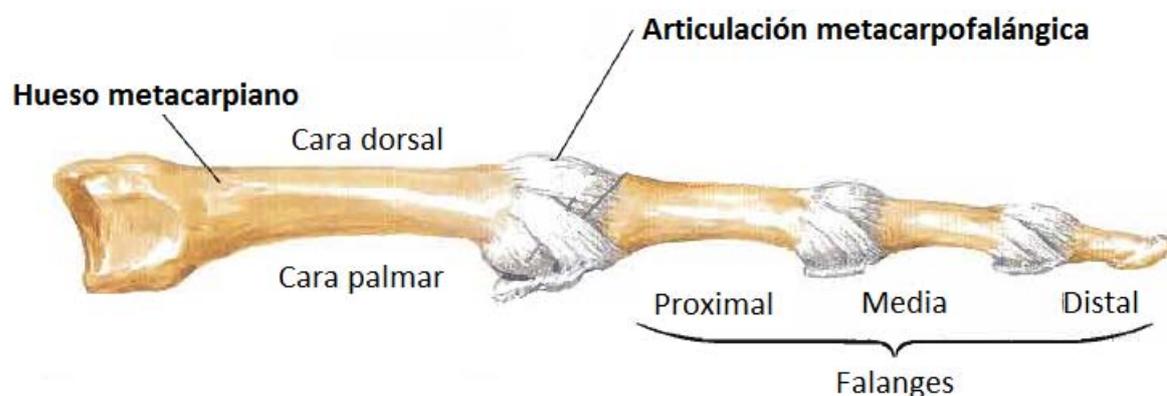


Figura 1.10: Articulación Metacarpofalángica. Fuente [12].

1.4.3.5 Articulaciones Interfalángicas

Las articulaciones interfalángicas de la mano se producen entre las falanges de los dedos, tiende a cumplir la función de bisagra permitiendo primordialmente los movimientos de flexión y extensión [4][8].

Las articulaciones interfalángicas pueden ser: articulación interfalange distal y articulación interfalange proximal [4], (Figura 1.11).



Figura 1.11: Articulaciones de las falanges. Fuente[15].

1.4.4 Sistema sensorial somático

El sistema sensorial somático nos brinda las experiencias agradables y desagradables, por ello la sensibilidad somática es la encargada de que el cuerpo sienta, experimente dolor, escalofríos, etc. Es sensible a estímulos externos como la presión de objetos contra la piel, posición de músculos y temperatura del cuerpo, etc [4].

Los receptores del sistema sensorial están distribuidos por todo el cuerpo y son capaces de responder a varios estímulos diferentes, codificando factores como la intensidad, duración, posición, velocidad, etc clasificando un grupo de cuatro sentidos [4] [13].

* Tacto.

* Temperatura.

* Posición de partes del cuerpo.

* Dolor.

1.4.4.1 Mecanorreceptoras

Son receptores sensibles a la deformación física, y forman la mayor parte del sistema sensorial somático [13].

Al distinguir los dos tipos de piel del ser humano, la piel lampiña⁸, y la piel hirsuta⁹, las mecanorreceptoras son diferentes [4], (Figura 1.12), las mecanorreceptoras de la yema del dedo.

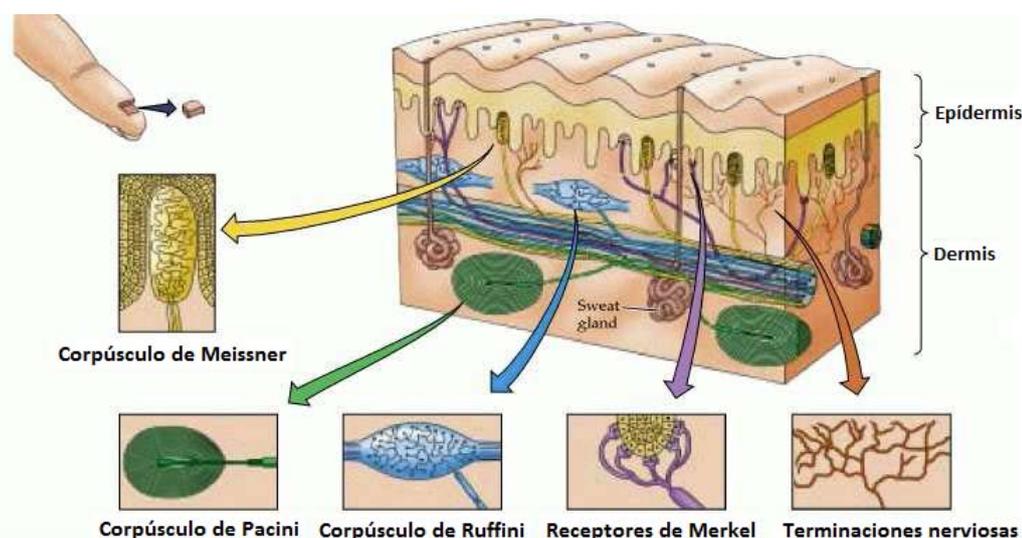


Figura 1.12: Mecanorreceptoras del dedo. Fuente [13].

A continuación describimos una visión general de las funciones de cada mecanorreceptor [4] [13].

- * **Corpúsculo de Pacini:** es el que responde al tacto y a las vibraciones.
- * **Terminaciones de Ruffini:** localizadas en la piel con bello, responden a la elongación de la piel y posturas en las articulaciones distales de los dedos finalmente responsables de la sensibilidad tacto - presión. Constituyen el 19% de las unidades táctiles de la mano.
- * **Corpúsculos de Meissner:** localizados en la planta de los pies y en la palma de las manos, responden al tacto y permiten la discriminación táctil de dos puntos. Constituyen el 43% de las unidades táctiles de la mano.

⁸Piel que no tiene bello y aparece en la palma y yema dedos.

⁹Piel que aparece en el dorso y brazos de la mano.

- * **Receptores de Merkel:** son células capaces de actuar como receptores sensitivos al existir presión sobre la palma de la mano. Constituyen el 25% de las unidades táctiles de la mano.
- * **Mecanorreceptores de los Folículos pilosos:** responden al tacto detectando el movimiento de objetos sobre el cuerpo o el primer contacto.

1.4.4.2 Termorreceptoras

La mayor parte de células son sensibles a la temperatura, ya que de ello depende el funcionamiento del cuerpo humano, y el cerebro en especial que requiere temperaturas estables a diferencia de otras partes del cuerpo [13].

También existen células que no son termorreceptoras, pudiendo diferenciarlas en detectoras de calor ($30^{\circ}\text{C} - 45^{\circ}\text{C}$) y de frío ($10^{\circ}\text{C} - 35^{\circ}\text{C}$) localizadas en la piel [4] [13].

Los receptores al calor son fibras amielínicas¹⁰ (tipo C) estimulándose cuando la temperatura de piel supera 30°C y al frío fibras mielínicas (tipo $A\delta$) estimulándose cuando la temperatura de piel menor de 37°C [4].

Esto se puede comprobar sencillamente colocando una mano en agua fría y caliente, al inicio la sensación del cambio de temperatura es muy notorio, pero después de un tiempo se adapta y la sensación disminuye [4], (Figura 1.13).

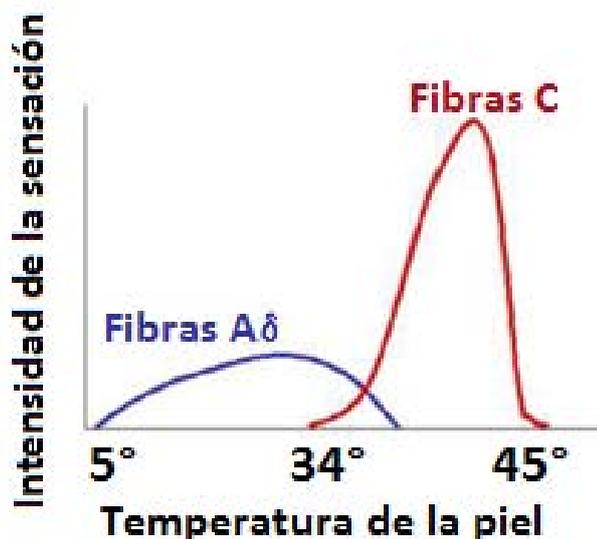


Figura 1.13: Respuesta de los termorreceptores. Fuente [4].

¹⁰Posesen una capacidad de conducción eléctrica mucho mayor que fibras mielínicas.

1.4.4.3 Proprioceptores

Los propioceptores nos proporcionan información sobre nuestro medio interno, es decir la posición relativa de los miembros del cuerpo, su movimiento y la rapidez, con la que se efectúa [13].

Esta sensibilidad es fundamental para orientar los movimientos y para el conocimiento de las posiciones de nuestras extremidades ayudándonos a explorar objetos.

1.4.4.4 Nociceptores

Los nociceptores nos proporcionan la sensación de dolor, siendo de vital importancia para la sobrevivencia del ser humano ya que actúa como mecanismo de alarma detectando situaciones anormales [13].

Estos están ubicados en todo el cuerpo, menos en el cerebro y detectan estímulos de varios tipos [4]:

- * **Mecánicos:** presión excesiva, en especial de objetos punzantes
- * **Térmicos:** calor y frío extremos.
- * **Químicos:** pH excesivo, determinados iones o sustancias neuroactivas, etc.

1.5 Amputación de un miembro

Una amputación es consecuencia de la pérdida de una extremidad ya sea esta superior e inferior, debido a varias causas como:

- * Una lesión accidental.
- * Una enfermedad congénita.
- * Una operación quirúrgica.

La pérdida de la mano humana es un evento traumático que conlleva a repercusiones psicológicas como la disminución en la autoestima del afectado, en vista que esta deficiencia en el cuerpo altera la imagen, es por ello que tendrá una pérdida de la locomoción¹¹,

¹¹En términos específicos, hace referencia al movimiento que realiza una persona, un animal, un microorganismo, un aparato o máquina

generando cambios en sus hábitos como la escritura, tocar un instrumento, el dibujo, la cocina, etc [4] [13].

La cirugía de amputación de mano actual tiene como objetivo conservar la longitud del muñón y obtener un buen curado, como también es recomendable la colocación inmediata de una prótesis, esta ayuda a generar ventajas como rehabilitación física y psicológica; ya que el afectado evita un periodo sin extremidad de esta manera hace frente a la restauración funcional y acepta el dispositivo extraño [13].

La amputación del miembro superior se distingue de acuerdo a un nivel de amputación [4], (Figura 1.14).

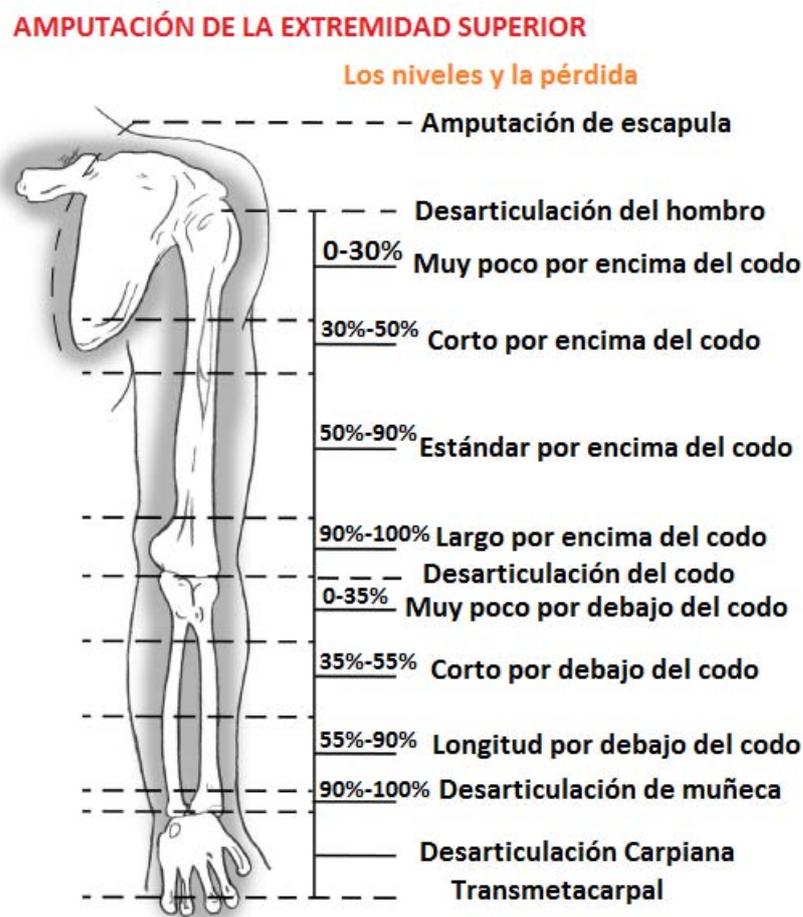


Figura 1.14: Niveles de amputación de miembro superior. Adaptada de [13].

1.6 Sustitución de la mano

Son muy variadas las funciones que realiza la mano humana, es decir no solamente son la del tacto y la de prensión de objetos, existen otras funciones las cuales son un factor indispensable en la vida cotidiana del ser humano [4], como podemos citar algunas:

- * Ser parte fundamental del sistema sensorial.
- * Expresarse a través de gestos.
- * La función cotidiana de llevarse los alimentos a la boca.
- * Las funciones emocionales en acariciar.
- * Funciones para defenderse de alguna situación de peligro.
- * Realizar una higiene corporal.

De esta manera la mano se considera como un órgano sensorial ya que posee corpúsculos sensibles dirigidos por el cerebro [13], encargados de responder a distintos entornos presentes en el ambiente, y poder realizar maniobras voluntarias de manipulación y palpación, es por ello que la correlación cerebro y mano humana son únicas y insustituibles (Figura 1.15).

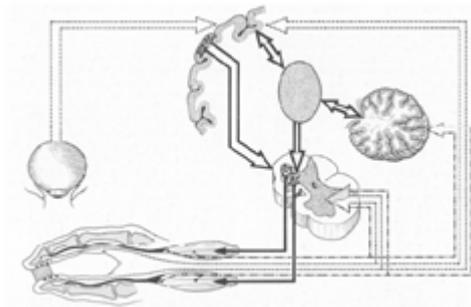


Figura 1.15: Sustitución de la mano. Fuente [4].

Debido a estos aspectos fundamentales y esenciales que la mano del ser humano desempeña, la sustitución se vuelve muy compleja, la llamada prótesis de mano debe cumplir con la mayoría de estos factores, ya que de esto dependerá la recuperación del afectado y que se acostumbre a su nueva mano.

2 ESTUDIO DEL ESTADO DE ARTE DE LAS PRÓTESIS DE MANO

2.1 Introducción

En este capítulo inicialmente se aborda el tema de los movimientos básicos y funcionales que realiza la mano humana, en el entorno de la sobrevivencia del ser humano, posteriormente se habla de las prótesis de mano en la historia de la humanidad, para ello se inicia con una reseña histórica de prótesis, de tal manera que se pueda tener una idea muy concisa de como pensaban en la antigüedad las primeras personas que realizaron prótesis, como también la evolución tecnológica que han ido adquiriendo a lo largo del tiempo, en cuanto a los avances tecnológicos que han llegado a tener en la actualidad.

En un mundo en donde la tecnología se desarrolla cada día, logrando así grandes avances para los seres humanos [9] [16], también se aborda el tema de los tipos de prótesis de mano humana que se han desarrollado en la historia de la humanidad, así como también la evolución tecnológica que han tenido en estos últimos años.

También se aborda un tema de gran importancia como: las dimensiones y forma antropométrica de la mano humana, indispensables para obtener un diseño con forma y estética favorable para el usuario, realizando una clasificación de las medidas más importantes a considerar en el diseño del prototipo final.

Finalmente se habla de la factibilidad de materiales en la construcción de prótesis de mano, teniendo en cuenta; propiedades, mecanizado y disponibilidad en el mercado que nos ayudaran a garantizar la construcción del prototipo final.

El análisis de todos estos temas de gran importancia ayudan a analizar los movimientos y restricciones, que vamos a conseguir con nuestra propuesta de diseño de la prótesis de mano humana.

2.2 Análisis de los movimientos básicos de la mano

Como se analizó en el capítulo anterior, la mano humana es una herramienta extraordinaria, tanto mecánicamente como sensitivamente [1] [2], que tiene la capacidad de realizar un sinnúmero de acciones debido a la presión su principal función, otorgándole la capacidad de realizar movimientos globales únicos extensos y fuertes que se efectúan en los tres planos del espacio [8].

La mano humana, que juntamente con la disposición única del dedo pulgar se mueve y desplaza en dos planos, puede estar en línea con los demás dedos y además puede girar a un plano opuesto a los mismos, logrando de esta manera una postura adecuada para una perfecta presión de agarre de objetos [14] [5].

2.2.1 Movimientos básicos de la mano

La articulación de muñeca consta de dos grados de libertad [14] y los movimientos que realiza son los siguientes [1]:

- * Flexión y Extensión.
- * Aducción y Abducción.

En la Figura 2.1 se representan los movimientos que permiten colocar a la mano en diferentes posiciones:

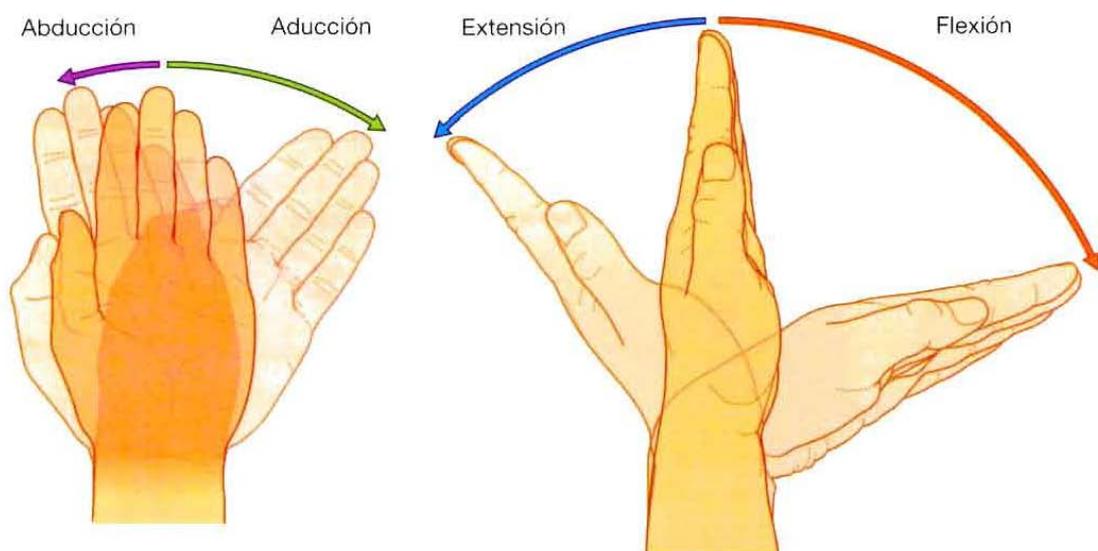


Figura 2.1: Movimientos en la muñeca de la mano humana. Fuente [1].

Los movimientos de flexión y extensión de la mano humana alcanzan una amplitud de 85° , y los movimientos de aducción y abducción alcanzan una amplitud de 45° y 15° respectivamente, dependiendo del ser humano [14], (Figura 2.2).

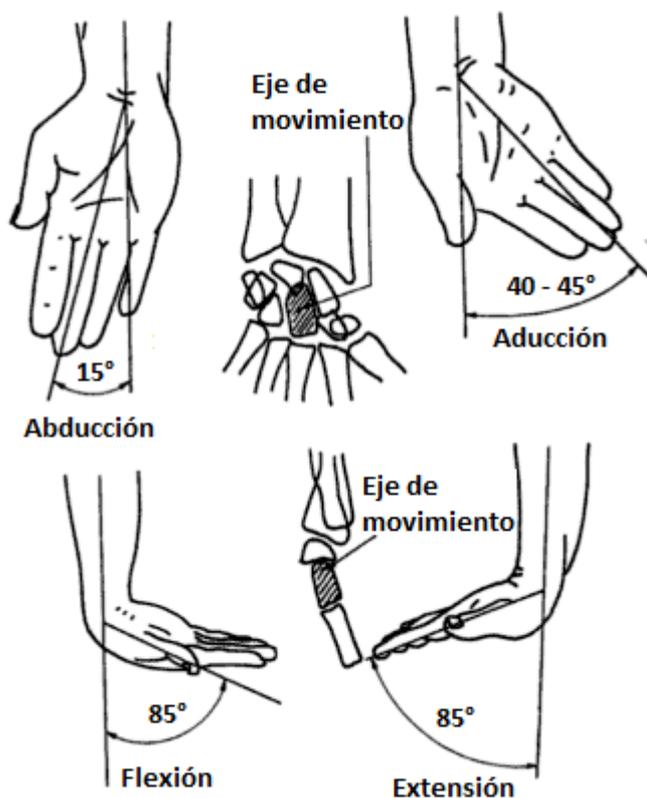


Figura 2.2: Amplitud de movimiento en la muñeca de la mano humana. Fuente [14].

2.2.2 Movilidad de los dedos

Los movimientos que nos proporcionan los dedos de la mano humana se producen gracias a la articulación metacarpofalangeal, entre el falange proximal y los huesos metacarpianos, en este caso existe tres grados de libertad [14], y los movimientos que realizan son los siguientes [1]:

* **Flexión y Extensión**

* **Aducción y Abducción**

En la Figura 2.3 se representa los movimientos que realiza los dedos de la mano humana en diferentes posiciones.

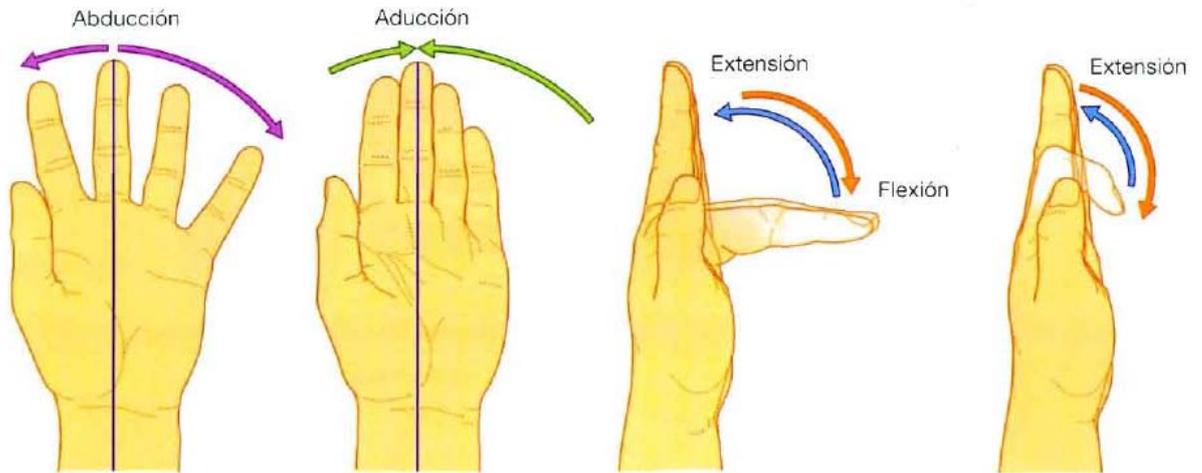


Figura 2.3: Movimientos de los dedos de la mano humana. Fuente [1].

Como se observa en la Figura 2.3 los movimientos de aducción y abducción son limitados, en comparación de los movimientos de flexión y extensión que tienen como función abrir y cerrar los dedos.

En la Figura 2.4 se muestra la amplitud de movimientos de aducción (b) y abducción (a) que realiza los dedos de la mano humana.

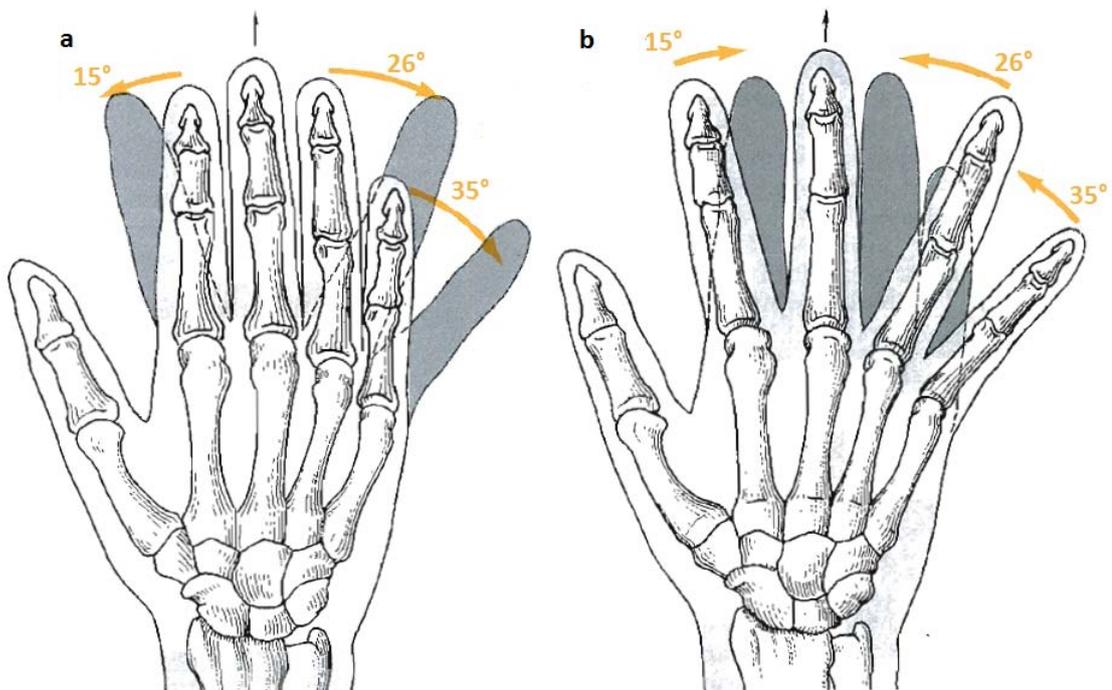


Figura 2.4: Amplitud de movimientos en los dedos. Fuente [8].

En la Figura 2.5, se tiene la amplitud de los movimientos de flexión y extensión que realiza el dedo índice de la mano humana.

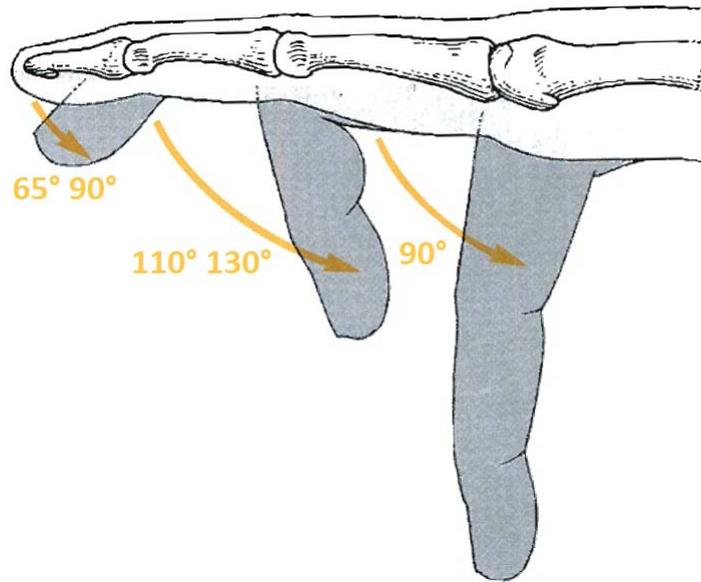


Figura 2.5: Amplitud de movimiento del dedo índice. Fuente [8].

En la Figura 2.6 se muestra la amplitud de flexión de los cuatro dedos de la mano humana cuando se encuentra cerrada haciendo puño.

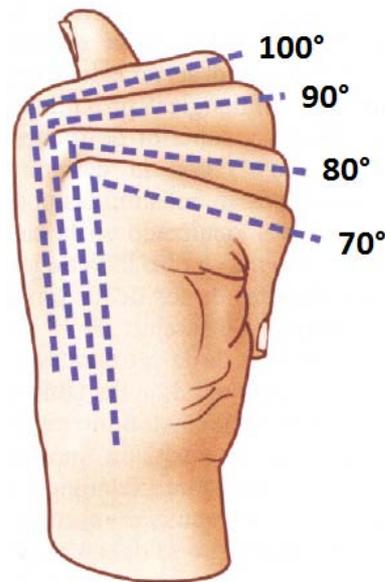


Figura 2.6: Amplitud de movimiento de dedos. Fuente [3].

El dedo pulgar realiza movimientos excepcionales e indispensables de cierre y rotación gracias a la articulación de su metacarpo, permitiéndole que juntamente con los otros dedos atrapar objetos y mantenerlos con seguridad. Se considera principalmente un agente de oposición a los otros dedos, para efectuar la pinza, es decir forman un complemento ideal para realizar movimientos precisos, sin el dedo pulgar los movimientos son globales, finalmente el pulgar realiza los siguientes movimientos [8] [4] [15]:

- * Flexión y Extensión.
- * Aducción y Abducción.
- * Oposición

En la Figura 2.7 (a) se presenta la amplitud de movimientos en la aducción, donde el dedo pulgar se dirige hacia el dedo índice, en la Figura 2.7 (b) se presenta la abducción, donde el dedo pulgar se separa del dedo índice.

En la Figura 2.7 (c) se presenta la amplitud de movimientos en la flexión, y en la Figura 2.7 (d) la oposición del dedo pulgar con el meñique.

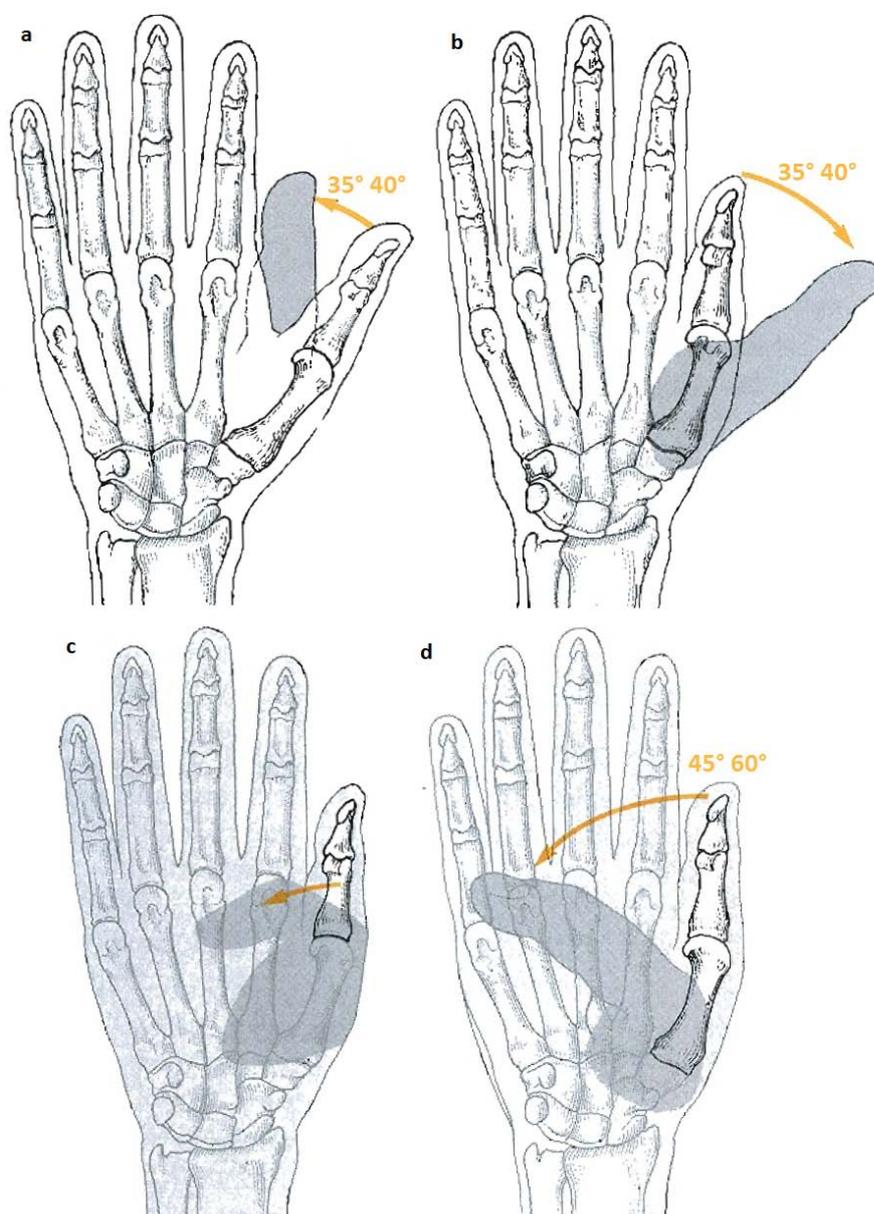


Figura 2.7: Amplitud de movimientos del dedo pulgar. Fuente [8].

2.2.3 Modos básicos de presión en objetos

Los diferentes tipos de agarre o presión, fueron determinados por SCHLESINGER, en el año de 1919, el cual los clasificó de la siguiente manera: cilíndricos, precisión, gancho, de yemas, esféricos y laterales. En el año de 1956, NAPIER clasificó la presión de acuerdo a su potencia y precisión [17].

Para determinar el tipo de presión que se tiene, primero se verifica la posición del dedo pulgar (flexión, extensión, oposición, no oposición), por ejemplo si el pulgar está en oposición se puede tener agarres de potencia y precisión, caso contrario si se encuentra en no oposición, se puede tener agarres laterales y de gancho [4], (Figura 2.8).



Figura 2.8: Modos básicos de presión. Adaptada de [4] [3].

2.3 Prótesis en la historia de la humanidad

La fabricación de prótesis de mano es un acontecimiento que se ha venido realizando desde hace muchos años atrás [9][5]; ligado al avance tecnológico y al entendimiento de la biomecánica del cuerpo del ser humano, teniendo como finalidad ayudar a proporcionar algunas funciones pero jamás remplazar un miembro faltante del cuerpo del ser humano que se perdió por diferentes situaciones [18][19]; uno de los objetivos de la construcción de las mismas es mejorar la calidad de vida de las personas amputadas [20].

Para el diseño y construcción de una prótesis de mano se involucran varias áreas de la ingeniería mecánica y electrónica como: diseño de mecanismos, mecanizado de materiales, diseño del control, programación del control juntamente con el interfaz entre el hombre y máquina [18].

2.3.1 Reseña histórica

El uso de las primeras prótesis de miembro superior nos conduce a la antigua cultura egipcia, en el año 2000 a.C. [21], donde arqueólogos encontraron una momia egipcia, con una prótesis de mano que estaba sujeta al antebrazo [22].

Durante la segunda guerra Púnica (218 - 202 a. C.) se fabricó una prótesis de mano para el general romano Marcus Sergius, esta prótesis estaba fabricada de hierro, la misma que tenía como finalidad portar objetos pesados [23] [22].

Por el año 1400 a.C., se registró la prótesis de mano de Alt-Ruppin, que fue construida de hierro, la misma que tenía un pulgar rígido en oposición y dedos flexibles, con un mecanismo de trinquete y muñeca móvil [23], (Figura 2.9).

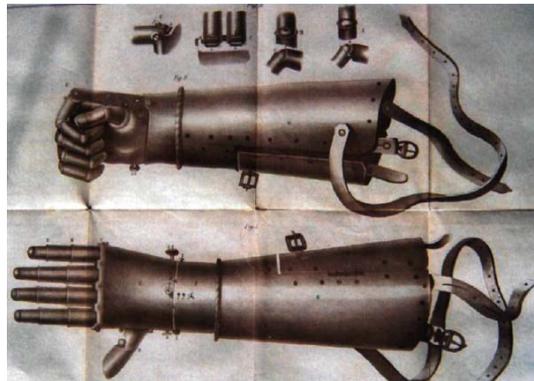


Figura 2.9: Mano de ALT-RUPPIN. Fuente [24].

En la búsqueda de mejoras en el siglo XVI, el médico militar francés Ambroise Paré, aportó considerablemente al desarrollo de prótesis, con el primer brazo artificial móvil a la altura del codo, llamado Le petit Loraine, con un mecanismo muy sencillo, para esa época [24], (Figura 2.10).

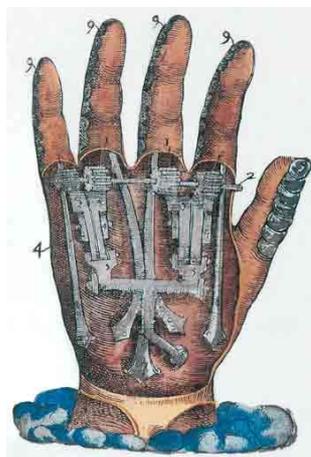


Figura 2.10: Brazo artificial móvil de AMBROISE PARÉ. Adaptada de [23].

Ya para el siglo XIX, se comienza a utilizar una variedad de materiales como el cuero, polímeros naturales, hierro, resortes y la madera, en la fabricación de prótesis de mano estéticas, así como también el desarrollo de nuevos mecanismos que faciliten los movimientos de los dedos en relación con nuevos elementos de transmisión, que permitirían la sujeción [7]. En la misma época el alemán Peter Beil, contribuye con un diseño de prótesis de mano, muy innovador que tiene las funciones de apertura y cierre de los dedos y controlado por los movimientos del hombro y el tronco [23] [24].

Posteriormente el Conde Beafort, da a conocer una prótesis de brazo con flexión en el codo, controlada al presionar una palanca contra el tórax, y para los movimientos del codo y mano, controlada aprovechando el hombro. La mano estaba formada por un pulgar móvil y un gancho, semejantes a los ganchos Hook [24], (Figura 2.11).

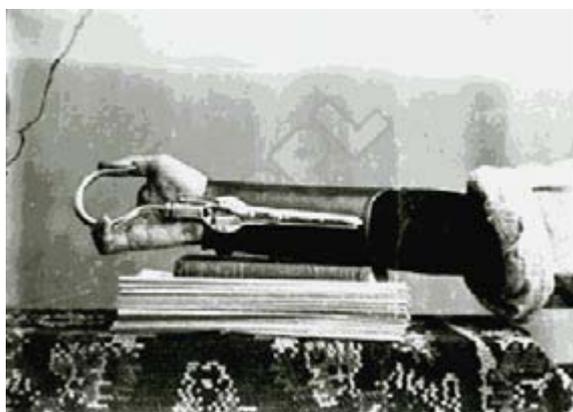


Figura 2.11: Prótesis de mano con pulgar móvil y gancho. Fuente [23].

2.3.2 Diseño de prótesis siglo XX

En el siglo XX, el médico francés Gripoulleau, quien fue el encargado de la construcción de diversos instrumentos como, ganchos y anillos metálicos, que remplazaban a la mano humana que de alguna manera devolvía los amputados el regreso a su vida laboral [24], (Figura 2.12).



Figura 2.12: Prótesis siglo XX. Fuente [22].

En Estados Unidos, por el año de 1912, Dorrance desarrollo el Hook (gancho), que es una prótesis de miembro superior, que permite abrir y cerrar los dedos, mediante movimientos de la cintura escapular, y por la acción de un tirante de goma [23], (Figura 2.13).



Figura 2.13: Prótesis con movilidad de dedos. Fuente [22].

Las prótesis de mano accionadas por contracción de los músculos, nace en Alemania, inventada por SAUERBRUCH, quien logro conectar el mecanismo de la mano artificial, a los músculos flexores del antebrazo [24].

En el año de 1946, nacen las prótesis neumáticas y eléctricas, que tenían un sistema de propulsión, cuyo movimiento se logra por algún agente externo al cuerpo [23].

Por el año de 1960 en Rusia, nacen las primeras prótesis de mando mioeléctrico, que funcionaban mediante potenciales extraídos durante la contracción de los músculos, y amplificados para el funcionamiento de la prótesis, las mismas que se fabricaban específicamente, para amputados de antebrazo [24].

2.3.3 Prótesis en la actualidad

En los últimos años se han desarrollado varios tipos de prótesis de miembro superior por varios científicos y investigadores, aportando conocimiento al desarrollo del futuro de las mismas.

La prótesis de miembro superior de Canterbury, (Figura 2.14) está constituida por un mecanismo de eslabones y actuadores lineales que tratan de simular a una mano humana, el mecanismo de eslabones tienen 2.25 GDL, el 0.25 (GDL) está dado por el mecanismo que sirve para extender los dedos, el mismo que es compartido por los cuatro dedos [23].

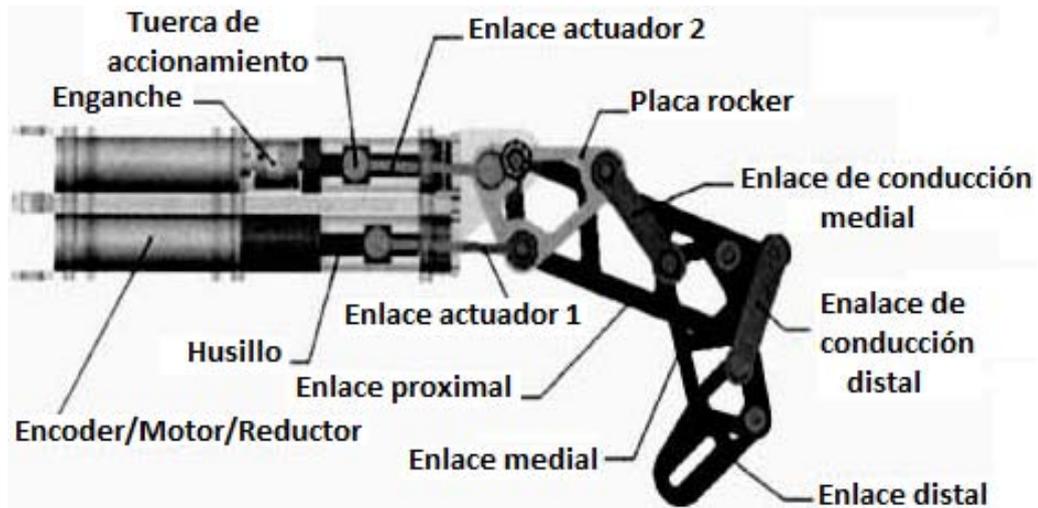


Figura 2.14: Prótesis de mano de Canterbury. Fuente [23].

Otra prótesis llamada el manipulador fue desarrollada en la Universidad de Reading por Harris Kyberd [24] (Figura 2.15) tienen un sistema de eslabones y sensores en las puntas para incrementar la precisión en la sujeción y con un control simplificado que permite una traslación directa y precisa.

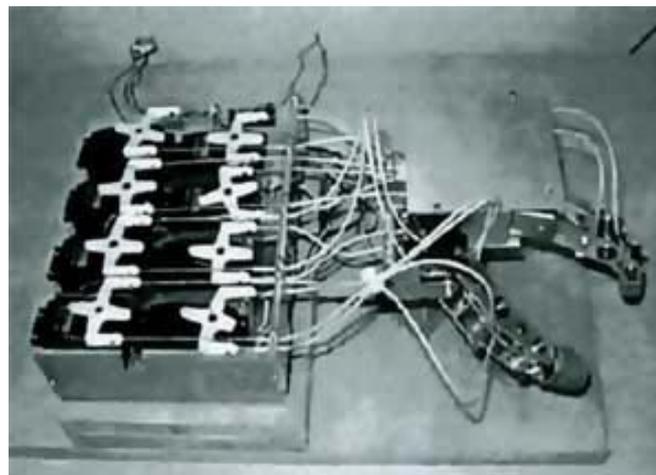


Figura 2.15: Manipulador construido en la Universidad de Reading. Fuente [23].

En la Figura 2.16, se tiene un manipulador antropomórfico que consta de trece grados de libertad, diseñado específicamente para funciones de tele operación. El movimiento es generado por medio de la implementación de servomotores y un controlador PID¹ para su correcto funcionamiento [24].

¹Es un mecanismo de control por realimentación que calcula la desviación o error entre un valor medido y el valor que se quiere obtener.

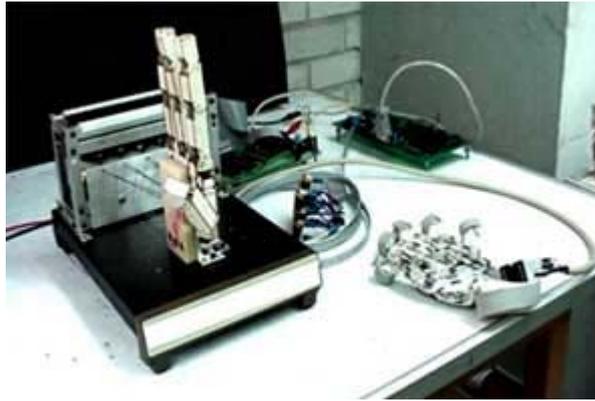


Figura 2.16: Manipulador antropomórfico de la U.N.A.M. Fuente [23].

2.4 Tipos de prótesis de mano

El desarrollo de prótesis de mano relaciona diferentes conocimientos basados en la fisiología, biomecánica humana, mecanizado de materiales, así como también el prototipo de mecanismos y la interfaz hombre-máquina.

En la elección de las prótesis a utilizar existen varios factores que influyen en la misma como; el nivel de amputación del que se trate, la funcionalidad de la misma y finalmente el factor económico [5] que es indispensable en el momento de adquirir la prótesis.

Existen varios tipos de prótesis de mano [25] [26] que se han desarrollado utilizando diferente tecnología y conocimientos como:

- * **Prótesis estéticas**
- * **Prótesis mecánicas**
- * **Prótesis eléctricas**
- * **Prótesis neumáticas**
- * **Prótesis mioeléctricas**
- * **Prótesis híbridas**

2.4.1 Prótesis estéticas

Las prótesis estéticas, conocidas como prótesis pasivas [13] [27], no tienen movimiento y solo cubren el aspecto estético del miembro amputado, en la fabricación de las mismas se

emplean polímeros como: PVC rígido, látex flexible o silicona [19] [28], estos materiales son empleados por ser más livianos y requieren menos mantenimiento, ya que no disponen de piezas móviles [4], (Figura 2.17).



Figura 2.17: Prótesis estéticas. Fuente [28].

2.4.2 Prótesis mecánicas

Las prótesis mecánicas cumplen funciones básicas como la apertura y cerrado de la mano, limitadas al agarre de objetos grandes y movimientos imprecisos [7][4], cuyos movimientos son netamente mecánicos provenientes de una señal obtenida por medio de otro miembro del cuerpo como el codo u hombro [19] [27] (Figura 2.18), para ello se implementa un arnés colocado en la espalda el cual generara la movilidad de la prótesis a través de una liga [23] [29] [30].

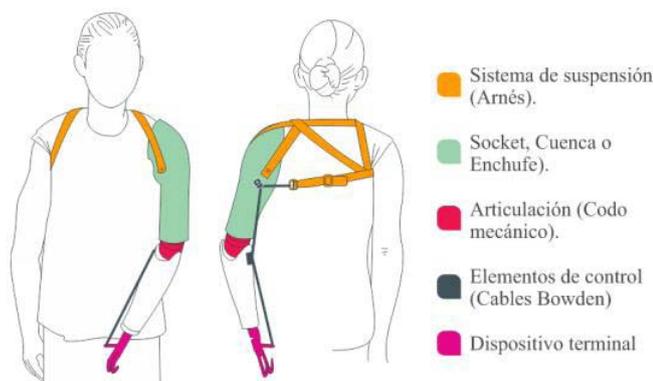


Figura 2.18: Elementos constitutivos de una prótesis mecánica. Fuente [29]

2.4.3 Prótesis eléctricas

Las prótesis eléctricas se basan en el uso de motores eléctricos, que pueden ser controlados por medio de servo controles, pulsantes o interruptores [19] [31], sus principales desventajas

son su reparación, su alto costo y su exposición a ambientes hostiles así como también su peso [7] [5] [32]. En la Figura 2.19 se observa una prótesis eléctrica de la compañía Otto Bock que tiene como principal ventaja el agarre de objetos rápidamente y con precisión de forma activa gracias a los sensores en los dedos [13][4].



Figura 2.19: Prótesis eléctrica de Otto Bock. Fuente [18].

2.4.4 Prótesis neumáticas

Las prótesis neumáticas hacen uso del aire a presión, obtenido por medio de un compresor, su ventaja principal es proporcionar una gran fuerza y rapidez de movimientos, sus desventajas principales son los dispositivos que se implementan para su control y funcionamiento son relativamente grandes y su mantenimiento es costoso y dificultoso [4] [5]. En la Figura 2.20 se tiene la prótesis neumática Shadow.



Figura 2.20: Prótesis neumática de Shadow. Fuente [5].

2.4.5 Prótesis mioeléctricas

Las prótesis mioeléctricas son en la actualidad una de las de mayor aplicación en el mundo, ya que brindan un mayor grado de estética y un elevado porcentaje de precisión y fuerza, basándose en la obtención de señales musculares [19] [33] [34], las mismas que son obtenidas

mediante el uso de electrodos que permiten la extracción de la señal que es amplificada, procesada y filtración al control para el manejo de la prótesis [23][4][35]. En la Figura 2.21 se tiene las partes de las prótesis mioeléctricas.

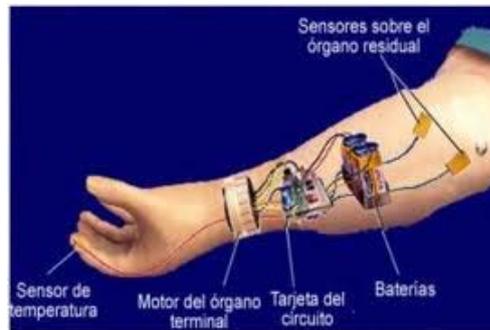


Figura 2.21: Partes de la prótesis mioeléctricas. Fuente [4].

2.4.6 Prótesis híbridas

Las prótesis híbridas son utilizadas por personas que tienen amputaciones desde arriba del codo, ya que combina la acción del cuerpo con el accionamiento por electricidad [7]. Es muy frecuente en las prótesis híbridas que utilicen un codo accionado mediante el cuerpo y un dispositivo al final controlado en forma mioeléctrica, que puede llegar a ser un gancho o una mano [4] [23], (Figura 2.22).



Figura 2.22: Prótesis híbridas. Fuente [4].

2.5 Evolución tecnológica de las prótesis

En estos últimos años el desarrollo tecnológico ha crecido enormemente [36], y el gran responsable de este avance es el hombre, en su afán de buscar la solución a los problemas

que se presentan en la sociedad, ha logrado dar grandes pasos con el fin de facilitar las condiciones de vida.

En lo que se refiere a la evolución tecnológica de prótesis de mano, usando tecnología actual se ha logrado grandes avances [29] [37] [38] permitiendo la fabricación de prototipos que emulan en gran porcentaje los movimientos que la mano del ser humano realiza, entre las prótesis mas destacadas mencionamos:

- * **Prótesis biónica I-limb**
- * **Prótesis Michelangelo**
- * **Prótesis Bebionic**
- * **Prótesis Cyberhand**

2.5.1 Prótesis biónica I-Limb

La prótesis biónica I-limb (Figura 2.23) es una de las mas utilizadas en la actualidad e implementada en varios países, ya que cumple la mayoría de los movimientos básicos de la mano que un ser humano común y corriente los realiza [39], facilitando al paciente el retorno a la vida laboral y mejorando sus condiciones de vida [18].

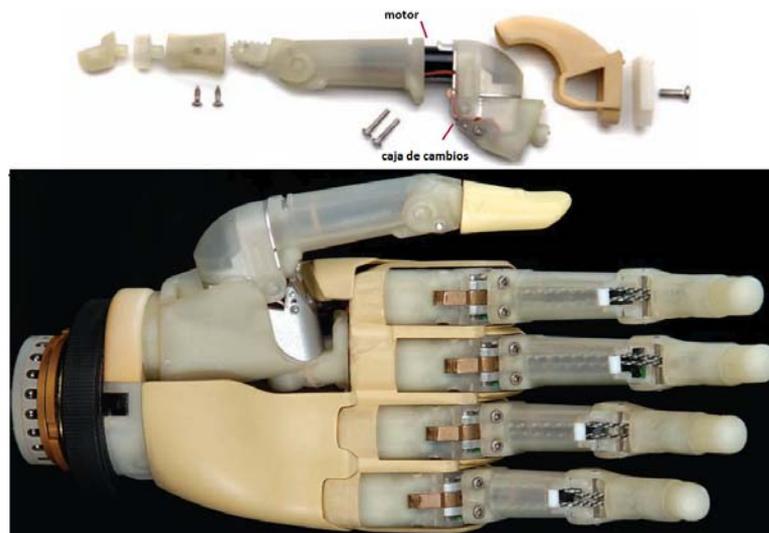


Figura 2.23: Prótesis biónica I-limb. Fuente [18].

La mano biónica I-limb cuyos dedos son controlados independientemente [40] permiten realizar una gran cantidad de movimientos dado que le pulgar puede rotar hasta 90° [5], hacer pinza y realizar agarres de precisión y de potencia de diferentes formas[4][18].

2.5.2 Prótesis Michelangelo

La prótesis biónica de Michelangelo (Figura 2.24), se caracteriza por realizar una gran variedad de movimientos precisos, permitiendo tener una variedad de fuerzas y velocidades de agarre, ya que los dedos son controlados independientemente y el pulgar y la muñeca disponen de movilidad [26]. Internamente está constituida por acero y duraluminio de alta resistencia y externamente recubierta por elastómero de silicona; principalmente esta prótesis se caracteriza por sus seis grados de libertad y la resistencia al agua [4][26][13].



Figura 2.24: Prótesis biónica de Michelangelo. Fuente [39]

2.5.3 Prótesis BeBionic

La prótesis BeBionic con gran parentesco en sus componentes mecánicos a la I-limb [26], construida por Steeper RSL [24], tiene la finalidad emular la funcionalidad de la I-Limb pero a un costo más reducido aproximadamente \$10000 dólares [24], (Figura 2.25).



Figura 2.25: Prótesis biónica BeBionic. Fuente [39].

La última versión BeBionic 3, tiene movimientos articulados en las falanges de

todos los dedos; con el pulgar en oposición que se coloca manualmente en dos posiciones [16] (Figura 2.26), permitiéndole obtener catorse posiciones diferentes, con los que se consigue agarres precisos [41] [39].



Figura 2.26: Oposición de pulgar de prótesis BeBionic. Fuente [41].

La prótesis BeBionic es controlada por la contracción de los músculos del paciente afectado, tiene cinco actuadores lineales independientes que incorporan cinco velocidades de alta con motores de fuerza y está diseñado para bajo consumo de energía [41].

La muñeca BeBionic permite una rotación de 230° de giro, distribuidos en 180° para la rotación de la palma hacia arriba, 50° en rotación interna y finalmente 30° de flexión y extensión [41], (Figura 2.27).



Figura 2.27: Muñeca de prótesis BeBionic. Fuente [41].

2.5.4 Prótesis Cyberhand

La prótesis biónica CyberHand (Figura 2.28), es una con mayor tecnología moderna y costosa, ya que se conecta los electrodos de la prótesis a las terminaciones nerviosas de la mano de la persona amputada mediante una cirugía [42] [43], permitiéndole recoger la información del cerebro mediante sensores, es por ello que al paciente con amputación puede sentir la presión y la temperatura a la que está sometida la prótesis [4] [44].

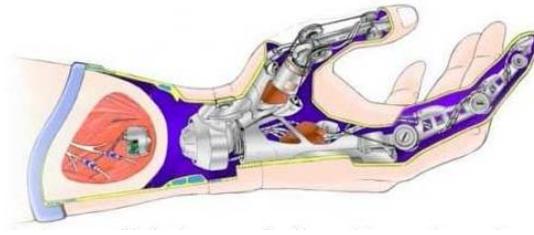


Figura 2.28: Prótesis biónica CyberHand. Fuente [45]

2.6 Dimensiones de la mano humana

El profesor Edmond Yunis Turbay², realizó un estudio sobre las dimensiones y forma antropométrica de la mano humana [46] (Figura 2.29), clasificando entre las más importantes las medidas de:

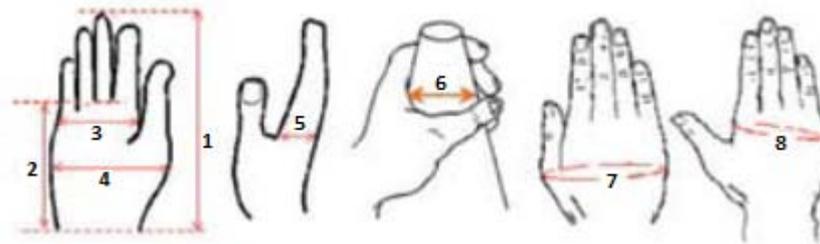


Figura 2.29: Dimensiones de la mano humana. Fuente [46]

1. **Longitud máxima:** desde el pliegue más distal y palmar de la muñeca, hasta el extremo distal de la tercera falange.
2. **Longitud de la mano o longitud palmar:** desde el pliegue más distal y palmar de la muñeca hasta la línea proyectada desde el pliegue más proximal de la segunda falange.
3. **Ancho de la mano:** distancia entre las cabezas del segundo y quinto metacarpiano desde su zona más lateral.
4. **Ancho máximo de la mano:** distancia entre la cabeza del quinto metacarpiano por la lateral hasta cabeza del primer metacarpiano por lateral.
5. **Espesor de la mano:** se mide con la mano desde una proyección lateral; distancia que comprende entre una línea proyectada desde la cabeza del segundo metacarpiano por palmar, hasta una línea proyectada del segundo metacarpiano por dorsal.

²Es un genetista colombiano, miembro del Department of Cancer Immunology and AIDS en el Dana-Farber Cancer Institute en Boston, Massachusetts y profesor de patología en el Harvard Medical School.

6. **Diámetro de agarre:** se toma el diámetro máximo de agarre en una estructura cónica entre el dedo pulgar y el medio.
7. **Circunferencia máxima de la mano:** se registra rodeando la muñeca en torno a la cabeza del primer metacarpiano pasando por la eminencia hipotenar.
8. **Circunferencia de la mano:** se registra rodeando la mano a modo pasando por la cabeza del quinto metacarpiano, siendo como punto de partida y terminando en la cabeza del segundo metacarpiano.
9. **Longitud de las falanges:** se miden por la cara dorsal de la mano con las falanges flexionadas en 90°; distancia entre la cabeza del metacarpiano y la falange distal.

En las dimensiones y tamaños de la mano humana es fundamental considerar que no existe una medida generalizada para la extremidad. Las características etnológicas³ presentan la referencia para los tamaños de manos y dedos [47], en la Figura 2.30 se muestra las dimensiones promedio de la mano humana.

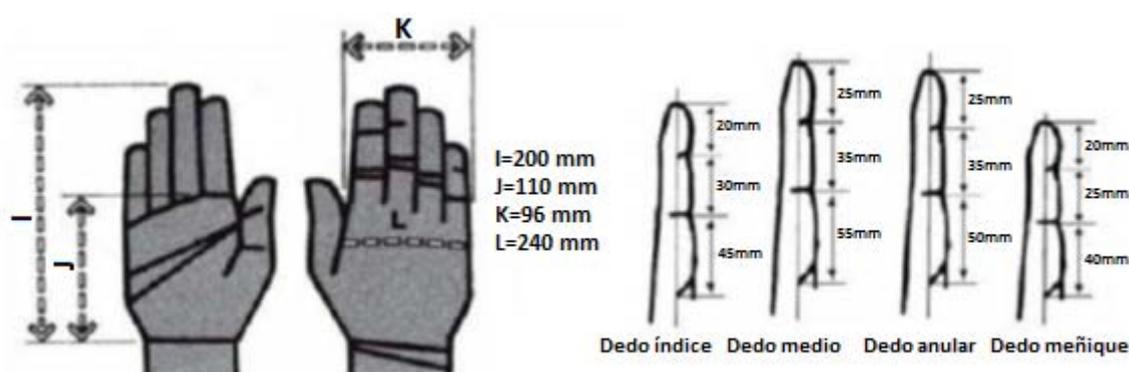


Figura 2.30: Medidas promedio de la mano humana. Fuente [47]

2.7 Factibilidad de materiales para prótesis

Dentro de la factibilidad de materiales a utilizar en la construcción de la prótesis de mano respecto a la forma que va a tener la mano, se han tomado en cuenta factores importantes como: resistencia, maquinabilidad y peso ligero; para ello se realizó una clasificación de materiales existentes para prótesis y además de su existencia en el medio.

³Es la ciencia social que estudia y compara los diferentes pueblos y culturas del mundo antiguo y actual.

2.7.1 Materiales inteligentes para prótesis

Dentro de los materiales existentes se encuentran los materiales inteligentes, el término inteligente es definido para calificar y describir una variedad de materiales que tienen la capacidad de cambiar sus propiedades físicas como: rigidez, viscosidad forma y color, con la presencia de un estímulo fijo [7] [48].

Para controlar la respuesta se diseñan mecanismos de control y selección teniendo un tiempo de respuesta muy corto, permitiéndole al sistema que regrese a su estado inicial tan pronto cesa el estímulo [23] [49]. Como se muestra en la Tabla 2.1 existe una variedad de materiales inteligentes empleados en el desarrollo de prótesis de mano [5] [50] [51].

Materiales con memoria de forma	Aleaciones con memoria de forma
	Polímeros con memoria de forma
	Cerámicos con memoria de forma
	Aleaciones con memoria de forma ferromagnéticos
Materiales electro y magnétoactivos	Materiales electro y magnetereológicos
	Materiales piezoeléctricos
	Materiales electro y magnetorestrictivos
Materiales foto cromáticos	Fotoactivos
	Electroluminiscentes
	Fluorecentes
	Fosforescentes
	Cromoactivos
	Fotocromáticos
	Termocromáticos
Electrocromáticos	

Tabla 2.1: Materiales Inteligentes. Fuente [7] [4] [48] [52].

2.7.2 Propiedades del Polímero Acrílico (PMMA)

Es un polimero termoplastico lineal, transparente, incoloro, es rígido a temperatura ambiente (25 °C), y a medida que aumenta la temperatura cambia gradualmente, teniendo su temperatura de ablandamiento de 120 °C y temperatura de moldeo de 160 °C, posee un alto coeficiente de resistencia/peso, baja absorcion de agua, elevado coeficiente de expansion termica, dureza superficial y resistencia al rayado (Tabla 2.2) [53].

Se aplica en el moldeo de piezas por inyección o extrusión, se utiliza mucho en la industria automotriz, y para fabricar piezas transparentes [53].

Tabla 2.2: Datos técnicos PMMA. Fuente [54]

	Unidad	Valores típicos
Peso específico (densidad)	g/cm ³	1.18 - 1.20
Temperatura de ablandamiento	°C	90 - 110
Dureza Rockwell	Escala M	90 - 104
Esfuerzo a la tensión	N/mm ²	165 - 75
Elongación	%	3 - 10
Módulo elástico (a la flexión)	N/mm ²	3000 - 3400

2.7.3 Propiedades de la Poliamida 6

Es un polimero termoplástico, conocido como nylon 6, tiene un alto grado de cristalinidad, por lo que le permite ser resistente a la tracción y tiene un punto de fusión elevado, las propiedades mecánicas se conservan hasta los 150 °C, y la temperatura máxima de trabajo es de 125 °C, tiene una dureza elevada y de igual manera flexibilidad Tabla 2.3 [53].

Se aplica en moldeo por inyección principalmente para producir engranes, cojinetes, etc, elementos que van a estar sometidos a rozamiento constante [53].

Tabla 2.3: Datos técnicos de la Poliamida 6. Fuente [54]

	Unidad	Valores típicos
Peso específico (densidad)	g/cm ³	1.14
Temperatura de ablandamiento	°C	165
Dureza Rockwell	Escala R	105 - 115
Esfuerzo a la tensión	N/mm ²	50 - 80
Elongación	%	160- 200
Módulo elástico (a la flexión)	N/mm ²	2500

2.7.4 Propiedades del Bronce

Es una aleación de cobre y estaño (hasta un 20%), tiene una elevada resistencia a la fatiga, al desgaste abrasivo, además es muy dúctil, y muy resistente a la corrosión (Tabla 2.4) [55].

Tabla 2.4: Datos técnicos del bronce. Fuente [55]

	Unidad	Valor
Módulo de elasticidad	GPa	101
Módulo de rigidez	GPa	37
Resistencia a la fluencia	MPa	73
Alargamiento	%	35

3 DISEÑO, CONSTRUCCIÓN E IMPLEMENTACIÓN DE UNA PRÓTESIS DE MANO DERECHA

3.1 Introducción

En años recientes los avances en la biomecánica humana han permitido fabricar prótesis de mano con un alto desempeño en simulación de movimientos y con gran apariencia natural, siendo capaces de recibir señales desde músculos de extremidades hasta señales propias del cerebro humano; sin embargo, los costos de estas prótesis son elevados e inalcanzables, por lo que se opta en utilizar prótesis estéticas, prótesis mecánicas o definitivamente aceptar la amputación y no utilizar ningún medio protésico. En este capítulo se trata de la construcción de la prótesis de mano, teniendo en cuenta los factores antes mencionados.

Para el diseño y construcción del medio protésico se involucran varias áreas de la ingeniería mecánica y electrónica como: prototipado y diseño de mecanismos, mecanizado de partes, diseño y programación del control que conjuntamente con el interfaz entre el hombre y máquina estructuran la prótesis de mano.

En lo que se refiere a la construcción del prototipo se habla del proceso de construcción del mismo, teniendo en cuenta procesos de mecanizado, diseño y sistemas de control que se ejecutan para llegar a obtener el prototipo final.

Otra parte de gran importancia es la construcción del socket, ya que el usuario coloca el miembro amputado en el mismo para comandar la prótesis; es por ello que se explica cuáles son los parámetros que se toman en cuenta para su construcción.

También se presentan las pruebas y ajustes que se realizan al usuario que utilizara la prótesis, que consisten en la toma de señales y la adecuación del socket en el miembro amputado, cuya finalidad es brindar comodidad y maniobrabilidad siendo factores indispensables para la validación del prototipo.

Finalmente la prótesis terminada e implementada ayudará a proporcionar algunos movimientos básicos que realiza la mano del ser humano como; agarre de cilindro, pinza,

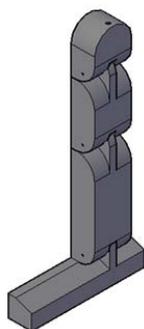
lateral, gancho; pero jamás reemplazará el miembro faltante del cuerpo del usuario que se perdió por diferentes situaciones; uno de los objetivos de la construcción de la misma es mejorar la calidad de vida del usuario.

3.2 Análisis del sistema mecánico

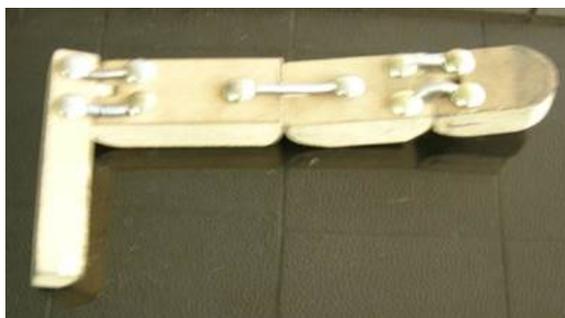
La parte mecánica en la que se basa todos los diseños realizados tiene un grado de libertad, es decir los mecanismos de eslabonamientos utilizados para los dedos son comandados con un solo motor independientemente para cada uno, esto posibilita el no perder en ninguno de ellos el diseño antropométrico que se ajuste en forma, dimensiones y tamaño a la mano humana; de la misma manera en la parte electrónica, ningún elemento debe ser invasivo con el usuario, y además todos los elementos tienen que estar integrados dentro del prototipo, para que de esta manera la prótesis se ajuste directamente al usuario y sea utilizada.

3.2.1 Modelos preliminares

Inicialmente se realizó un diseño (Figura 3.1 a) donde el accionamiento del mecanismo se basó en tres falanges articuladas mediante un pasador, y en cuyo interior pasa un canal que nos permite producir el movimiento mediante un hilo nylon; para que el dedo regrese a su posición inicial se colocan resortes en la parte posterior de cada falange, con el objetivo que estos recuperen la posición inicial luego de aplicar un esfuerzo. Para la construcción de este diseño se utiliza materiales alternativos de prueba, MDF (fibra de densidad media), en este diseño los inconvenientes presentados estuvieron en la integración de los resortes ya que resultaban muy riesgosos en actividades repetitivas, además la estética y la ergonomía del producto no cumplía con los requerimientos establecidos (Figura 3.1 b).



(a) Diseño.



(b) Ensamblado.

Figura 3.1: Modelo inicial realizado en MDF.

Al identificar los inconvenientes, se realizan mejoras en el diseño (Figura 3.2 a) modificando inicialmente la forma y dimensiones del dedo, se cambia el tipo de resorte, y como alternativa se utilizan resortes de torsión que a la vez son los ejes que unen las falanges. El objetivo es mejorar la apariencia visual del dedo; en la construcción se mantiene el material base MDF en el que se construyen las partes del dedo y se ensamblan (Figura 3.2 b) . Los inconvenientes presentados en este diseño están en la colocación de los resortes para unir cada falange.

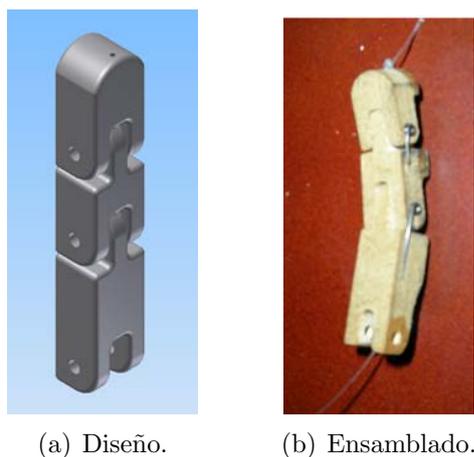


Figura 3.2: Modelo mejorado en MDF con resortes de torsión.

Con la construcción del mecanismo se establece que el diseño es funcional a pesar de los inconvenientes presentados. Partiendo de esta realidad se diseña (Figura 3.3) una mano con 5 dedos y palma; considerando las dimensiones antropométricas de un hombre de estatura 1.70 m.

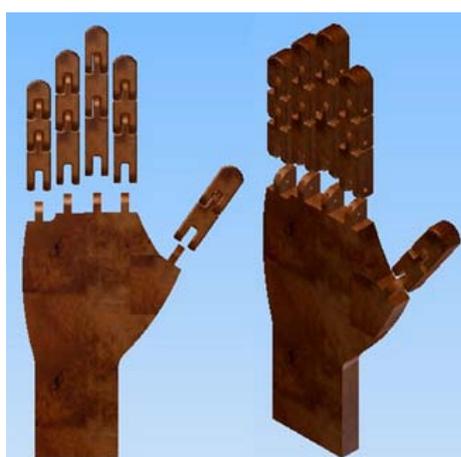


Figura 3.3: Diseño de los cinco dedos y palma.

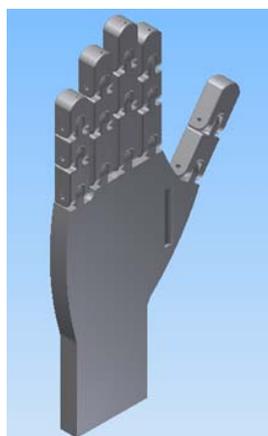
Para la fabricación se utiliza un centro de mecanizado CNC, y con la ayuda de los Software MASTERCAM X3 para la simulación y CIMCO para la comunicación entre la

máquina y el ordenador, se obtiene los elementos con las formas y dimensiones establecidas (Figura 3.4). Se realiza la unión de cada parte de las falanges y los canales por donde pasa el hilo nylon. En este procedimiento se identifica el inconveniente de fragilidad del material por lo que se opta en utilizar el polímero Polimetilmetacrilato (PMMA).



Figura 3.4: Modelo de los cinco dedos y palma en MDF.

El modelo en PMMA diseñado (Figura 3.5 a) y construido (Figura 3.5 b) tiene una apariencia antropométrica mejorada; en la palma se realiza unos canales en dirección perpendicular, cuyo objetivo es pasar el hilo nylon proveniente de los dedos, el mismo que proporciona el movimiento en cada articulación.



(a) Diseño.



(b) Ensamblado.

Figura 3.5: Modelo mejorado en PMMA.

Con los elementos contruidos y armados se comprobó que el mecanismo funciona perfectamente, aunque presenta varios problemas: el material es muy frágil y al ensamblar cada falange de cada dedo a la palma no se puede obtener un ajuste perfecto.

Para el movimiento de los dedos se pensó en utilizar motores con movimiento

circular que permitan enrollar el nylon, luego del análisis correspondiente se determinó que la ubicación de los motores con este diseño no es posible ya que se dispone de un espacio reducido entre cada dedo, además se tiene que diseñar el mecanismo para enrollar el nylon, y se requiere para esto un espacio muy grande del cual no se dispone, generando que se descarte esta opción.

Otra alternativa para este diseño está en la utilización de un alambre muscular, pero esta opción se descarta por inconvenientes con este tipo de elementos; ya que al momento que cesa el estímulo el tiempo de recuperación para que regrese a su posición inicial es muy grande y además consume mucha energía [23] [49] [51] [50], teniendo en cuenta que se va a utilizar una batería.

Considerando las dificultades presentadas y estableciendo que la integración mecánica-electrónica se vuelve complicada el diseño se descarta.

3.2.2 Diseño y construcción del prototipo final

Tras analizar las dificultades en el diseño anterior y al complementarlo con el estudio del estado del arte en prótesis, se realiza un diseño basado en el análisis de eslabonamientos con un diseño muy similar a las prótesis desarrolladas por la empresas, Touchbionics con la prótesis I-limb [40] [5] [39] y RSLTEEPER con la prótesis BEBIONIC [41] [26] [16], en este diseño se seleccionan servomotores lineales ya que estos poseen un solo punto de accionamiento, y además con la idea de tener un movimiento de oposición y no oposición en el pulgar.

Los primeros diseños del esquema final, constan de dos falanges; falange proximal y falange medial-distal, con un ángulo de 15° en la parte distal, un eslabón interno que produce el cierre del dedo, un nudillo metacarpiano que va unido a la palma; además cada uno posee un grado de libertad (Figura 3.6).

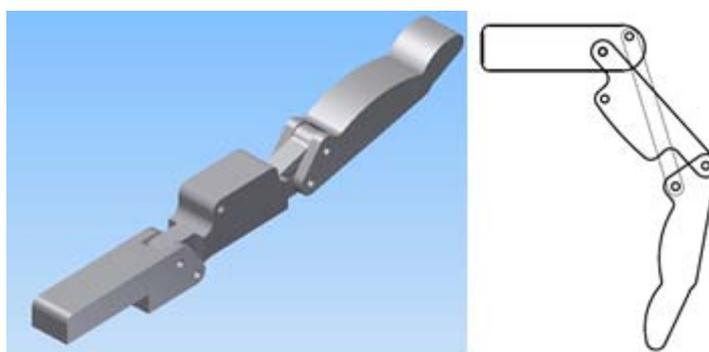


Figura 3.6: Diseño de dedo con eslabón.

En la construcción de este diseño y considerando los problemas presentados con los materiales utilizados anteriormente se elige un nuevo y definitivo material, la poliamida 6; debido a su buena maquinabilidad, disponibilidad en el mercado, y las propiedades que nos brinda este material. En primera instancia se realiza la construcción del diseño de un dedo (Figura 3.7 a) para probar el mecanismo y definir si cumple con las expectativas deseadas; al igual que los otros modelos la construcción del mismo se realiza en un centro de mecanizado CNC (Figura 3.7 b) y los software anteriormente mencionados.



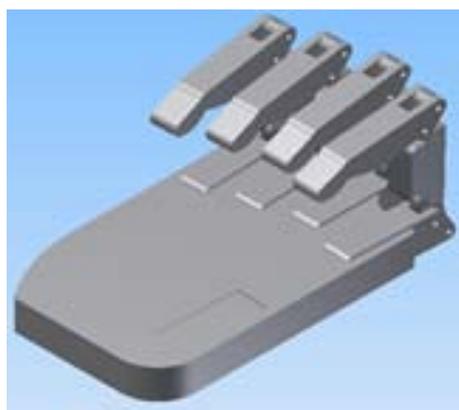
(a) Construcción de dedo.



(b) Mecanizado en la CNC.

Figura 3.7: Modelo de dedo en poliamida 6.

Una vez construidos los elementos del dedo y ensamblados se comprueba la funcionalidad del mecanismo; se realiza el diseño (Figura 3.8 a) y construcción de los dedos índice, anular, medio y meñique junto con la palma (Figura 3.8 b).



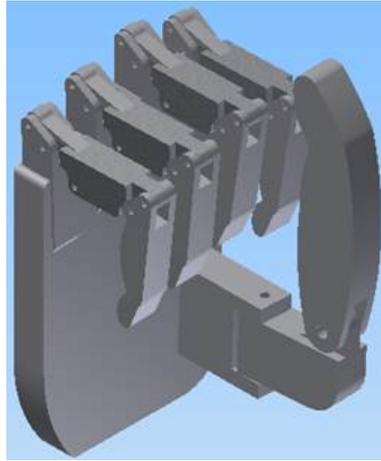
(a) Diseño.



(b) Ensamblado.

Figura 3.8: Palma y cuatro dedos en poliamida 6.

Seguidamente se diseña (Figura 3.9 a) y cosntruye el mecanismo del dedo pulgar (Figura 3.9 b), considerando que este debe realizar oposición y no oposición.



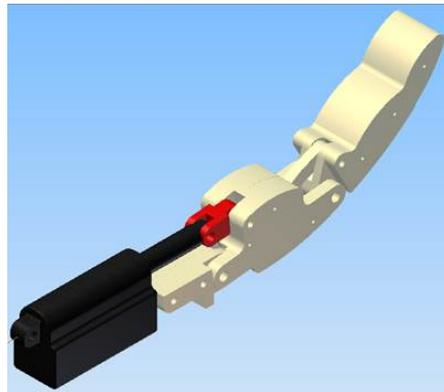
(a) Diseño.



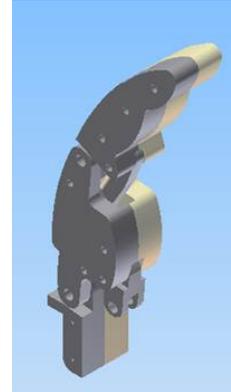
(b) Ensamblado.

Figura 3.9: Mano y dedo pulgar en poliamida 6.

En la construcción de este diseño y al integrar todas las partes se garantiza la funcionalidad de este mecanismo. Posteriormente los diseños son mejorados; proporcionando mayor antropometría a cada falange y adicionando una unión entre la falange y los servomotores (Figura 3.10 a). Este diseño consta de dos partes, por facilidad de mecanizado es decir con un plano de simetría (Figura 3.10 b), que posteriormente sus partes serán acopladas mediante tornillos. Los motores que se utilizan son lineales del tipo PQ12 de la marca Firgelli.



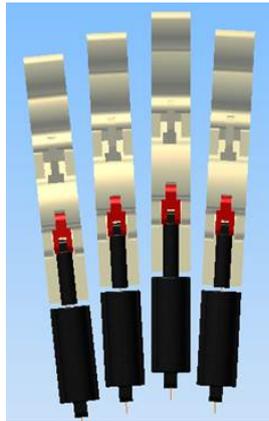
(a) Unión y servomotor.



(b) Dedo Ensamblado.

Figura 3.10: Diseño del dedo con antropometría mejorada.

En la (Figura 3.11 a) se muestra el diseño de los cuatro dedos junto con las uniones y los servomotores. En la (Figura 3.11 b) se tiene la construcción de los dedos ensamblados junto con los pasadores y tornillos.



(a) Diseño dedos.

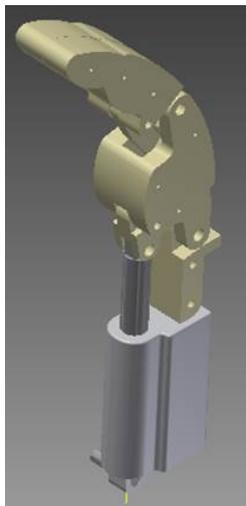


(b) Ensamblado dedos.

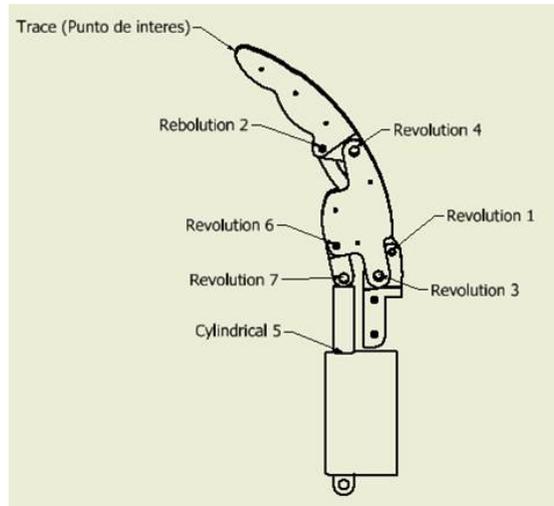
Figura 3.11: Dedos con antropometría mejorada.

Con este diseño terminado se realiza el cálculo para definir los esfuerzos, velocidades y aceleraciones que va a producir el dedo.

En (Figura 3.12 a) se muestra el ensamble del dedo y la numeración de juntas en el mecanismo (Figura 3.12 b).



(a) Ensamble con servomotor.



(b) Numeración de juntas.

Figura 3.12: Dedo ensamblado para simulación.

Para realizar el análisis del mecanismo en el módulo de simulación de Autodesk Inventor se debe realizar previamente; dimensionamiento de las piezas, ensamble de las piezas con sus restricciones y material de las piezas.

Dentro del módulo de simulación se selecciona la junta cylindrical 5 y se coloca los datos de movimiento que son, recorrido total del cilindro 20 mm y velocidad constante

18 mm/s (Figura 3.13)

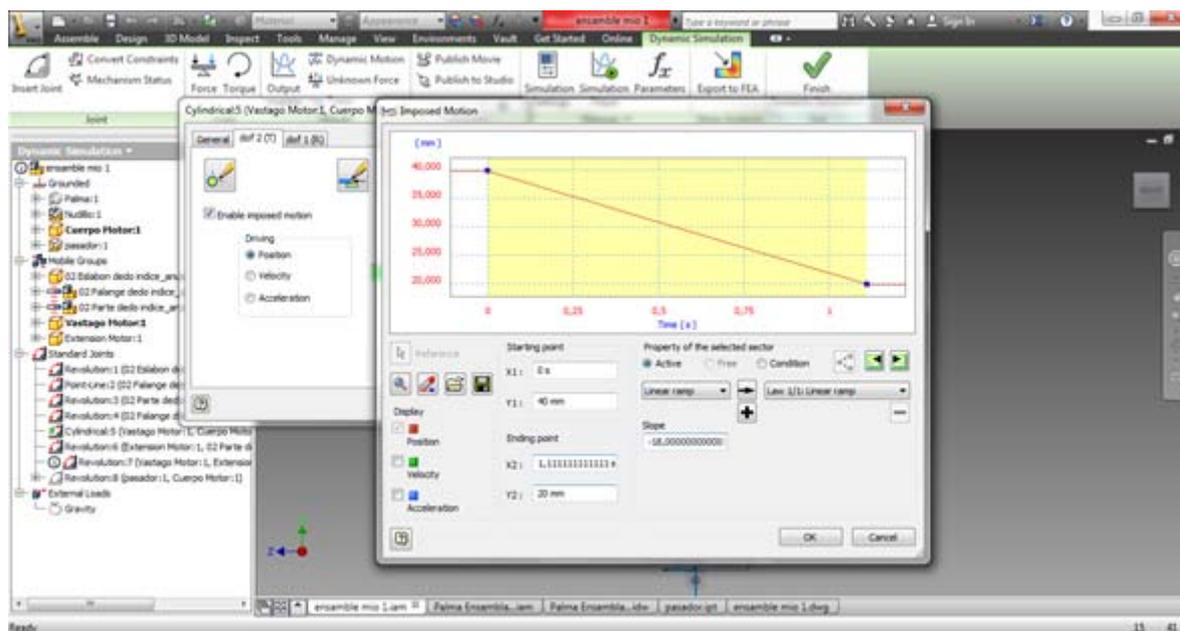


Figura 3.13: Colocación de los datos en la junta cylindrical 5.

Con todos los datos colocados en el programa se procede a realizar la simulación (Figura 3.14).

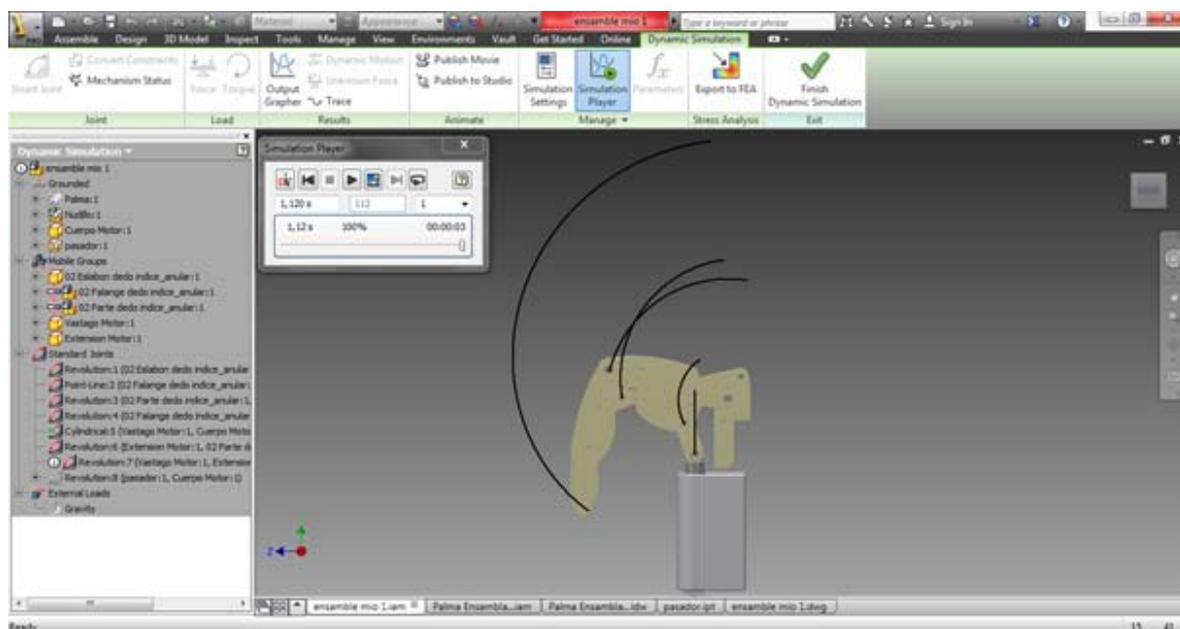


Figura 3.14: Simulación en la junta cylindrical 5.

Resultados

En la (Figura 3.15) se realiza la gráfica del punto de interés (trace).

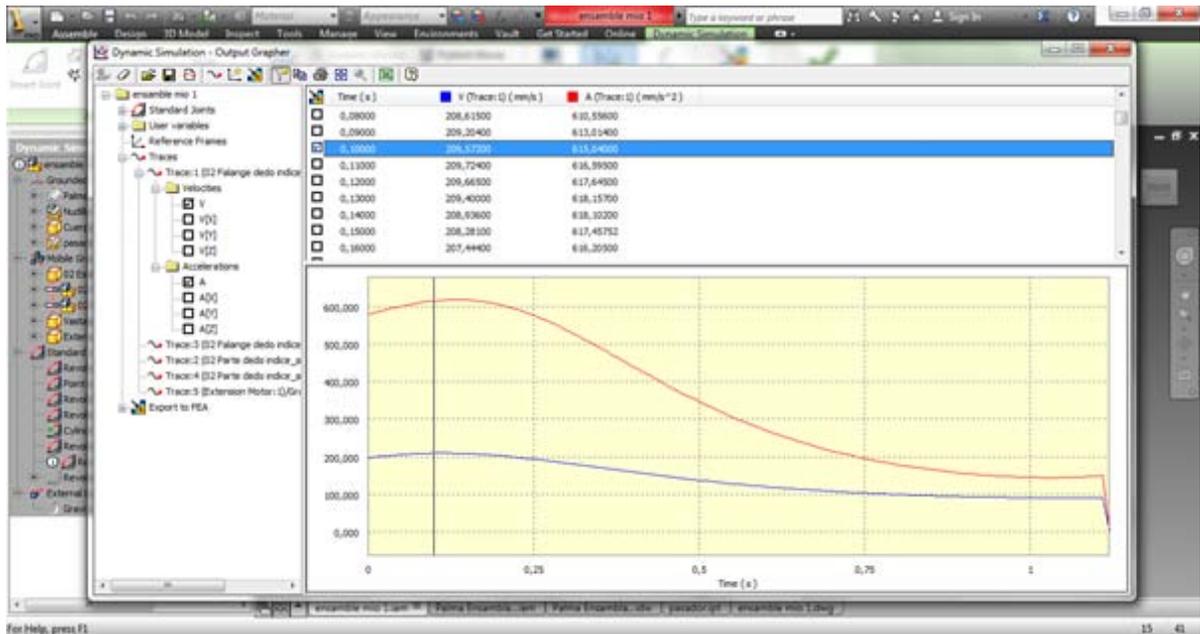


Figura 3.15: Gráfica del punto de interés.

Velocidad máxima 209,57 mm/s en un tiempo de 0.1 s.

Aceleración máxima 618.15 mm/s² en un tiempo de 0.14 s.

Junta Revolution 1 (Figura 3.16).

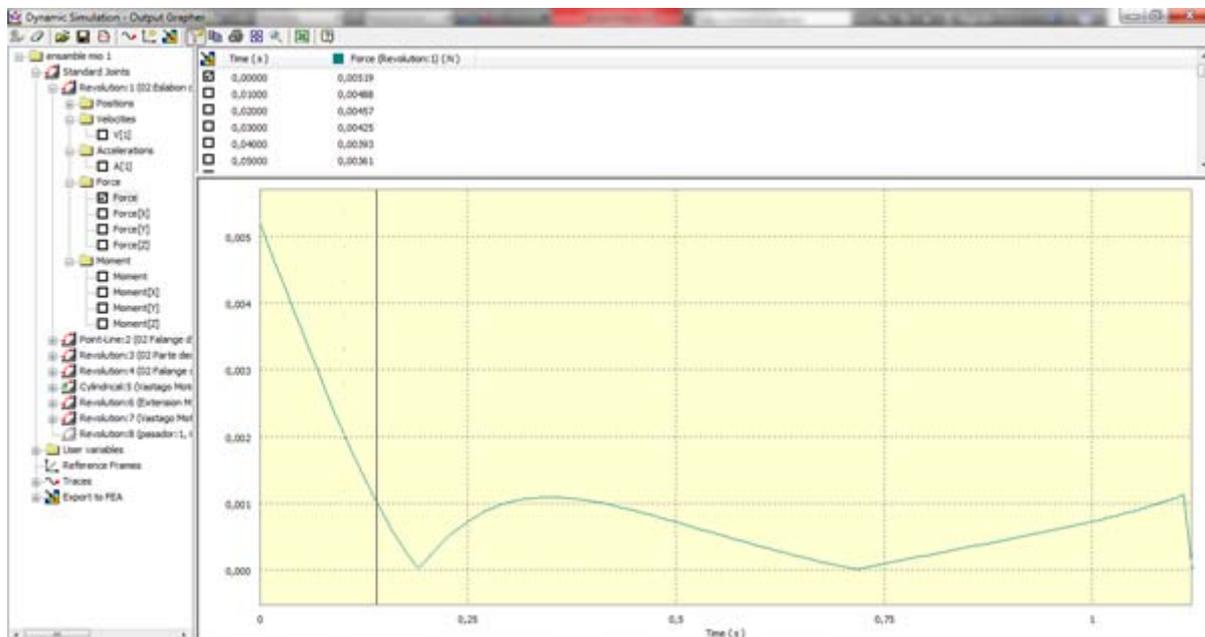


Figura 3.16: Gráfica de junta de revolution 1.

Fuerza máxima 0.00519 N en un tiempo aproximado a 0.0 s.

Junta Revolution 2 (Figura 3.17).

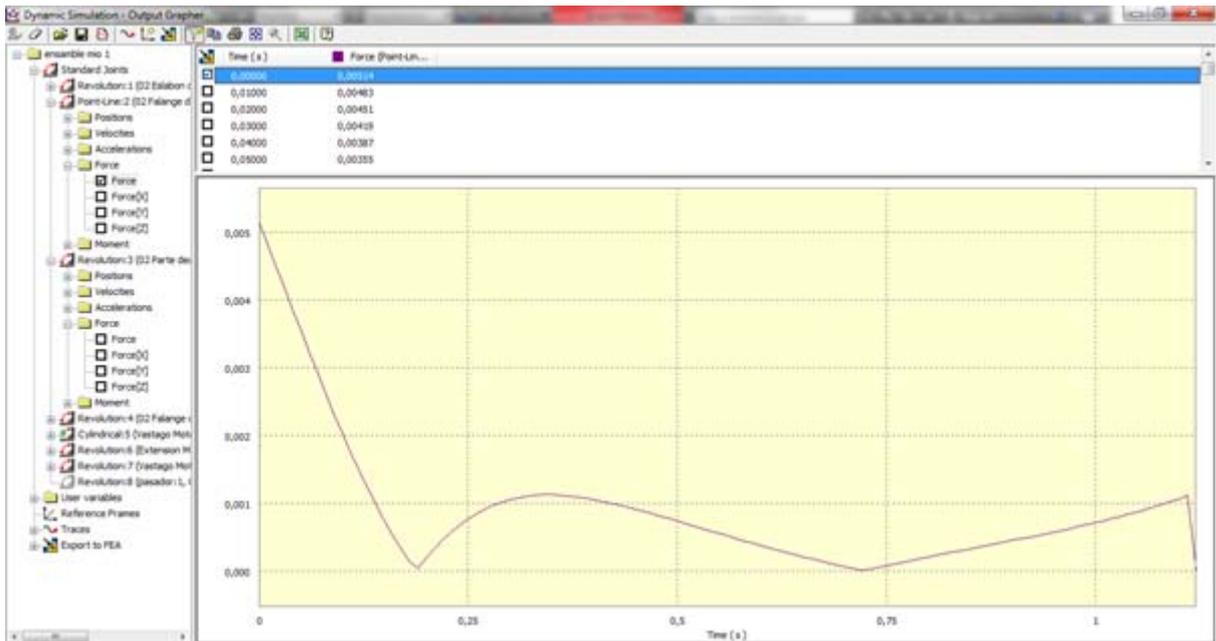


Figura 3.17: Gráfica de junta de revolution 2.

Fuerza máxima 0.00514 N en un tiempo aproximado a 0.0 s.

Junta Revolution 3 (Figura 3.18).

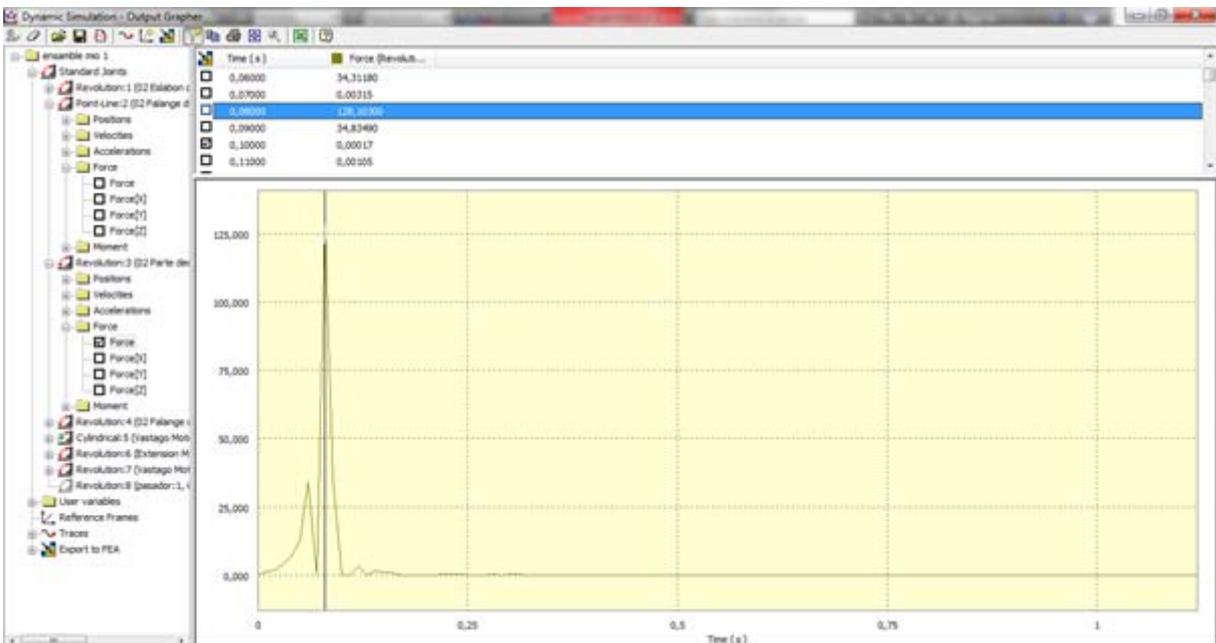


Figura 3.18: Gráfica de junta de revolution 3.

Fuerza máxima 128.1 N en el tiempo 0.08 s.

Junta Revolution 4 (Figura 3.19).

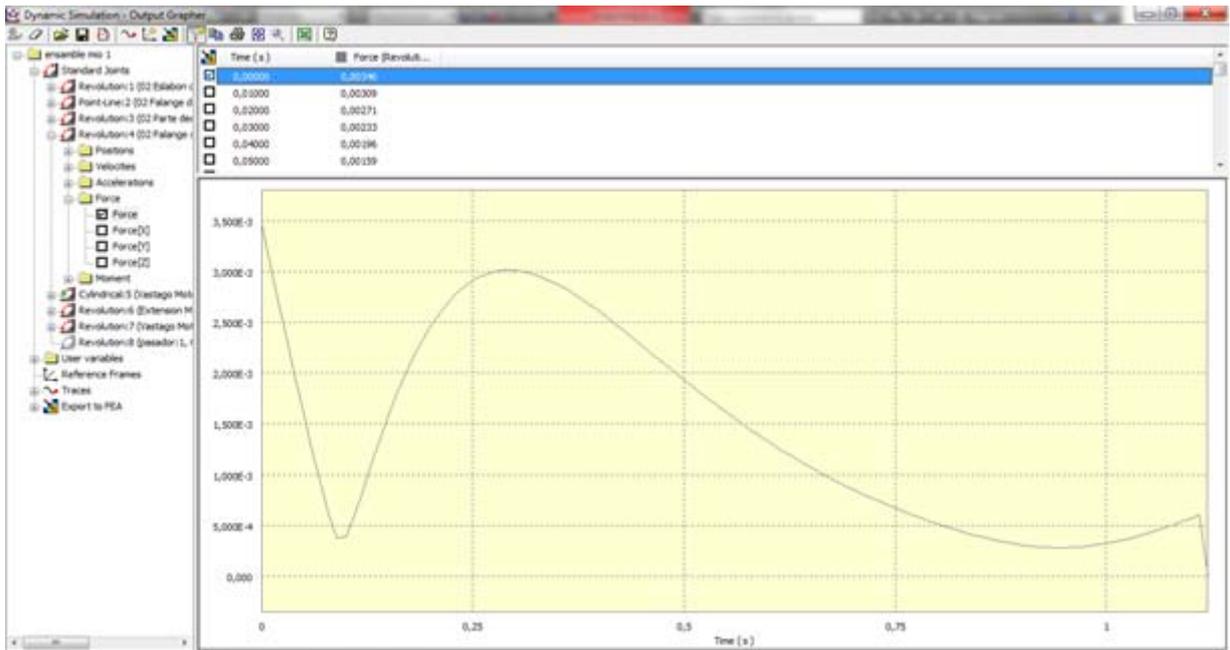


Figura 3.19: Gráfica de junta de revolution 4.

Fuerza máxima 0.00346 N en un tiempo aproximado a 0.0 s.

Junta Revolution 6 (figura 3.20).

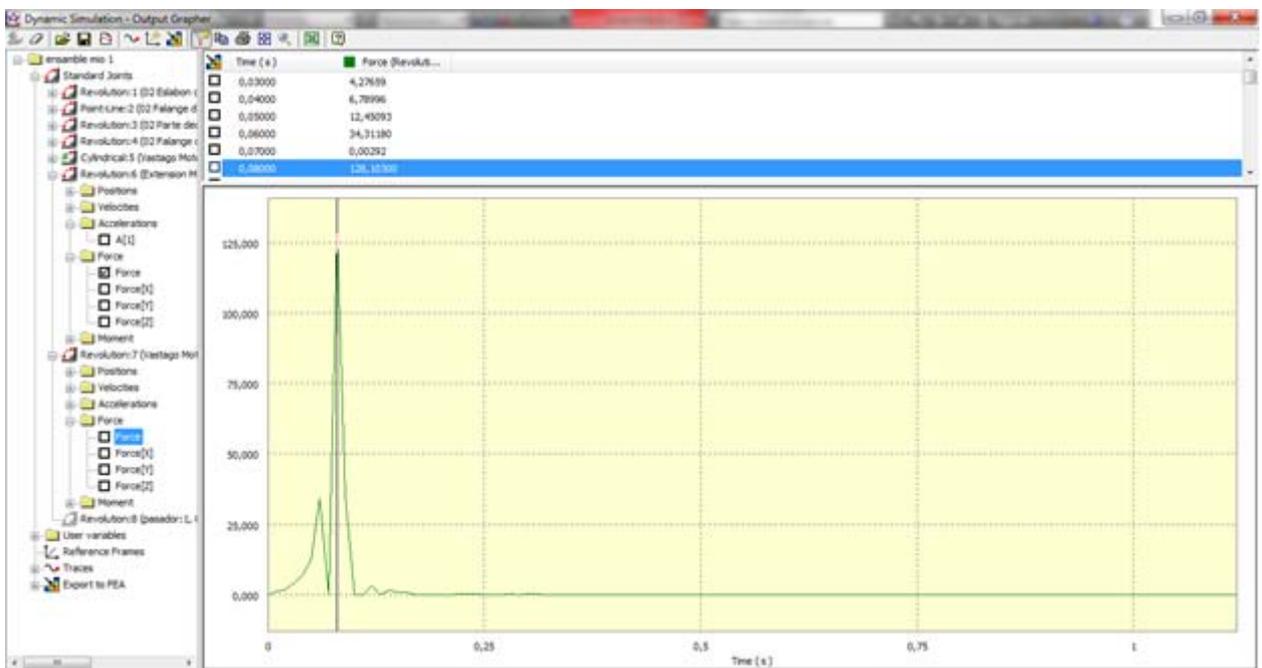


Figura 3.20: Gráfica de junta de revolution 6.

Fuerza máxima 128.1 N en el tiempo 0.08 s.

Junta Revolution 7 (Figura 3.21).

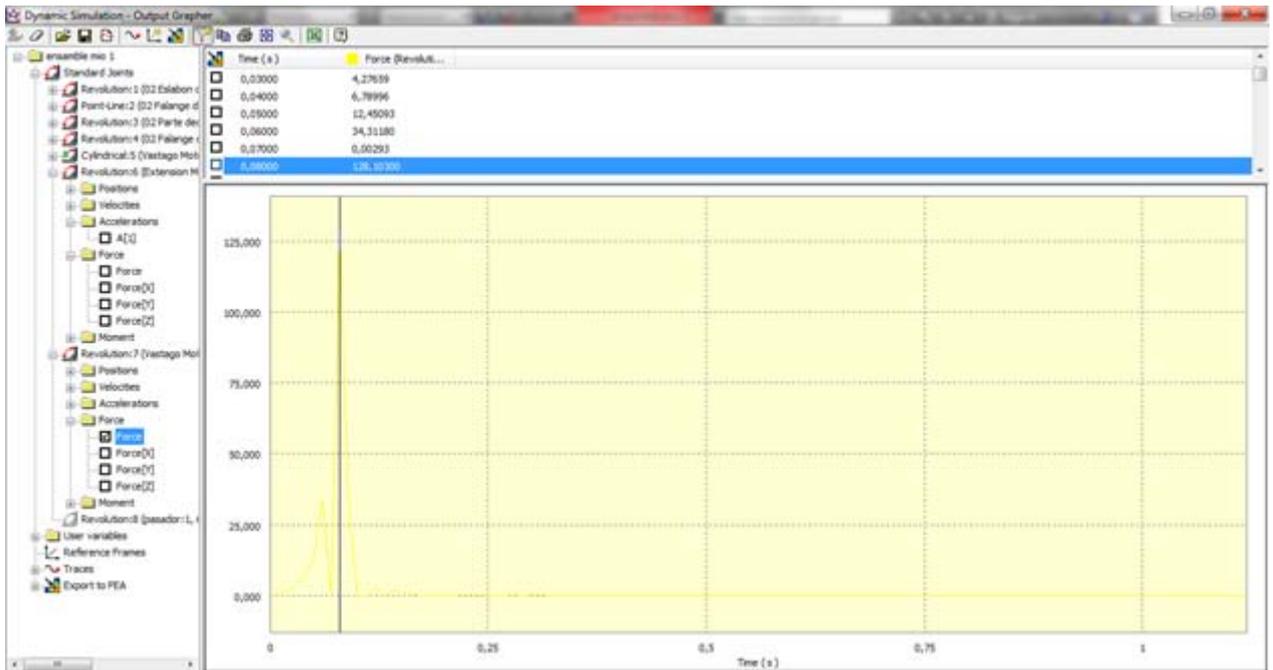


Figura 3.21: Gráfica de junta de revolution 7.

Fuerza máxima 128.1 N en el tiempo 0.08 s.

Dimensionamiento de pasadores que soportan esfuerzo máximo

Datos:

Fuerza máxima en pasadores = 128.1 N.

$\sigma_{\text{cobre}} = 73 \text{ MPa}$

Calculo:

$$\sigma_{\text{max}} = \frac{F_{\text{max}}}{A} \quad (3.1)$$

$$A = \frac{F_{\text{max}}}{\sigma_{\text{max}}} = \frac{128.1 \text{ N}}{73 \text{ MPa}} = 1,7547 \times 10^{-6} \text{ m}^2 \quad (3.2)$$

$$A = r^2 \cdot \pi \quad (3.3)$$

$$r = \sqrt{\frac{A}{\pi}} = \sqrt{\frac{1,7547 \times 10^{-6} \text{ m}^2}{\pi}} = 0,747 \text{ mm} \quad (3.4)$$

$$FS = 2 \quad (3.5)$$

$$r = 0,747 \cdot 2 = 1,5 \text{ mm} \quad (3.6)$$

$$d = 3 \text{ mm} \quad (3.7)$$

Se diseña (Figura 3.22 a) y construye el dedo pulgar (Figura 3.22 b), de igual manera que el resto de dedos consta de dos partes simétricas, el motor va dentro del dedo unido mediante un pasador de bronce, este dedo posee un diseño de mecanismo con un eje que gira 90° (Figura 3.23 a); en uno de sus extremos posee un trinquete que es accionado manualmente para dar este giro y en el otro extremo posee un resorte que mantiene accionado el trinquete (Figura 3.23 b). Este mecanismo está alineado con respecto al dedo índice, y tanto el dedo como el motor van unidos al mecanismo con pasadores de bronce.

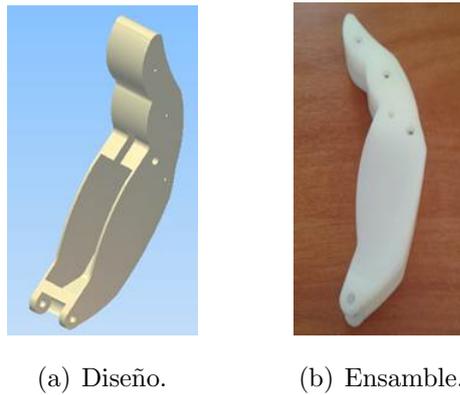


Figura 3.22: Diseño y construcción del dedo pulgar.

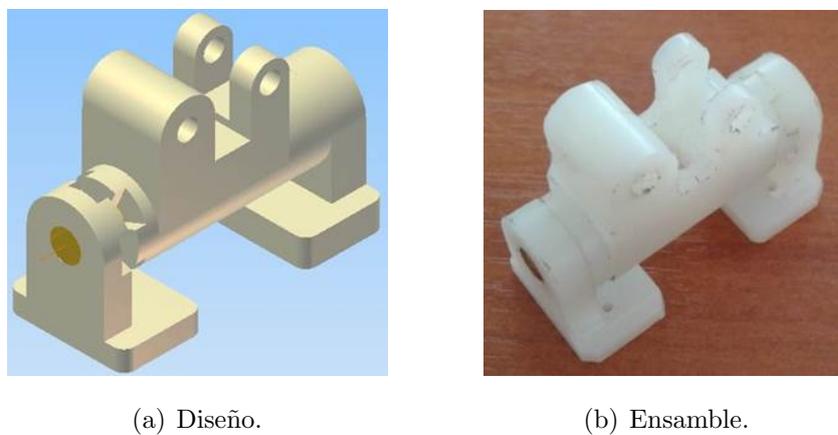
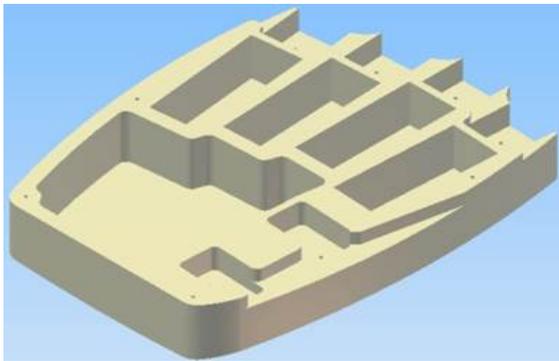


Figura 3.23: Diseño y construcción del mecanismo del dedo pulgar.

En el diseño final de la palma (Figura 3.24 a), se integra los espacios para los motores, los nudillos metacarpianos que serán unidos con tornillos, el circuito electrónico y el trinquete del dedo pulgar, considerando facilidad de ensamblado y mantenimiento de todas las partes (Figura 3.24 b).



(a) Diseño.

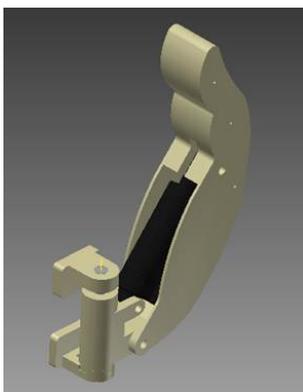


(b) Ensamble.

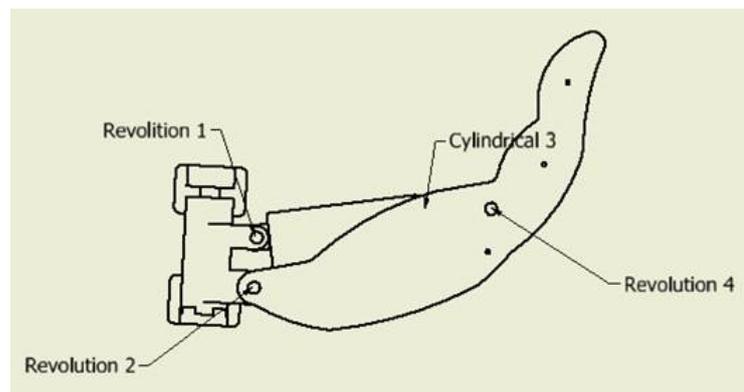
Figura 3.24: Diseño y construcción de la palma final.

Con el diseño del mecanismo del trinquete y dedo pulgar se calcula el movimiento para identificar los esfuerzos, velocidades y aceleraciones que se va producir.

En (Figura 3.25 a) se muestra el ensamblado del dedo pulgar y la numeración de juntas en el mecanismo (Figura 3.25 b).



(a) Ensamble pulgar.



(b) Numeración de juntas.

Figura 3.25: Dedo pulgar ensamblado.

Se coloca los datos en la junta Cylindrical 3, como recorrido total de 6.5 mm, velocidad constante 18 mm/s (Figura 3.26).

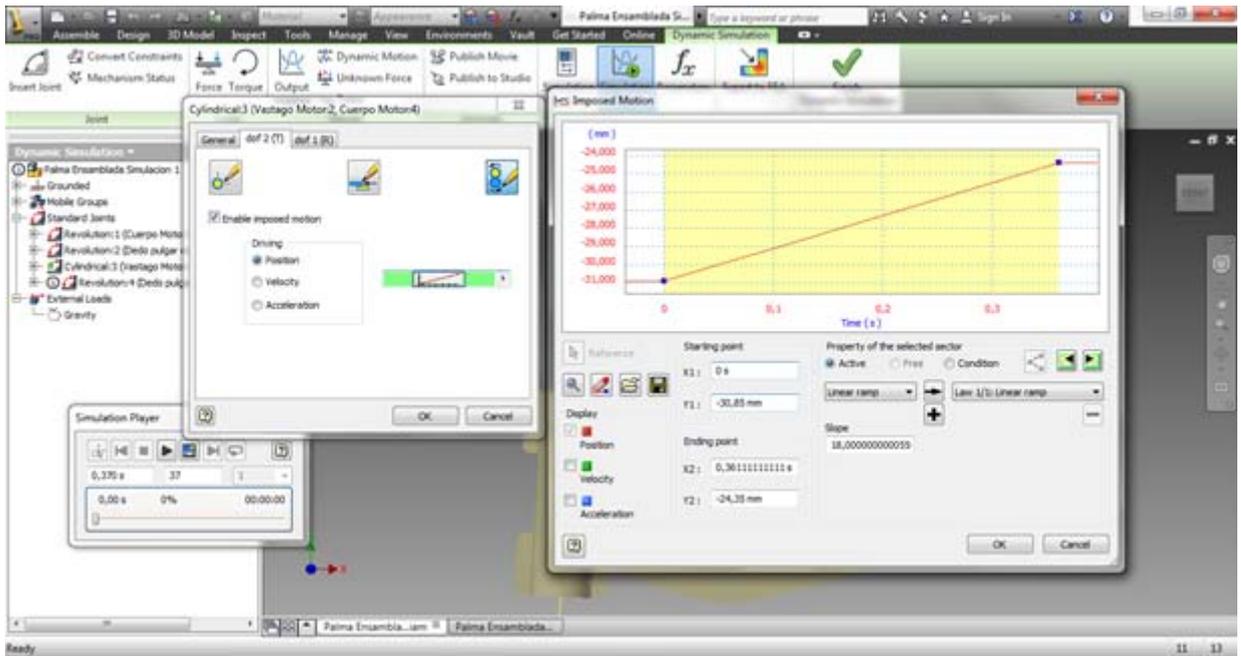


Figura 3.26: Datos en la junta cylindrical 3 del dedo pulgar.

Con los datos colocados en el programa se procede a realizar la simulación (Figura 3.27).

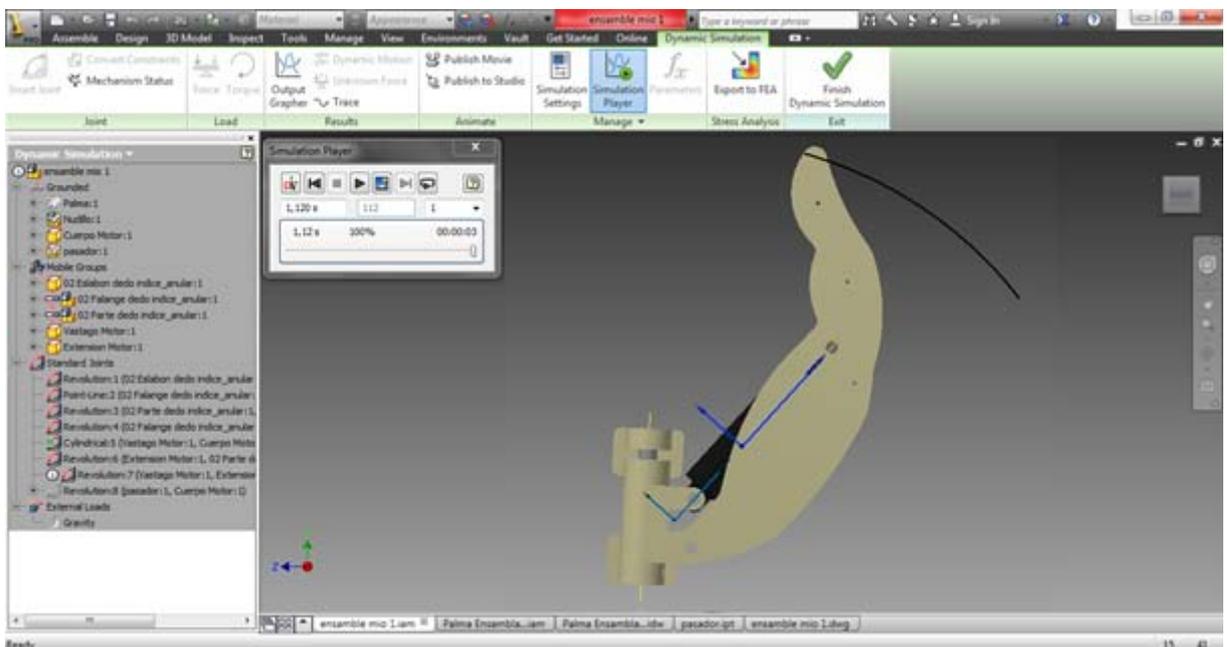


Figura 3.27: Simulación en la junta cylindrical 3 del dedo pulgar.

Resultados

En la (Figura 3.28) se realiza la gráfica del punto de interés (trace) del dedo pulgar.

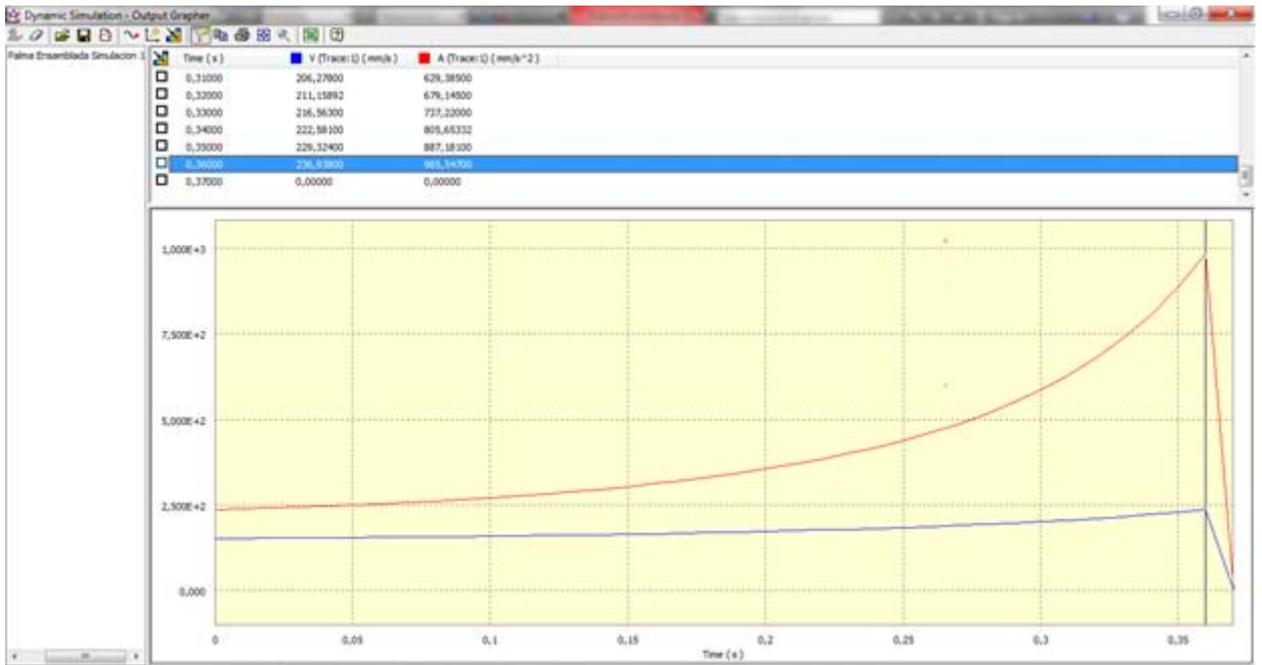


Figura 3.28: Gráfica del punto de interés del dedo pulgar.

Velocidad máxima 236.94 mm/s en un tiempo de 0.36 s.

Aceleración máxima 985.55 mm/s² en un tiempo de 0.36 s.

Junta Revolution 1 del dedo pulgar (Figura 3.29).

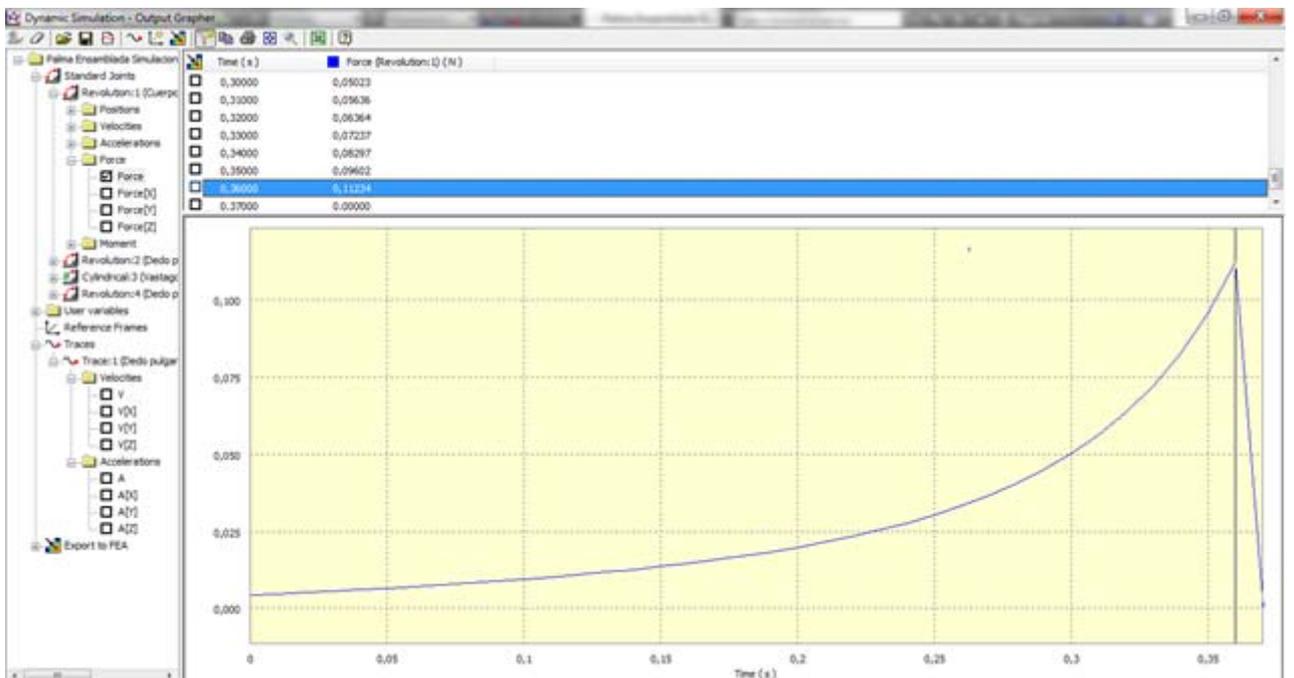


Figura 3.29: Gráfica de revolution 1 del dedo pulgar.

Fuerza máxima 0.1123 N en el tiempo 0.36 s.

Junta Revolution 2 del dedo pulgar (Figura 3.30).

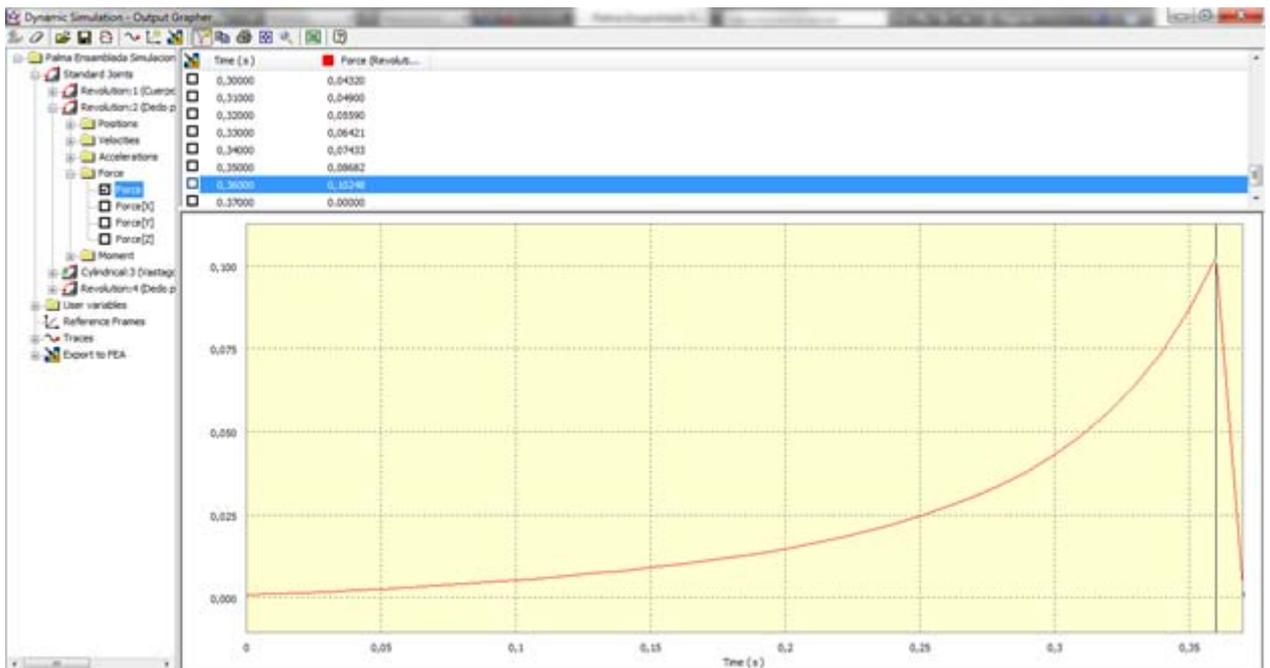


Figura 3.30: Gráfica de revolution 2 del dedo pulgar.

Fuerza máxima 0.1025 N en el tiempo 0.36 s.

Junta Revolution 4 del dedo pulgar (Figura 3.31).

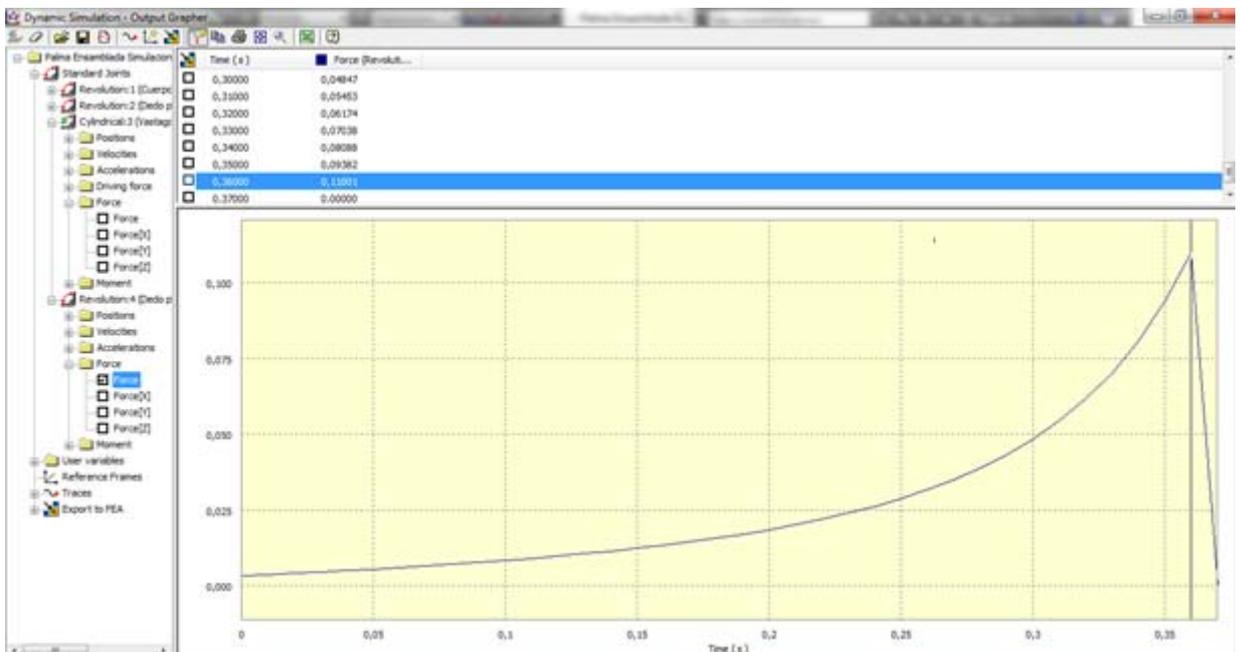


Figura 3.31: Gráfica de revolution 4 del dedo pulgar.

Fuerza máxima 0.11 N en el tiempo 0.36 s.

Finalmente se ensamblan todas las partes construidas (Figura 3.32).

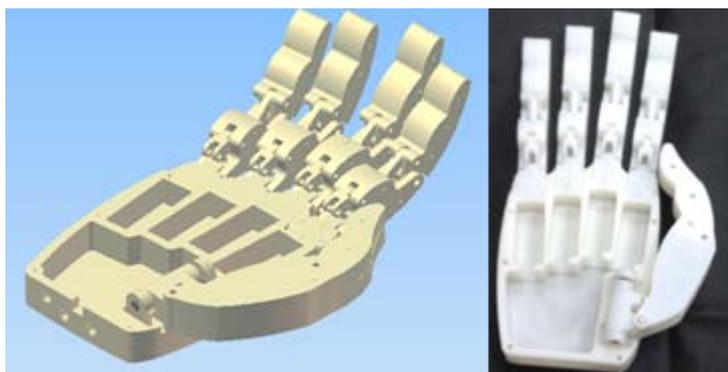
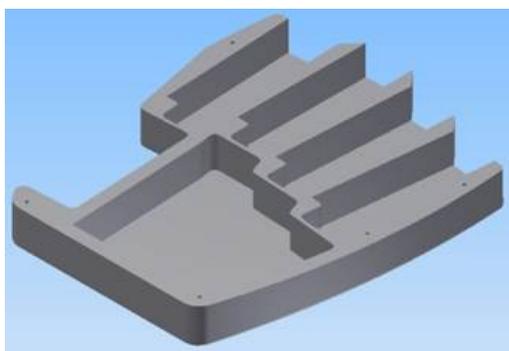


Figura 3.32: Armado de la mano.

Por último se diseña (Figura 3.33 a) y construye una tapa que cubre a todos los elementos de la palma (Figura 3.33 b), y se sujeta mediante tornillos.



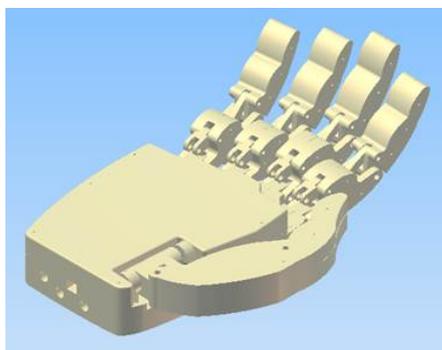
(a) Diseño.



(b) Ensamble.

Figura 3.33: Diseño y construcción de la tapa.

Finalmente en la (Figura 3.34 a) se tiene el diseño final de la mano y en la (Figura 3.34 b) se muestra la mano construida junto con la tapa colocada.



(a) Diseño.



(b) Ensamble.

Figura 3.34: Prototipo final de prótesis.

3.3 Construcción del socket

El socket es el elemento que se sujeta al miembro amputado y va ensamblado al prototipo de la mano para completar la prótesis; para la construcción se recurrió al asesoramiento de un especialista en ortopedia de la ciudad de Cuenca. A continuación se detallan los pasos para su fabricación.

3.3.1 Obtención del modelo de la parte amputada

En primer lugar se impregna de vaselina la parte amputada y se cubre con una malla de nylon (Figura 3.35 a) para evitar que el yeso se adhiera y lastime la piel el momento de extraer el modelo, luego se colocan vendas de yeso húmedas sobre la parte (Figura 3.35 b).



(a) Malla de nylon.



(b) Vendas de yeso.

Figura 3.35: Colocación de vaselina, malla y vendas de yeso.

Una vez secado y endurecido el yeso se libera ciertas secciones en la parte del codo (Figura 3.36 a) para su extracción evitando tener material sobrante que impida un libre movimiento del brazo. Seguidamente se colocan vendas de yeso sobre el resto del antebrazo (Figura 3.36 b).



(a) Cortes.



(b) Modelo.

Figura 3.36: Cortes para la obtención del modelo en yeso.

Al endurecerse completamente el modelo, se realiza un vaciado en yeso para obtener el modelo real de la amputación (Figura 3.37).



Figura 3.37: Modelo en yeso.

Sobre este modelo se realiza ajustes en las medidas y además se coloca un modelo de madera con las dimensiones de la batería que se va a utilizar (Figura 3.38).



Figura 3.38: Ajustes del modelo en yeso.

Una vez terminados estos ajustes el elemento está listo para el proceso de termoformado, para ello se cubre con una malla de nylon para facilitar su extracción (Figura 3.39).



Figura 3.39: Preparación del modelo para el termoformado.

El proceso de termoformado se realiza con planchas de polipropileno (Figura 3.40 a) calentado en un horno a temperatura de reblandecimiento de 200 °C, se coloca manualmente

sobre el material cubriendo toda la superficie del modelo (Figura 3.40 b), y se aspira aire desde su interior para que se adhiera totalmente a la forma del modelo.



(a) Planchas.



(b) Colocación de polipropileno.

Figura 3.40: Proceso de termoformado.

Una vez enfriado el polipropileno es extraído del modelo (Figura 3.41).



Figura 3.41: Modelo en polipropileno.

Sobre este se realizan ajustes con el usuario y se coloca el sensor (Figura 3.42).



Figura 3.42: Ajustes y colocación del sensor.

Se cubre con espuma de poliuretano para darle cuerpo (Figura 3.43 a) y las medidas se ajusten al brazo del usuario (Figura 3.43 b).



(a) Socket con poliuretano.

(b) Ajuste de formas.

Figura 3.43: Colocación de espuma de poliuretano.

Finalmente para terminar el socket se coloca fibra de vidrio y resina para obtener una apariencia muy similar al brazo del usuario (Figura 3.44).



Figura 3.44: Socket terminado.

3.4 Componentes electrónicos

Se pueden definir como componentes electrónicos a cada uno de los elementos visibles dentro del circuito sean estos pasivos o activos, generalmente se los encuentra en distintos encapsulados: cerámico, plástico o metálico.

Dentro de los diseños electrónicos se podrán establecer los distintos tipos de elementos que garantizaran su correcto funcionamiento, como puede ser para el acople de señales, el control de actuadores, etc.

3.4.1 Adquisición de la señal

En el análisis es importante el manejo correcto de la señal de ingreso, debido a que en el prototipo ésta se encarga de los movimientos preestablecidos y el control de la mano en general.

3.4.1.1 Alternativas de adquisición

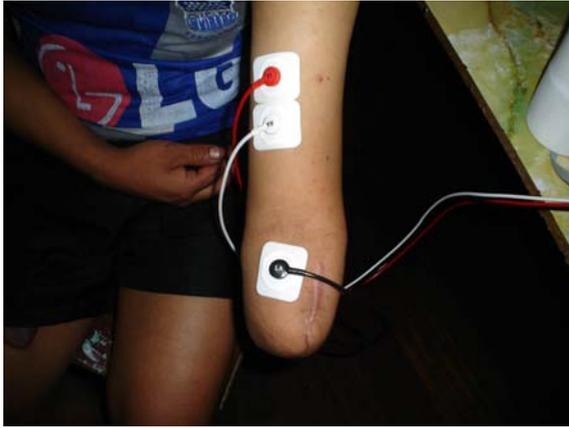
Transductores de señales biológicas EMG

Son capaces de transformar las señales eléctricas iónicas producidas por el cuerpo humano a energía eléctrica comprensible para un sistema de control; al recopilar datos de experimentos anteriores se ha determinado que la lectura que se obtiene es la de un tren de pulsos cuya amplitud se eleva a medida que el usuario aumenta el esfuerzo en su musculo y con una frecuencia aleatoria (Tabla 3.1).

Tabla 3.1: Características de transductores de señales biológicas (EMG).

Indicador	Acción	Descripción
Alimentación	2	Fuentes simétricas de corriente continua
Cableado	3	Apantallado de diámetro exterior igual a 3 mm (Figura 3.45 b)
Complejidad de circuitos	Sí	Protecciones contra el ruido generado por los actuadores
Errores de medida	Sí	Depende de la etapa de filtrado
Interferencia	Sí	Voltajes que son menores a 10 mV
Vida útil	Baja	Cambio diario de electrodos
Mantenimiento	Diario	El electrodo pierde sus características
Control de Posición	No	Detección de umbrales de voltaje
Retroalimentación	No	Control de lazo abierto
Tipo de contacto	Adhesivo	Aplicado directamente en la piel (Figura 3.45 a), al momento de retirarlo generan laceraciones ¹
Lectura constante	Sí	Detecta cambios de umbrales en los músculos
Tipo de señal	Aleatoria	Varía de persona a persona
Zonas de detección	3	Posiciones fijas

¹Es una ruptura en la piel que es resultado de una herida.



(a) Ubicación de electrodos.



(b) Cable apantallado.

Figura 3.45: Señales obtención EMG.

Transductores de presión galgas extensiométricas

De acuerdo a la amputación del usuario se identificó un movimiento que puede realizar a voluntad en la parte interior frontal del muñón (Figura 3.46 a), el mismo que será aprovechado a través de un transductor que transformara la presión existente entre las paredes del socket y el muñón en una resistencia eléctrica (Figura 3.46 b) para el manejo de la prótesis (Tabla 3.2).

Tabla 3.2: Características del transductor de presión (galgas extensiométricas).

Indicador	Acción	Descripción
Alimentación	1	Fuente corriente continua
Cableado	2	Cobre diámetro exterior igual a 0.8 mm
Complejidad de circuitos	No	Acople de amplitudes de voltaje
Errores de medida	Sí	Depende de la presión ejercida en un punto fijo
Interferencia	No	Voltajes comprendidos entre GND y Vcc
Vida útil	Baja	El sudor estropea el transductor
Mantenimiento	Constante	Cambio periódico del transductor
Control de Posición	Sí	Señal de ingreso analógica
Retroalimentación	Sí	Control de lazo cerrado
Tipo de contacto	Rozamiento	Ejerce fricción con la piel provocando laceraciones
Lectura constante	Sí	Detecta cambios de voltaje en el ingreso
Tipo de señal	Analógica	Linealidad de la señal generada está directamente relacionada con la presión que el usuario ejerce
Zonas de detección	1	Posición fija



(a) Ubicación

(b) Forma real

Figura 3.46: Transductor de presión.

Transductor de proximidad óptico

El movimiento producido por el usuario en el muñón genera un desplazamiento de 5mm, desde su posición estable cuando el musculo esta relajado (Figura 3.47 a) y (Figura 3.47 b). Midiendo este desplazamiento con la utilidad de un transductor de proximidad puede controlar cada movimiento de la prótesis (Tabla 3.3).

Tabla 3.3: Características del transductor de proximidad (óptico).

Indicador	Acción	Descripción
Alimentación	1	Fuentes corriente continua
Cableado	3	Cobre diámetro exterior igual a 0.8 mm
Complejidad de circuitos	No	Acople de amplitudes de voltaje
Errores de medida	Sí	Depende del desplazamiento del socket
Interferencia	No	La medición que se realiza es el reflejo de la luz en el muñón
Vida útil	Alta	Fuera de la zona del muñón
Mantenimiento	Esporádico	Al no existir contacto directo con el muñón
Control de Posición	Sí	Señal de ingreso analógica
Retroalimentación	Sí	Control de lazo cerrado
Tipo de contacto	Ninguno	Una distancia de 5 mm del muñón
Lectura constante	Sí	Detecta cambios de voltaje en el ingreso
Tipo de señal	Analógica	Linealidad de la señal generada está directamente relacionada con la distancia, a menor distancia mayor voltaje
Zonas de detección	1	Posición fija alineada al movimiento del muñón



(a) Musculo relajado

(b) Musculo contraído

Figura 3.47: Desplazamiento del muñón.

Considerando las características de cada uno de los transductores se definen los parámetros para realizar una adecuada selección y se realiza una discriminación con valores numéricos asignando 0 al que no cumple con la característica requerida y 5 al que cumple en la totalidad (Tabla 3.4):

Tabla 3.4: Definición de parámetros de selección.

Características	Valoración por transductor		
	EMG	Galgas extensiométricas	Proximidad
Simplicidad de componentes electrónicos	0	5	5
Peso determinado directamente por el sistema de alimentación	2	5	5
Vida útil considerando un funcionamiento de 8 horas diarias	0	2	5
Comodidad para el mantenimiento	0	2	5
No invasivo con el usuario	0	2	5
Complejidad de cableado	0	5	2
Total	2	16	25

De acuerdo al análisis el transductor que cumple con estas características y el más apropiado a diferencia de los demás es el transductor óptico.

3.4.1.2 Diseño de circuitos

En primer lugar se definen las características que debe cumplir el transductor:

- * Cubrir una distancia de entre un milímetro y siete milímetros garantizando así un factor de corrección.
- * El enfoque de la medida se realizara sobre un punto ya definido, no sobre toda la superficie del muñón.
- * Valores de voltaje iguales o superiores a los de alimentación.
- * Fácil conexión y sustitución en caso de averías.

En el mercado se encuentran una infinidad de transductores; el que cumple con las características es: el QBR1114, midiendo una distancia máxima de 8.33 mm y enfocado en un punto establecido por el ángulo del diodo emisor y el sensor (Figura 3.48) [56].

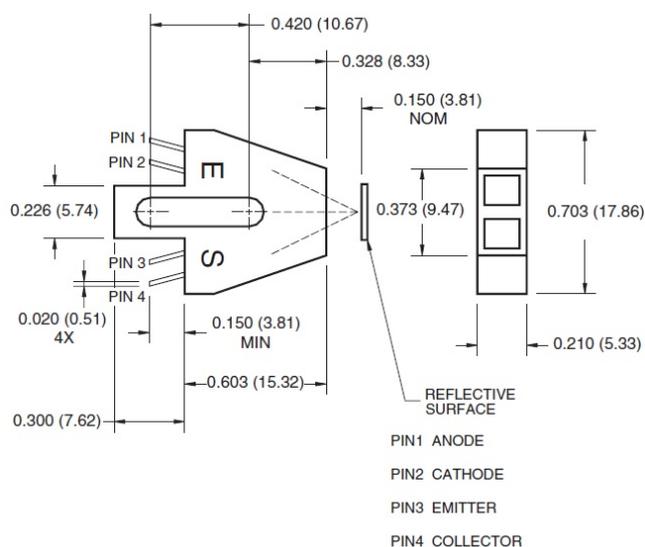


Figura 3.48: Dimensiones del encapsulado. Fuente [56].

De acuerdo a las especificaciones del fabricante (Tabla 3.5) se tiene los siguientes datos tanto del diodo emisor como el sensor, estos son de utilidad el momento de dimensionar los componentes electrónicos.

Tabla 3.5: Parámetros de funcionamiento transductor QRB1114. Fuente [56].

Parámetro	Valor	Unidad
Emisor		
Corriente	40	mA
Voltaje	1.7	V
Receptor		
Corriente	0.1	mA
Voltaje	4.5	V

Emisor

Al alimentar un diodo cualquiera, se debe estabilizar su corriente de consumo a través de una resistencia, como tiene un bajo consumo de corriente la conexión será directa entre +5 y GND (Figura 3.49).

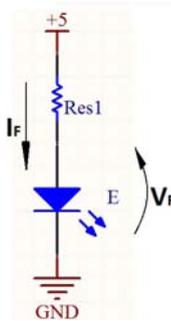


Figura 3.49: Conexión eléctrica del emisor.

$$R_{es1} = \frac{(+5 - V_F)}{I_F} = \frac{(5 - 1.7)}{40 \text{ mA}} = 82.5 \Omega \approx 82 \Omega \quad (3.8)$$

Receptor

Genera un voltaje analógico, cuya amplitud está directamente relacionada con la distancia a la que se encuentra el objeto que en este caso es el muñón (Figura 3.50).

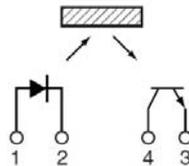


Figura 3.50: Diagrama esquemático del sensor. Fuente [56].

Se considera que este sensor genera una caída de tensión entre el emisor y el colector; dependiendo de su alimentación varía desde valores de $V_{cc} - 4.5$ hasta V_{cc} , es así que se define la conexión de la siguiente manera (Figura 3.51).

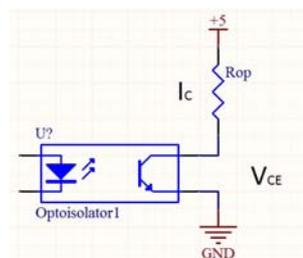


Figura 3.51: Conexión eléctrica del sensor.

$$R_{op} = \frac{(+5 - V_{CE})}{I_C} = \frac{5}{0.1 \text{ mA}} = 50 \text{ k}\Omega \approx 47 \text{ k}\Omega \quad (3.9)$$

El circuito en conjunto (Figura 3.52) varía la señal de salida en función de la distancia a la que se encuentra el objeto.

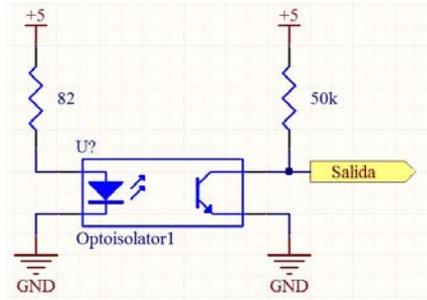


Figura 3.52: Conexión eléctrica del sensor QRB1114.

3.4.1.3 Pruebas preliminares

Con el diseño del primer modelo de socket se ubica el sensor dentro de una cavidad alineada a las dimensiones establecidas (Figura 3.46 a) para determinar la distancia en función del voltaje medido.

Cuando el codo forma un ángulo de 90° grados con respecto al brazo (Figura 3.53), genera una posición denominada horizontal, los valores (Tabla 3.6) son diferenciados por el peso adicional.



Figura 3.53: Posición horizontal de socket.

Los dos pesos adicionales que se acoplan al socket son: la prótesis de mano y la batería, estas con un peso de 355 g y 265 g respectivamente, al realizar las pruebas preliminares el peso que se agrego es el de la batería, teniendo entonces:

Tabla 3.6: Posición horizontal de socket.

Músculos	Sin peso	Con peso	Unidad
Contraído	2.86	4.50	[V]
Relajado	0.62	3.24	[V]

Si el codo forma un ángulo de 180° con respecto al brazo (Figura 3.54), a esta posición se denomina vertical; se obtiene un valor de medida diferente por la existencia de la gravedad que tiende a separar el socket del usuario.



Figura 3.54: Posición vertical del socket.

Considerando el mismo peso adicional, los valores de medición preliminar (Tabla 3.7), sujetos a condiciones de medida similares son:

Tabla 3.7: Valores de distancias verticales.

Músculos	Sin peso	Con peso	Unidad
Contraído	4.12	5.74	[V]
Relajado	2.86	5.74	[V]

Para garantizar las distintas mediciones el socket tiene que ser ajustado exactamente, por tal motivo la medida más precisa que se obtuvo al momento que el usuario sostiene el modelo de socket (Figura 3.55), evitando que el mismo se desplace de su posición original.



Figura 3.55: Ajuste manual del modelo de socket.

La gravedad no interviene en los valores (Tabla 3.8), al hacer una sujeción manual del modelo de socket, en conclusión la variable del peso no modifica los valores obteniendo así:

Tabla 3.8: Valores de distancias sujetando manualmente el modelo de socket.

Músculos	Sin peso	Con peso	Unidad
Contraído	0.74	0.76	[V]
Relajado	2.86	2.80	[V]

3.4.1.4 Análisis de resultados

Recopilando cada uno de los valores se tiene que la adquisición correcta de los datos está sujeta a ajustes de tipo constructivo, el modelo utilizado para las pruebas preliminares presenta diferentes falencias de ajuste; al tamaño y forma del antebrazo, las cuales ayudaran para las mejoras en el nuevo modelo de socket.

Para el análisis de la generación de movimientos de la prótesis de mano se ha tomado los valores de la Tabla 3.8 con la corrección en el modelo de socket se garantizara que este no tenga ningún tipo de desplazamiento debido a los pesos adicionales, por lo que estos valores se ajustan a los requerimientos constructivos.

Definiendo la variación de voltaje en la ecuación (3.10), que existe en una distancia aproximada a los 5mm se obtienen los valores límites entregados por el sensor.

$$\Delta V = V_F - V_o = 2.86 - 0.74 = 2.12 V \quad (3.10)$$

Denominando:

* V_o : Voltaje inicial.

* V_F : Voltaje final.

Los valores calculados se encuentran con una amplitud pequeña con respecto a la alimentación que es igual a 5 [V] de corriente continua.

3.4.1.5 Ajustes

Con la finalidad de una correcta adquisición de datos, los valores deben tener un error mínimo y la resolución tendría que estar ajustada a la referencia o al nivel de voltaje de alimentación.

El valor inicial se aproxima a GND por lo que no es necesario un acople para este valor y será tomado como cero en el diseño del programa. El valor final se encuentra en un 57.2 % del voltaje de referencia y lo elevamos en amplitud con ayuda de amplificadores operacionales de una sola fuente (LM324AM), en configuración no inversor (Figura 3.56).

El integrado LM324AM (Figura 3.57) consta de cuatro canales de similares características la cuales son (Tabla 3.9) [57]:

Tabla 3.9: Parámetros de funcionamiento LM324AM. Fuente [57].

Parámetro	Valor	Unidad
Corriente de trabajo máxima	1.2	mA
Voltaje máximo de trabajo	32	V

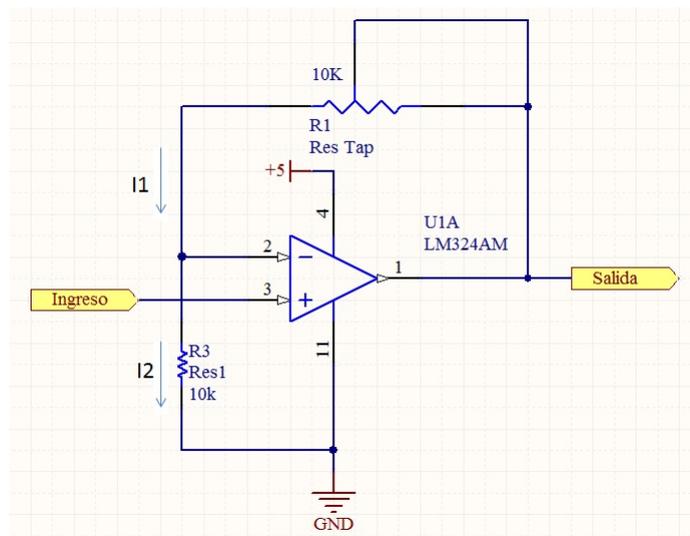


Figura 3.56: Circuito de amplificador no inversor.

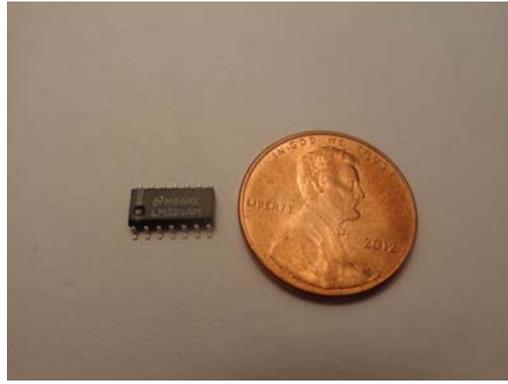


Figura 3.57: Dimensiones de LM324AM comparado con una moneda de USS 0.01 ctvs.

Analizando las características de un amplificador operacional se definen dos aproximaciones para el cálculo que son:

$$V_{(+)} = V_{(-)} = -V_{\text{ingreso}}$$

$$I_1 = I_2$$

Calculando las corrientes en función de las resistencias y voltajes para I_2 :

$$V_{(+)} = I_2 \cdot R_3 \quad (3.11)$$

$$I_2 = \frac{V_{(+)}}{R_3} \quad (3.12)$$

Para I_1 :

$$V_{(\text{salida})} - V_{(+)} = I_1 \cdot R_1 \quad (3.13)$$

$$I_1 = \frac{V_{(\text{salida})} - V_{(+)}}{R_1} \quad (3.14)$$

Igualando las corrientes tenemos:

$$V_{\text{salida}} = V_{(+)} \cdot \left(\frac{R_1}{R_3} + 1 \right) \quad (3.15)$$

Dentro de la ecuación (3.15) existen variables indefinidas como son las de las dos

resistencias, para ello podemos imponernos una de las resistencias y garantizar la correcta amplificación, ecuación (3.16). En nuestro caso el factor de ganancia es igual a:

$$\alpha = \frac{V_{\text{salida}}}{V_{(+)}} = \frac{5}{2.86} = 1.748 \quad (3.16)$$

Se maneja tres distintas posibilidades para imponer los valores de resistencia los cuales son:

- * **R1 mayor a R3:** la relación de resistencias aumenta directamente según el valor de resistencia R1, logrando una amplificación superior a dos veces el ingreso (Figura 3.58).

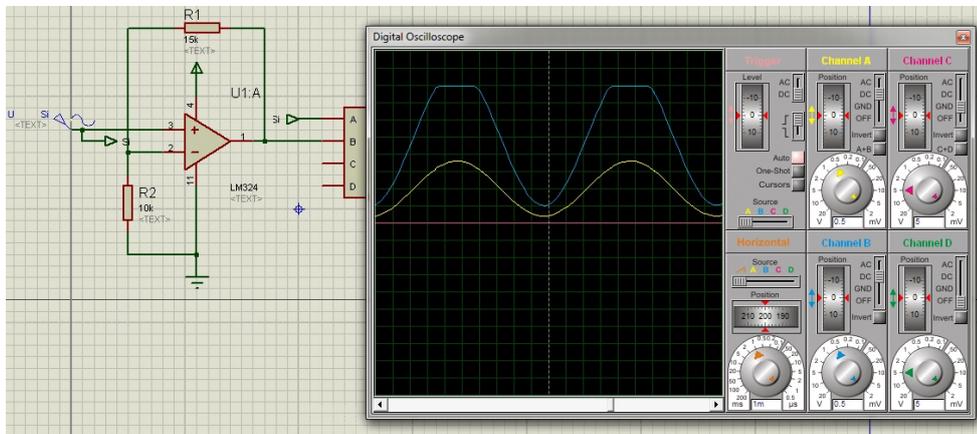


Figura 3.58: Comportamiento de $R_1 > R_3$.

- * **R3 mayor a R1:** la relación de las resistencias disminuye directamente con el valor de la resistencia R3, generando una amplificación máxima de dos veces el ingreso (Figura 3.59).

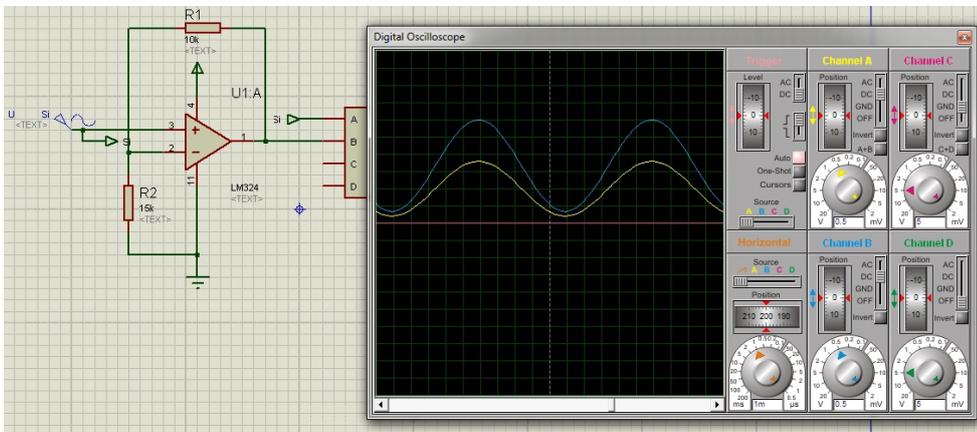


Figura 3.59: Comportamiento de $R_3 > R_1$.

* **R1 igual a R3:** genera una amplificación de igual a dos veces el ingreso (Figura 3.60).

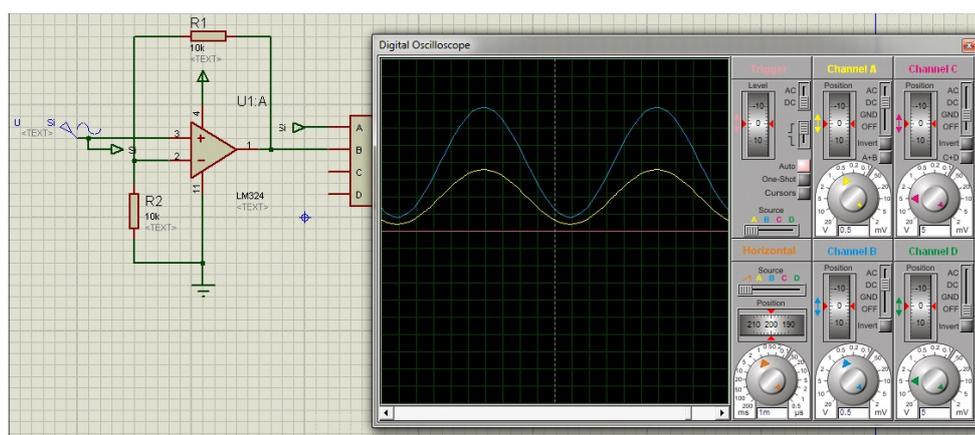


Figura 3.60: Comportamiento de $R_3 = R_1$.

Con un factor de ganancia igual a 1.748 que se determinó en la ecuación (3.16), el comportamiento requerido para el cálculo es el que viene dado por la relación $R_3 > R_1$, imponiendo un valor de 10 k a R_1 tenemos:

$$\left(\frac{R_1}{R_3} + 1\right) = 1.748 \quad (3.17)$$

$$R_3 = \left(\frac{10\text{ k}}{1.748 - 1}\right) = 13.36\text{ k}\Omega \approx 12\text{ k}\Omega \quad (3.18)$$

Para el ajuste de la ganancia se emplea un potenciómetro de precisión debido a que la señal proveniente del movimiento del muñón depende de la comodidad de usuario.

3.4.1.6 Acople con el socket

Para el acople del sensor al socket se requiere una cavidad diseñada de dimensiones exactas para el posterior mantenimiento del mismo. Por motivo de carácter constructivo el sensor fue ubicado alineado con el movimiento del muñón pero de forma lateral (Figura 3.61 a) y (Figura 3.61 b) sin perjudicar la movilidad del mismo y guardando una distancia aproximada a los 5mm para evitar rozamiento y posibles laceraciones, las dimensiones de la cavidad fueron establecidas en base al encapsulado del sensor siendo estas de 8 mm de ancho, 17 mm de alto y 28 mm de profundidad.



(a) Dimensiones

(b) Ubicación

Figura 3.61: Cavidad para alojamiento del sensor.

3.4.2 Actuadores

Son los encargados de mover las articulaciones de los dedos indistintamente, adecuándose a los mecanismos de eslabonamiento diseñados y construidos; debido a esto se requiere actuadores de vástago lineal.

Actuadores eléctricos

A través de sistemas mecánicos se transforman movimientos rotacionales que provienen de motores estándar de corriente continua a movimientos lineales. Se tienen en cuenta el espacio reducido en el diseño de la palma de la prótesis el cual aloja los actuadores y los circuitos de control.

Comercialmente se encuentra el actuador PQ12 (Figura 3.62), denominado por el fabricante como el actuador lineal miniatura, maneja una dimensión de vástago útil igual a 20 mm, el uso de este actuador es fácil basta con aplicar la una tensión de corriente continua que va de acuerdo al modelo adquirido y el vástago se desplaza en una dirección e invertir la misma tensión para que el desplazamiento cambie de sentido [58].



Figura 3.62: Actuador PQ12.

Al poseer una retroalimentación de tipo resistiva las aplicaciones que este actuador

tiene son variadas, la posibilidad de tener datos de posición en un instante en específico en el caso de la prótesis sirve para mantener cada uno de los dedos en posiciones intermedias (Figura 3.63).



Figura 3.63: Posiciones intermedias de los dedos.

3.4.2.1 Dimensionamiento de elementos

Teniendo definido el actuador, conocemos de distintos tipos que se caracterizan por el voltaje de alimentación, la opción de engranajes y el control de la retroalimentación. Comercialmente se lo encuentra con el siguiente código PQ12-GG-VV-C [58], las cuales nos indican las características siguientes:

- * **GC:** relación del reductor entre las que están 30, 63 y 100. Con relación de reducción alta disminuye velocidad y aumenta la fuerza.
- * **V:** voltaje de actuadores con alimentación de 6 [V] y 12 [V].
- * **C:** control **P** potenciómetro de retroalimentación y **S** finales de carrera.

Determinando las características constructivas de cada uno y haciendo una comparación (Tabla 3.10) entre estas, se definen parámetros de velocidad y fuerza.

Tabla 3.10: Comparación entre los modelos de actuador PQ12. Adaptada de [58].

Parámetros	30:1	63:1	100:1
Punto pico de potencia	7 N @ 12 mm/s	20 N @ 7 mm/s	27 N @ 4 mm/s
Punto pico de eficiencia	4 N @ 18 mm/s	10 N @ 9 mm/s	14 N @ 4 mm/s
Máxima velocidad (sin carga)	25 mm/s	12 mm/s	14 mm/s
Máxima fuerza (levantar)	9 N	24 N	35 N
Máxima carga lateral	5 N	10 N	15 N
Fuerza de carga al retroceso	15 N	35 N	60 N

Al tener dimensiones similares estas comparten características (Tabla 3.11) propias de construcción como son: tamaños, tiempo de vida útil, ruido y corriente de retroalimentación.

Tabla 3.11: Característica de actuador PQ12. Adaptada de [58].

Vástago útil	20 mm
Voltaje de alimentación	6 ó 12 Vdc
Corriente estática	550 mA @ 6 V, 220 mA @ 12 V
Peso	15 g
Tiempo de vida	20 000 acciones, 20% ciclos de trabajo
Ruido generado	55 dB @ 45 cm
Pontenciómetro de retroalimentación	1/8 W no amortiguado, 10k Ω potenciómetro.
Corriente de retroalimentación	Corriente de fuga 8 μ A

Analizando cada uno de los diferentes tipos de motores existentes se puede asegurar que comparten gran similitud entre los mismos, para descartar cada uno de ellos nos regimos en las gráficas de consumo de *corriente vs fuerza ejercida* (Figura 3.64), considerando que la fuerza aplicada para el movimiento de los dedos de la prótesis es cercana a cero.

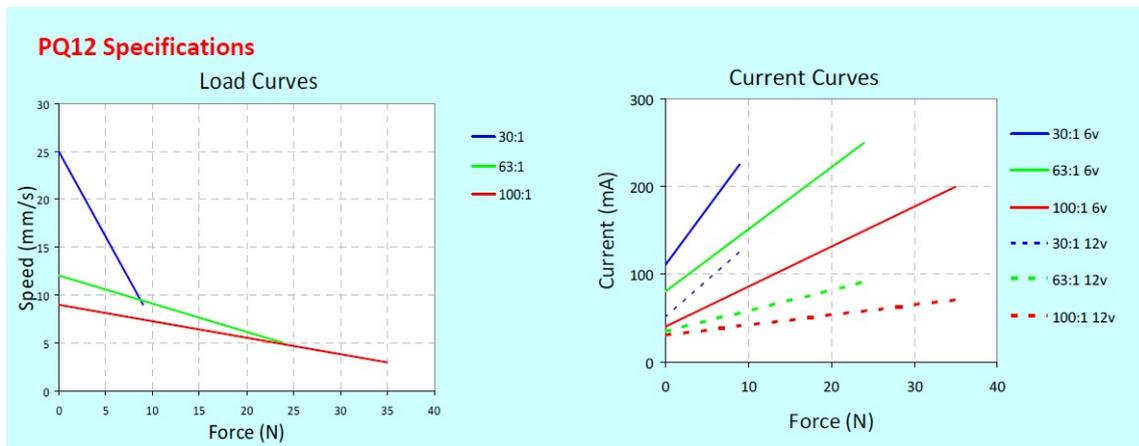


Figura 3.64: Curvas características de los motores PQ12. Fuente [58].

De la gráfica de *corriente vs fuerza* se obtiene los datos nominales de consumo a vacío, trabajando con un voltaje de 6 [V] el consumo y la velocidad promedio (Tabla 3.12) de cada actuador según su relación de reducción.

Tabla 3.12: Consumo de corriente nominal determinado por la Figura 3.64.

Relación del reductor	Corriente	Velocidad
30	107.66 mA	25 mm/s
63	80.30 mA	12 mm/s
100	35.20 mA	9 mm/s

Considerando este análisis escogemos dos de estos modelos de acuerdo a su relación de reducción de 30:1 y de 63:1, por el motivo de la velocidad y la fuerza que estos manejan, evitando los movimientos lentos de cada uno de los dedos de la prótesis.

Los motores que ejercen mayor presión son ubicados en los dedos índice y pulgar para el movimiento de pinza y sujeción de objetos (Figura 3.65), al considerar los dedos sobrantes como de apoyo necesitan una presión inferior.



Figura 3.65: Dedos índice y pulgar generando movimiento de pinza.

3.4.2.2 Diseño de circuitos

Determinando cada uno de los pines conductores tanto del actuador PQ12-GG-V-C (Figura 3.66), se conoce que trabajan con una alimentación igual a 6 voltios, con una retroalimentación por potenciómetro.

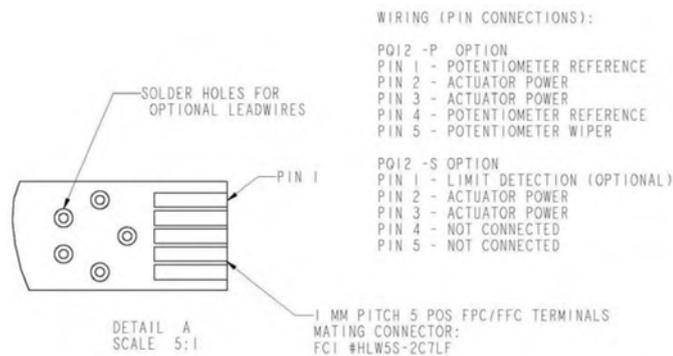


Figura 3.66: Distribución de pines actuador PQ12. Fuente [58].

Aplicando la alimentación en los pines 2 y 3 se genera el movimiento del vástago, alimentando los extremos del potenciómetro que vendrían a ser los pines 1 y 4 se mide una diferencia de potencial en el pin 5 directamente relacionada con la distancia del vástago.

Considerados como motores estándar de corriente continua es necesaria una inversión en el sentido de rotación, el método de inversión está limitado por la alimentación

de una sola fuente, debido a esto y para usar elementos de estado sólido se optó por la configuración de puente H, dentro del mercado existe un integrado capaz de realizar esta función con una configuración propia del mismo como es el L293DD (Figura 3.67), únicamente tres bits de control, uno para la activación y dos para el sentido de giro (Tabla 3.13).

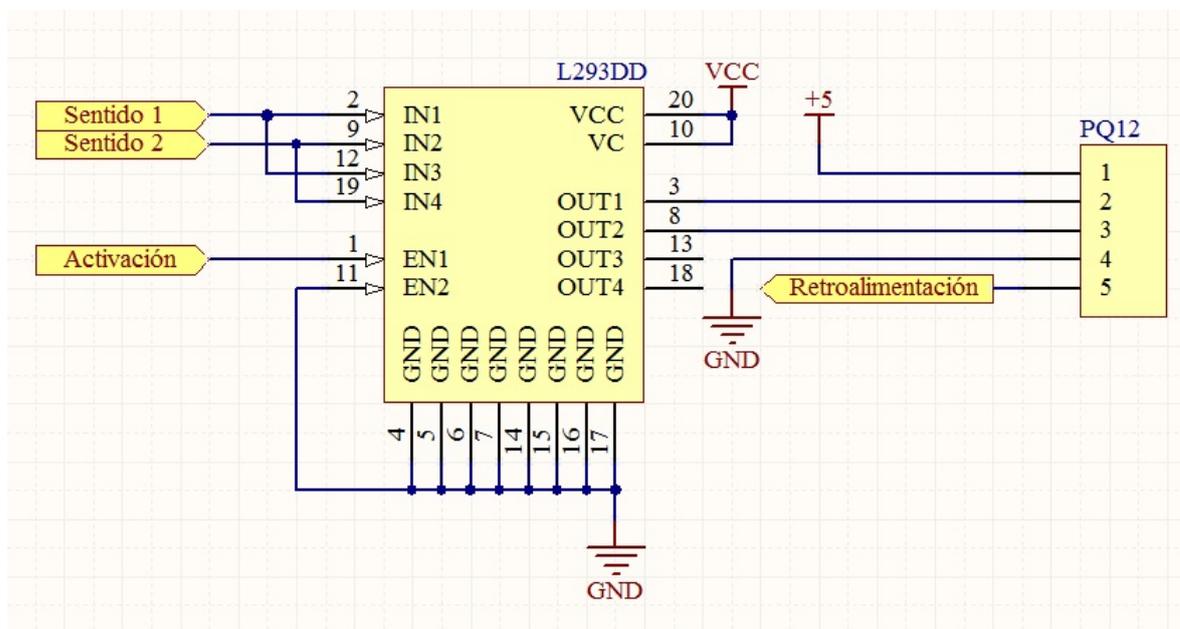


Figura 3.67: Driver de control para el motor PQ12.

Tabla 3.13: Valores de verdad integrado L293DD. Adaptado de [59]

Sentido 1	Sentido 2	Activación	Salida 1	Salida 2
0	0	0	Z	Z ¹
0	1	1	0	1
1	0	1	1	0
1	1	1	1	1

¹Alta impedancia.

EL L293DD (Figura 3.68), cuenta con diodos internos para evitar las corrientes de retroalimentación debido a los motores, cuyas características son:

Tabla 3.14: Parámetros de funcionamiento del L293DD. Fuente [59].

Parámetro	Valor	Unidad
Corriente de trabajo máxima por canal	600	mA
Voltaje máximo de trabajo por canal	36	V

En el caso de la prótesis se usarán los canales en pares para lograr la inversión, el voltaje que soportan los bits de control pueden ser de un máximo de 7[V] [59].

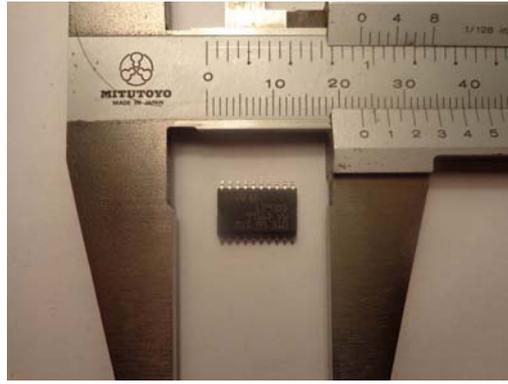


Figura 3.68: Integrado SMD L293DD.

La prótesis se encuentra continuamente alimentada por una batería, cada uno de los potenciómetros de retroalimentación tienen un valor de 10 [k] y la conexión propia de los mismos (Figura 3.69), viene dada por alimentación directa.

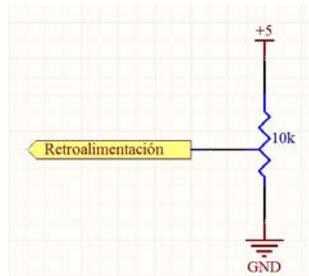


Figura 3.69: Conexión de retroalimentación PQ12.

Esto genera una corriente que es desaprovechada de en su totalidad sin tener ninguna acción concreta o utilidad que justifique su conexión el 100% del tiempo que viene dada por la ley de Ohm:

$$I = \frac{V}{R} = \frac{5\text{ V}}{10\text{ k}\Omega} = 0.5\text{ [mA]} \quad (3.19)$$

Esta corriente se considera insignificante pero al existir cinco de estas resistencias conectadas de igual manera, ecuación (3.20) obtenemos el equivalente:

$$R_{\text{eq}} = \frac{1}{\frac{1}{10\text{ k}\Omega} + \frac{1}{10\text{ k}\Omega} + \frac{1}{10\text{ k}\Omega} + \frac{1}{10\text{ k}\Omega} + \frac{1}{10\text{ k}\Omega}} = \frac{1}{\frac{5}{10\text{ k}\Omega}} = \frac{10\text{ k}\Omega}{5} = 2\text{ [k}\Omega] \quad (3.20)$$

Lo antes planteado genera una corriente, ecuación (3.21) de retroalimentación.

$$I = \frac{V}{R} = \frac{5}{2\text{ k}\Omega} = 2.5\text{ [mA]} \quad (3.21)$$

Procediendo a interrumpir el voltaje a través de un transistor de tipo NPN caracterizado por su hfe de 330 comercialmente denominado 2N3904 [60], (Figura 3.70) para mejorar el factor energético únicamente funcionara el momento que necesitemos la lectura de la posición de los dedos.

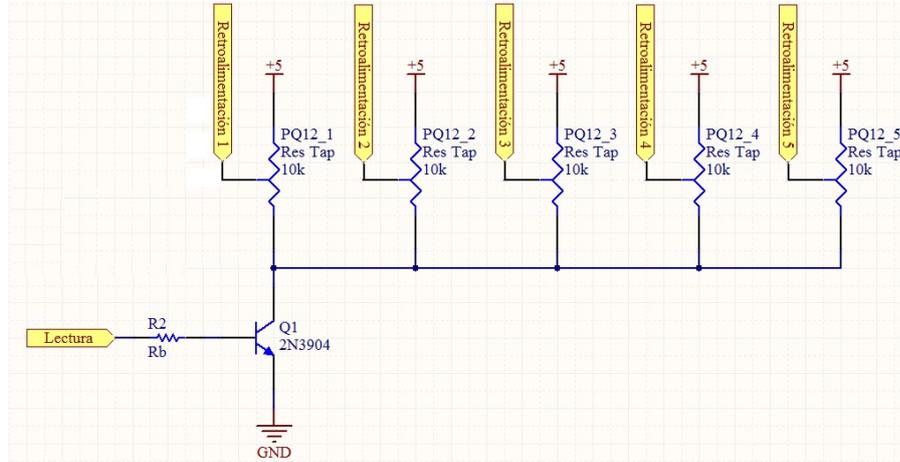


Figura 3.70: Conexión de retroalimentación controlada PQ12.

Considerando una corriente de colector en la ecuación (3.21), se determinan la resistencia de base, ecuación (3.23) el transistor trabajará en la zona de corte y saturación, con una garantía de 5 para asegurar una correcta conmutación.

$$I_b = \frac{I_c}{hfe} \cdot G = \frac{2.5 \text{ mA}}{330} \cdot 5 = 37.87 [\mu\text{A}] \quad (3.22)$$

$$R_b = \frac{V_{dd} - V_{BE}}{I_b} = \frac{(5 - 0.7)V}{37.87 \mu\text{A}} = 113546.34 \Omega \approx 120 [\text{k}\Omega] \quad (3.23)$$

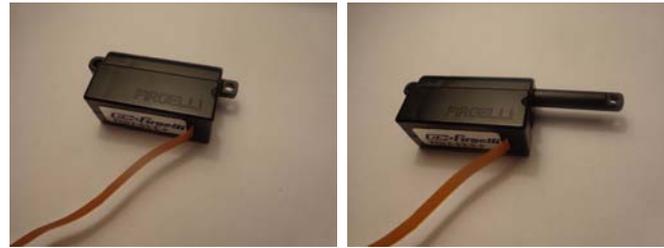
3.4.2.3 Pruebas preliminares

Actuador

El sentido de desplazamiento depende de la polaridad de la alimentación (Tabla 3.15), definiendo el desplazamiento como el movimiento del vástago hacia adentro y hacia afuera (Figura 3.71).

Tabla 3.15: Desplazamiento en función de la alimentación.

Pin 2	Pin 3	Sentido
Vcc	GND	Adentro
GND	Vcc	Afuera



(a) Adentro.

(b) Afuera.

Figura 3.71: Desplazamiento del vástago.

Una vez determinadas corrientes nominales que se desean controlar procedemos a analizar los picos de corriente (Tabla 3.16), que en general se producen al encontrarse el vástago en uno de sus extremos; inferior (Figura 3.71 a) o superior (Figura 3.71 b).

Tabla 3.16: Corrientes de funcionamiento actuador PQ12.

Descripción	PQ12-30-06-P	PQ12-30-06-P	Unidades
En funcionamiento (nominal)	95	65	mA
Extremo inferior	250	230	mA
Extremo superior	245	235	mA

Retroalimentación

El sistema de retroalimentación está en función de la variación de resistencia existente de acuerdo al movimiento del vástago (Tabla 3.17), se genera un potencial eléctrico entre el pin 5 del actuador y GND (Figura 3.72 a, b, c, d).

Tabla 3.17: Voltaje de retroalimentación en función de la distancia.

Descripción	Distancia [mm]	Potencial [V]
0	0	5.00
1	10	4.62
2	16	2.78
3	21	1.04
4	25	0.13



(a) Posición 1

(b) Posición 2

(c) Posición 3

(d) Posición 4

Figura 3.72: Potencial en función de la distancia

3.4.2.4 Análisis de resultados

En el caso de la prótesis cada uno de los dedos se mueven en forma individual utilizando un actuador para cada uno, el consumo de corriente promedio de cada actuador está definido en la Tabla 3.16), se considera un consumo de corriente estimado de la prótesis igual a 415 [mA], conociendo que la prótesis consta de dos actuadores PQ12-63-06-P y tres actuadores PQ12-30-06-P, lo que será de utilidad al momento de definir el sistema de alimentación.

La retroalimentación es conectada a una fuente de tensión estabilizada igual a 5Vcc, lo que permite una correcta lectura, sin verse afectada al momento que disminuye la tensión de ingreso.

3.4.2.5 Acople de los actuadores en la prótesis

Dentro de la palma de la prótesis existen cuatro diferentes cavidades (Figura 3.73), capaces de alojar los diferentes actuadores sujetos a presión.



Figura 3.73: Cavidades en la palma para actuadores PQ12.

De acuerdo al diseño los actuadores de menor torque se ubicaran en las cavidades de los dedos meñique, anular y medio (Figura 3.74).



Figura 3.74: Ubicación de actuadores PQ12-30-06-P.

Los dedos índice y pulgar son accionados por los actuadores de mayor torque (Figura 3.75 a) y (Figura 3.75 b).

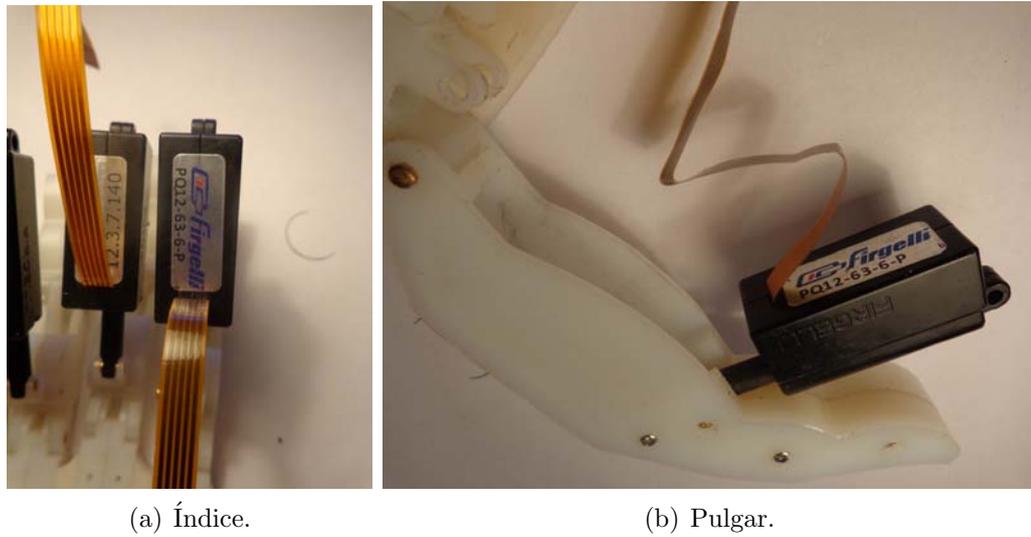


Figura 3.75: Ubicación de actuadores PQ12-63-06-P.

3.4.2.6 Pruebas individuales por dedo

El ángulo medido del extremo del dedo con respecto a la palma (Figura 3.76 a) y (Figura 3.76 b). En función de la retroalimentación se establecen los límites de trabajo del vástago, evitando así excesos de corriente eléctrica en los extremos del actuador.

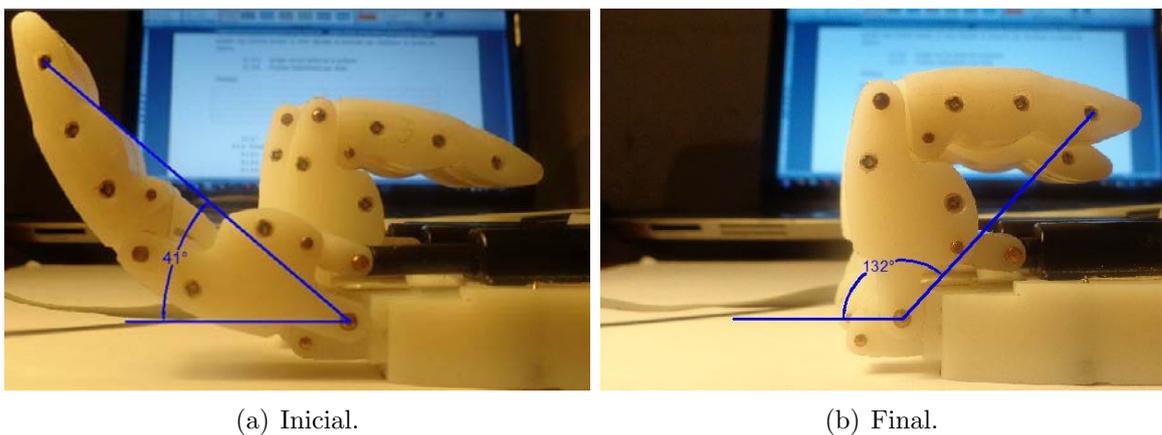


Figura 3.76: Ángulos medidos posición.

Las mediciones en función del voltaje de retroalimentación fueron tomadas individualmente por cada uno de los dedos del prototipo construido (Tabla 3.18).

Tabla 3.18: Comportamiento del actuador de acuerdo al cierre de los dedos.

	Voltaje [V]	Corriente nominal [mA]	Ángulo [deg]	Δ retro [V]	Área de trabajo [deg] ¹
Meñique	0.43	95	41	3.96	91
	1.16	92	80		
	2.73	90	99		
	4.39	85	132		
Anular	0.45	82	36	3.94	92
	1.18	90	52		
	2.42	98	81		
	4.39	97	128		
Medio	1.16	100	39	3.54	76
	2.37	102	69		
	3.43	95	89		
	4.70	90	115		
Índice	0.45	65	37	4.01	92
	1.53	70	68		
	2.69	68	97		
	4.46	62	130		
Pulgar	1.76	68	45	1.69	49
	2.19	65	37		
	2.84	69	16		
	3.39	61	-4		

¹Grados sexagesimales.

3.4.2.7 Análisis de resultados por dedo

De la (Tabla 3.18) se toman los valores del dedo pulgar, los cuales demuestran que tiene un área de trabajo menor en función de los ángulos generados, por tal motivo la resolución de voltaje de retroalimentación es pequeña, dificultando el control y provocando movimiento bruscos en comparación con el resto de los dedos.

3.4.3 Circuito de procesamiento

Se ha definido un sistema basado en un microcontrolador PIC16F877A, encargado de la lectura de las señales de ingreso; comparando el sistema de adquisición y las retroali-

mentaciones de cada uno de los actuadores a través de convertidores analógicos digitales, se procede a la generación de PWM en función la retroalimentación para posicionar los actuadores.

Para abaratar costos por concepto ingeniería se tomó en cuenta para el diseño:

- * El manejo del tipo de señales planteadas.
- * El número tanto de señales de entrada como de salida.
- * El espacio disponible para alojar los circuitos de control, regulación de voltaje y drivers de accionamiento para los actuadores.

Se trabajó en proyectos anteriores con los conocidos microcontroladores PIC¹ de la marca Microchip las características propias del mismo son:

- * Área de código y de datos separadas (Arquitectura Harvard) [61].
- * Implementa segmentación de tal modo que la mayoría de instrucciones duran 1 tiempo de instrucción (o 4 tiempos de reloj).
- * Los procesos son secuenciales no puede realizar dos procesos en el mismo instante de tiempo.
- * Manejo conversores analógicos digitales.
- * Comparadores de ventana.
- * Timers para generación de interrupción por tiempo controlado.
- * Múltiples entradas y salidas digitales.

Considerando que las señales de mediadas no tienen un grado de complejidad elevado el dispositivo descrito se ajusta a las necesidades.

3.4.3.1 Dimensionamiento de elementos

Definiendo cada uno de los elementos comandados por el sistema de control se enumeran cada una de las salidas digitales necesarias para el funcionamiento de la prótesis (Tabla 3.19), las conexiones para la dirección del vástago son conectadas en paralelo y todos los drivers comparten las mismas salidas.

¹Controlador de interfaz periférico.

Tabla 3.19: Descripción de salidas para el control.

Tipo	Conexión	Descripción
Digital	Dirección del vástago 1	Movimiento del vástago hacia fuera
Digital	Dirección del vástago 2	Movimiento del vástago hacia adentro
Digital	Activación U1, L293DD CH 1,2	Activa el actuador del meñique
Digital	Activación U1, L293DD CH 3,4	Activa el actuador del anular
Digital	Activación U2, L293DD CH 1,2	Activa el actuador del medio
Digital	Activación U2, L293DD CH 3,4	Activa el actuador del índice
Digital	Activación U3, L293DD CH 1,2	Activa el actuador del pulgar
Digital	Activación Q1, retroalimentación	Activa la retroalimentación de todos los actuadores

Se comandará ocho salida digitales, dos de las cuales generan una modulación por ancho de pulso y son las que definen la dirección, usando dos timers se genera este tipo de modulación TMR0 encargada del tiempo del periodo y TMR1 del tiempo en alto, para un control adecuado las retroalimentaciones de cada actuador se comparan con la señal de ingreso conectadas a seis canales de conversión analógico digital.

En el mercado se consigue el PIC 16F877A en distintos tipos de encapsulados conocidos comúnmente por sus siglas en inglés [61]:

- * **DIP:** Dual in-line package
- * **PLCC:** Plastic leaded chip carrier
- * **TQFP:** Thin Quad Flat Package.

Para las pruebas preliminares se manejó el encapsulado de tipo DIP, y para el diseño de circuito impreso final se utiliza el mismo microcontrolador en encapsulado tipo TQFP, minimizando el espacio que ocupa (Figura 3.77 a) y (Figura 3.77 b).



(a) TQFP.

(b) DIP.

Figura 3.77: Encapsulado del PIC 16F877A.

Para trabajar, el pic necesita de una oscilación que se generara en los pines 30 y 31, en la hoja del fabricante se determinan las posibles configuraciones pueden darse dependiendo de la frecuencia o uso [61]:

- * **XT:** compuesto por un cristal y dos condensadores.
- * **RC:** compuesto por una resistencia y un condensador.
- * **HS:** compuesto por un cristal de alta velocidad.
- * **LP:** compuesto por un cristal de baja frecuencia y bajo consumo de potencia.

De acuerdo al diseño no es necesaria una frecuencia elevada para los ciclos de trabajo, es recomendable el uso de un oscilador con capacitores, filtrando y eliminando ruido de esta manera, se usa un resonador de 4 MHz (Figura 3.78 a) y (Figura 3.78 b).

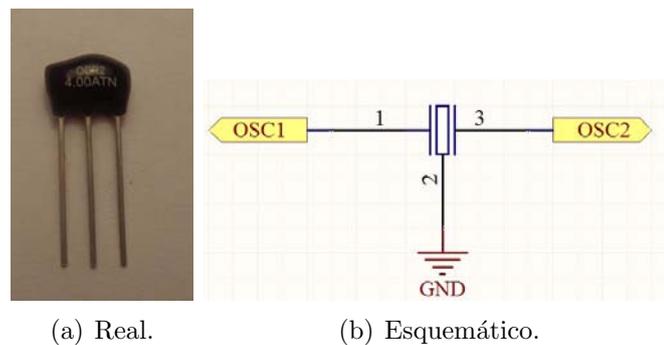


Figura 3.78: Resonador de 4 Mhz.

El MCLR (reset) se activa con señales de nivel de voltaje cero en el pin 1 mediante un pulsante (Figura 3.79 a) y (Figura 3.79 b) se encarga de regresar a una posición de arranque en el caso que el sistema de control colapse o el programa ingrese en un bucle infinito.

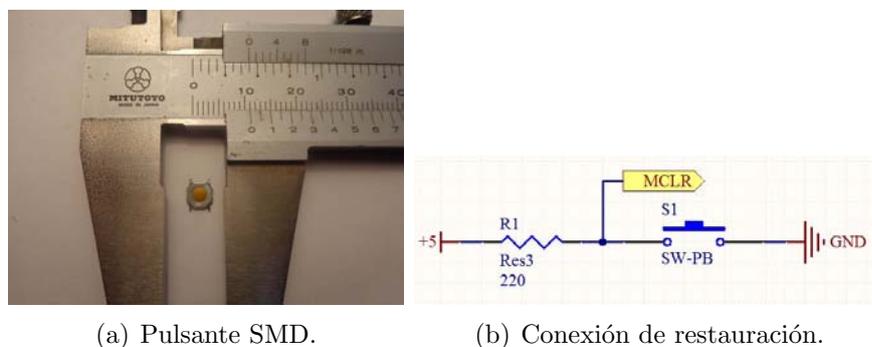


Figura 3.79: MCRL.

3.4.3.2 Diseño de circuito

Los pines en el circuito de control presentan una distribución característica (Figura 3.80).

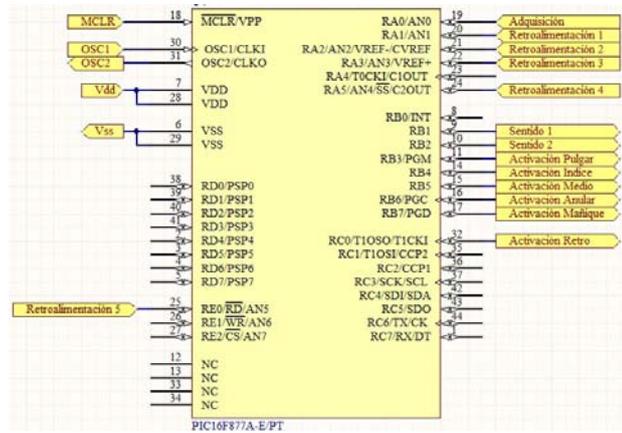


Figura 3.80: Distribución de pines PIC 16F877A.

La conexión eléctrica con los circuitos de los actuadores (Figura 3.81), se replica tres veces para el manejo de los cinco dedos.

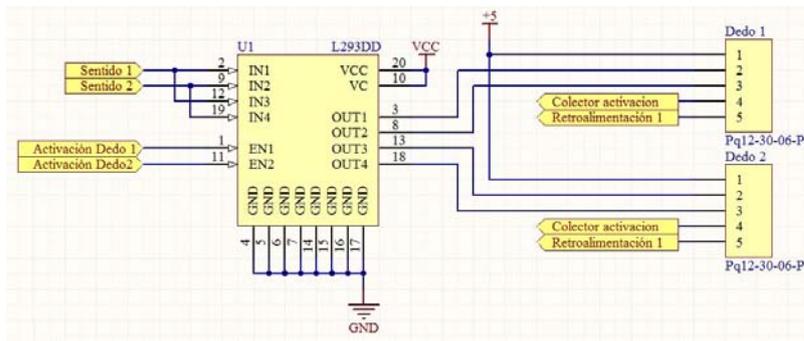


Figura 3.81: Diagrama esquemático para la conexión de los actuadores.

La conexión eléctrica con el circuito de adquisición presenta un diagrama específico (Figura 3.82).

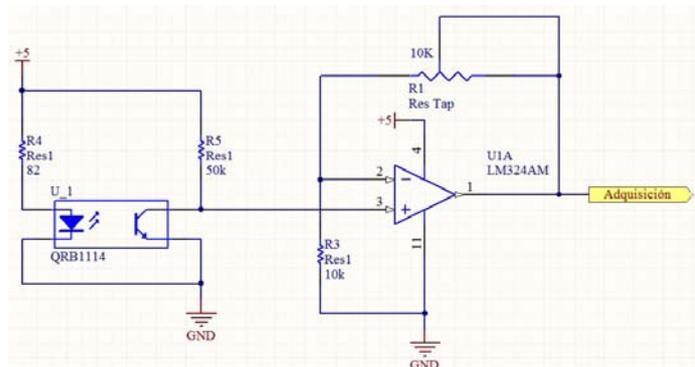


Figura 3.82: Diagrama esquemático del circuito de adquisición.

El microcontrolador funciona con una fuente de corriente continua, usando un regulador de voltaje L7805 (Figura 3.83), se garantiza una alimentación constante de 5[V], en el caso de disminución de voltaje por descarga de batería, la alimentación al control se suspende, en el diseño se separan dos voltajes: el regulado (+5) alimenta el sistema de control y el generado por la batería (Vcc) alimenta los driver para el control de los actuadores (Figura 3.84).



Figura 3.83: Dimensiones del regulador de voltaje 7805.

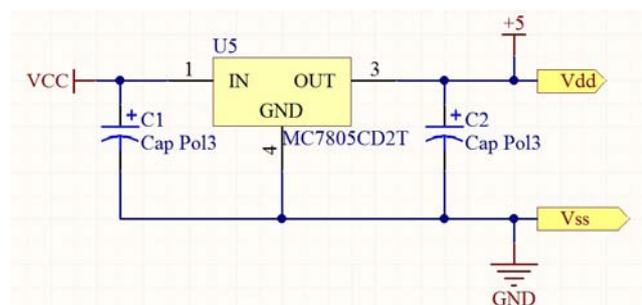


Figura 3.84: Regulación de voltaje para control.

En el supuesto caso de una avería por corto circuito existe un fusible de 1[A] (Figura 3.85), el mismo que interrumpe la corriente proveniente de la batería y evitando daños severos en el sistema de control.



Figura 3.85: Dimensiones del fusible SMD 1[A].

3.4.3.3 Pruebas preliminares

Los parámetros en los que se realizan las pruebas son de consumo de corriente y caída de tensión (Tabla 3.20), de cada uno de los elementos que integran el sistema.

Tabla 3.20: Consumos del circuito de control y sus componentes electrónicos.

Parámetro	Medición	Valor	Unidad
Corriente de control	Nominal	19.70	mA
	Máxima	20.00	mA
	PIC	2.02	mA
	LM324	0.69	mA
	LM324 máxima	0.89	mA
Corriente de elementos	QRB1114	15.28	mA
	Reset	10.00	mA
	Retroalimentación PQ12-30-06-P	0.32	mA
	Retroalimentación PQ12-63-06-P	0.23	mA
Voltaje	Alimentación	6.46	V
	Control	5.02	V

3.4.3.4 Análisis de resultados

Los elementos por separado absorben una corriente, al igual que cada configuración por medio de elementos pasivos, siendo esta necesaria para disminuir el consumo energético los elementos, no funcionan el 100% del tiempo, únicamente cuando son necesarios, caso contrario el consumo es el nominal 20 [mA], si no existe una señal externa para el accionamiento de los actuadores esta corriente permanece constante, el consumo mayor es el movimiento de los dedos.

El consumo de cada actuador analizado previamente en promedio es 90 [mA], el tiempo en el que el dedo se cierra completamente es 1.5 segundos, entonces en un periodo de funcionamiento de 1.5 segundos consumirá, ecuación (3.24) el promedio por el número de actuadores de la prótesis y más el consumo nominal del control.

$$I_{1.5\text{ s}} = (90\text{ mA} \cdot 5) + 20\text{ mA} = 470\text{ mA} \quad (3.24)$$

Se consideran parámetros constructivos expuestos anteriormente en la ecuación (3.21).

3.4.4 Alimentación

Se considera a la prótesis como un elemento necesario en la vida diaria del usuario sin importar el lugar en el que se encuentre, por tal motivo se debe eliminar la dependencia de la red eléctrica domiciliaria, y se considera el uso de un elemento acumulador de energía para el funcionamiento en un tiempo definido por el número de maniobras que ejerce el usuario.

Al momento de elegir el acumulador una vez que el diseño electrónico y mecánico se encuentre desarrollados, se establece el acople del mismo que está sujeto a propiedades del circuito tanto de voltaje como corriente, encontrando comercialmente acumuladores de 4.5 [V], 6 [V] y 12 [V], las propiedades de tamaño para sujeción en el socket del acumulador es algo muy importante a considerar, es necesario que sea lo más discreto posible sin perder las propiedades de corriente y voltaje.

3.4.4.1 Dimensionamiento de elementos

Al determinar el consumo de corriente de la prótesis de los actuadores y el sistema de control, ecuación (3.24), en el caso de que exista la necesidad de un tiempo de funcionamiento de una hora, la energía eléctrica que se debe acumular será de 500 [mAh], en el caso de dos horas será 1[Ah], y así sucesivamente. El acumulador con una forma rectangular, tamaño de 112 mm x 45 mm x 2 mm y peso de 265 g es ideal para localizarlo dentro del socket de la prótesis, tiene una corriente de almacenamiento igual a 2800 [mAh], a 6 [V] (Figura 3.86), garantizando un tiempo de funcionamiento, ecuación (3.25) suficiente considerando una jornada de 8 horas los acumuladores son de tipo NiMH (Níquel-Hidruro Metálico).

$$\text{Tiempo} = \frac{I_{\text{nominal}}}{I_{\text{consumo}}} = \frac{2800 \text{ mA h}}{500 \text{ mA}} = 5.6 \text{ horas} \quad (3.25)$$



Figura 3.86: Acumulador NiMH 2800 mAh.

La característica de carga se define en las especificaciones de la misma evitando sobrecargarla y la disminución de la vida útil, la carga es lenta cercana y la corriente aplicada es cercana a la décima parte de su corriente nominal que en nuestro caso es de 280 [mA].

3.4.4.2 Diseño de circuitos

Con las características de recarga del acumulador se usa una estabilización de corriente de 280 [mA], al ser una recarga lenta el periodo de tiempo necesario es de 10 horas, en el caso de que el tiempo se prolongue no existe el inconveniente de sobrecarga, al manipular corrientes bajas.

El integrado LM317, es configurado a través de elementos pasivos (Figura 3.87) para comportarse como una fuente de corriente [62] .

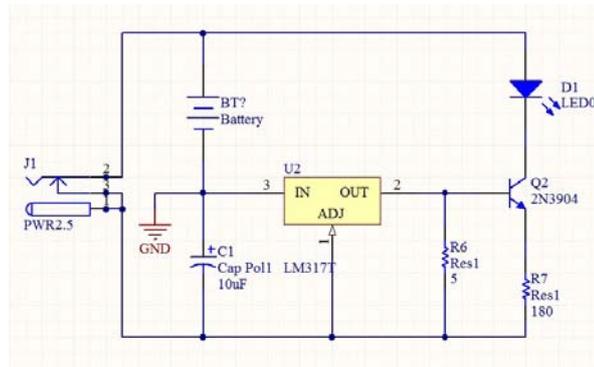


Figura 3.87: Fuente de corriente.Fuente [62].

Teniendo como dato la corriente y conociendo que para la regulación de corriente este maneja un voltaje de 1.25 [V] entre los terminales OUT y ADJ de donde, ecuación (3.26) [62].

$$R_6 = \frac{V_{out} - V_{adj}}{I_{recarga}} = \frac{1.25 - 0}{280 \text{ mA}} = 4.46 \Omega \approx 4.7 [\Omega] \quad (3.26)$$

Con el valor de resistencia comercial la corriente entregada es:

$$I_{recarga} = \frac{V_{out} - V_{adj}}{R_6} = \frac{1.25 - 0}{4.7} = 265.95 \text{ [mA]} \quad (3.27)$$

El diodo led indica el correcto acople y la generación de corriente, las características del adaptador externo son:

* Corriente 300 [mA].

* Voltaje 9 Vcc, no regulado

El voltaje del adaptador debe ser igual al voltaje del acumulador más tres voltios de consumo del regulador.

3.4.4.3 Pruebas preliminares

Para las pruebas se obtienen datos de voltajes y corrientes en cada uno de los pines del integrado LM317, la corriente de alimentación para el acumulador y la corriente absorbida desde el adaptador (Tabla 3.21).

Tabla 3.21: Consumos del circuito para la recarga.

Parámetro	Valor	Unidad
$V_{ADJ} - V_{OUT}$	1.25	V
$V_{ADJ} - V_{IN}$	3.39	V
$V_{OUT} - V_{IN}$	2.13	V
$I_{acumulador}$	87.4	mA
$I_{alimentación}$	265	mA

3.4.4.4 Análisis de resultados

La corriente entregada al acumulador depende del grado de descarga en el instante de la medida, en el valor crítico de descarga cuando el acumulador tiene un voltaje igual a 0 [V], el consumo de energía eléctrica debe ser aproximado a 265 [mA] determinado en la Ecuación 3.27 y al estar con una carga del 100% el consumo será cercano a cero.

3.4.4.5 Acople con el socket

Con las dimensiones establecidas se diseña una cavidad en el socket (Figura 3.88) que alojara al acumulador de dimensiones exactas, evitando el uso de materiales externos para la sujeción.



Figura 3.88: Ubicación del acumulador en el socket.

3.4.5 Diseño de circuitos impresos

La tarjeta de circuito impreso denominada PCB², en la que se definen caminos o pistas de material conductor ubicado sobre una superficie de material aislante (track), por los que circula una corriente, utilizada para la conexión eléctrica entre elementos pasivos y activos además de su sujeción.

3.4.5.1 Diseño de circuitos impresos

Teniendo los diseños esquemáticos de cada una de las etapas previstas para el funcionamiento de la prótesis y la cavidad donde se alojan los circuitos de control (Figura 3.89), recarga del acumulador y acople de la adquisición, se generan los circuitos impresos utilizando el software de diseño Altium Designer Summer 09.



Figura 3.89: Cavidad para circuitos de control.

Se definen las dimensiones de los circuitos impresos en función de la cavidad con una distancia de 2 mm entre la pares de la cavidad y el circuito impreso, siguiendo sus longitudes y sus formas (Figura 3.90).

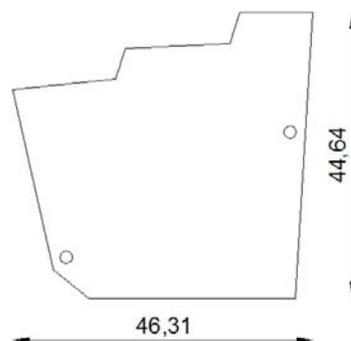


Figura 3.90: Dimensiones del circuito impreso PCB1.

²Printed circuit board.

Se tiene un espacio reducido por tal motivo se diseña un circuito impreso adicional (PCB2), que se coloca sobre el PCB1, con las mismas dimensiones inferiores y exponiendo la parte superior del para la colocación de los zócalos: de los actuadores y del grabador del microcontrolador (Figura 3.91).

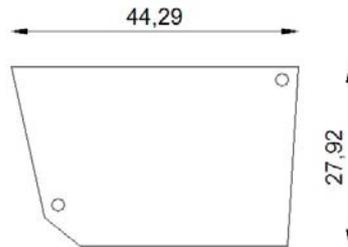


Figura 3.91: Dimensiones de del circuito impreso PCB2.

Se define la superficie del circuito impreso a través de las coordenadas de cada vértice (Figura 3.92), especificadas en la Figura 3.90, definiendo valores iniciales y finales de cada recta conocida como track.

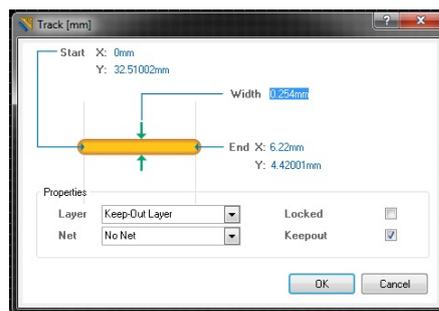


Figura 3.92: Coordenada de track en la capa de corte. Software Altium Designer Summer 09.

El circuito impreso se diseña con la característica de conductividad de dos capas unidas por las vías (Figura 3.93), debido a esto y trabajando con dispositivos de montaje superficial se ubican elementos tanto en la cara superior como la inferior.



Figura 3.93: Dimensiones de vías PCB. Software Altium Designer Summer 09.

Con la separación del circuito esquemático en dos PCBs, se diseña una conexión eléctrica de pines (Figura 3.94), esta disposición comparte tanto el PCB1 como el PCB2.

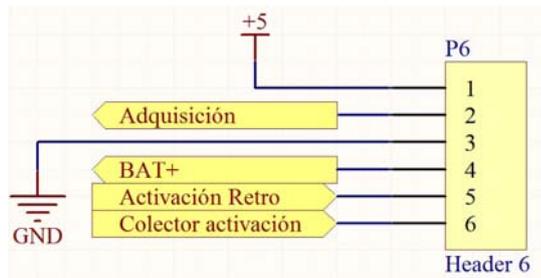


Figura 3.94: Distribución de pines.

PCB1

Se definen las etapas alojadas en este circuito impreso, al tener un área mayor que el PC2 en este se sitúa la etapa de actuadores tanto los zócalos para la conexión y los drivers para los manejo de los actuadores PQ12, además de la etapa de procesamiento y regulación de voltaje.

Con los elementos para la conexión, los actuadores (zócalos), se establece el diseño de los mismos (Figura 3.95 a) y (Figura 3.95 b) en base a forma geométrica real y la dimensión de PADS³.

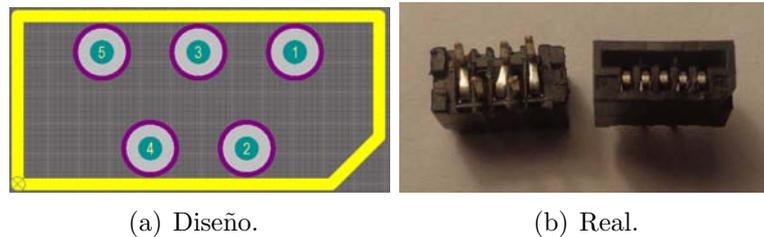


Figura 3.95: Zócalo para Actuador PQ12.

Cada encapsulado es ordenado cercano a sus elementos de conexión y evitando que existan pistas de que rodeen exageradamente el circuito impreso para su conexión (Figura 3.96 a) y (Figura 3.96 b).

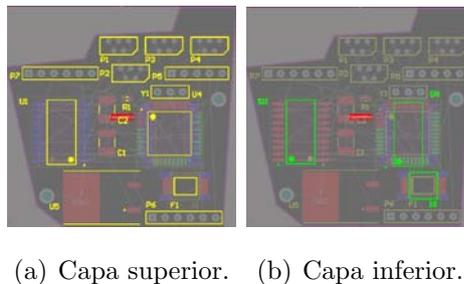


Figura 3.96: Componentes PCB1.

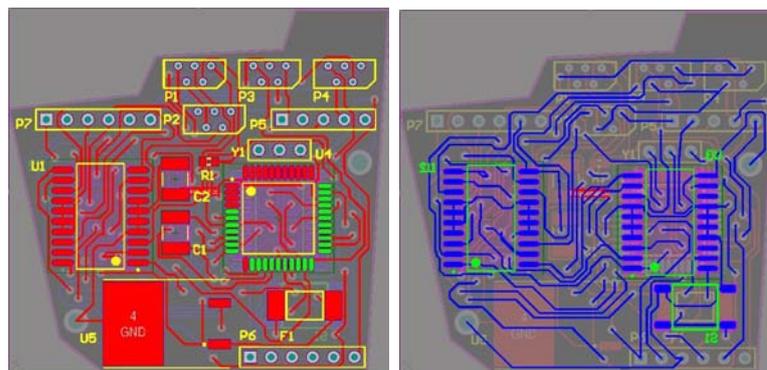
³Superficie de cobre en un circuito impreso o PCB que permite soldar o fijar la componente a la placa

Se utilizó la herramienta de ruteado automático para definir el orden de las pistas, verificando que no existe ningún error cruce de pistas (Figura 3.97), en un tiempo de 1 m 24 s se ruteo la totalidad del circuito impreso.

Class	Document	Source	Message	Time	Date	No.
Situs Event	PCB1.PcbDoc	Situs	Routing Started	0:06:20	15/07/2013	1
Routing Status	PCB1.PcbDoc	Situs	Creating topology map	0:06:28	15/07/2013	2
Situs Event	PCB1.PcbDoc	Situs	Starting Fan out to Plane	0:06:28	15/07/2013	3
Situs Event	PCB1.PcbDoc	Situs	Completed Fan out to Plane in 0 Seconds	0:06:28	15/07/2013	4
Situs Event	PCB1.PcbDoc	Situs	Starting Memory	0:06:28	15/07/2013	5
Situs Event	PCB1.PcbDoc	Situs	Completed Memory in 0 Seconds	0:06:28	15/07/2013	6
Situs Event	PCB1.PcbDoc	Situs	Starting Layer Patterns	0:06:28	15/07/2013	7
Routing Status	PCB1.PcbDoc	Situs	Calculating Board Density	0:06:28	15/07/2013	8
Situs Event	PCB1.PcbDoc	Situs	Completed Layer Patterns in 0 Seconds	0:06:28	15/07/2013	9
Situs Event	PCB1.PcbDoc	Situs	Starting Man	0:06:28	15/07/2013	10
Routing Status	PCB1.PcbDoc	Situs	100 of 102 connections routed (98.04%) in 42 Seconds 3 contention(s)	0:07:11	15/07/2013	11
Situs Event	PCB1.PcbDoc	Situs	Completed Main in 43 Seconds	0:07:11	15/07/2013	12
Situs Event	PCB1.PcbDoc	Situs	Starting Completion	0:07:11	15/07/2013	13
Routing Status	PCB1.PcbDoc	Situs	101 of 102 connections routed (99.02%) in 1 Minute 22 Seconds	0:07:50	15/07/2013	14
Situs Event	PCB1.PcbDoc	Situs	Completed Completion in 29 Seconds	0:07:51	15/07/2013	15
Situs Event	PCB1.PcbDoc	Situs	Starting Straighten	0:07:51	15/07/2013	16
Routing Status	PCB1.PcbDoc	Situs	102 of 102 connections routed (100.00%) in 1 Minute 23 Seconds	0:07:51	15/07/2013	17
Situs Event	PCB1.PcbDoc	Situs	Completed Straighten in 1 Second	0:07:52	15/07/2013	18
Routing Status	PCB1.PcbDoc	Situs	102 of 102 connections routed (100.00%) in 1 Minute 24 Seconds	0:07:52	15/07/2013	19
Situs Event	PCB1.PcbDoc	Situs	Routing finished with 0 contention(s). Failed to complete 0 connection(s) in 1 Minute 24 Seconds	0:07:52	15/07/2013	20

Figura 3.97: Resultado del ruteado automático PCB1. Software Altium Designer Summer 09.

Obteniendo cada una de las pistas para de conexión entre los dispositivos SMD (Figura 3.98 a) (Figura 3.98 b)

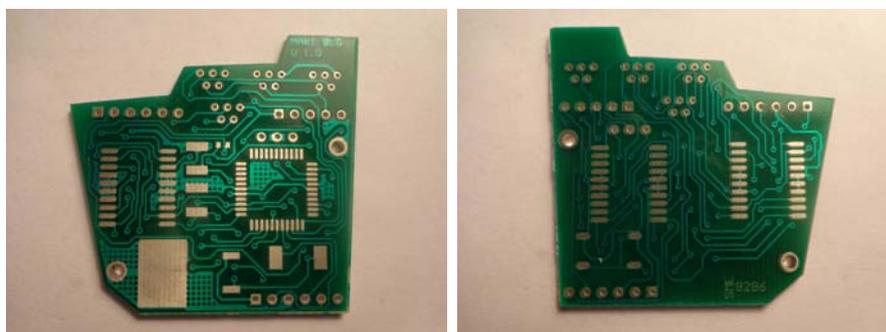


(a) Capa superior.

(b) Capa inferior.

Figura 3.98: Pistas PCB1.

A través de procesos de construcción de los PCBs como: químicos o utilización de fresado CNC, se obtienen (Figura 3.99 a) y (Figura 3.99 b)



(a) Capa superior.

(b) Capa inferior.

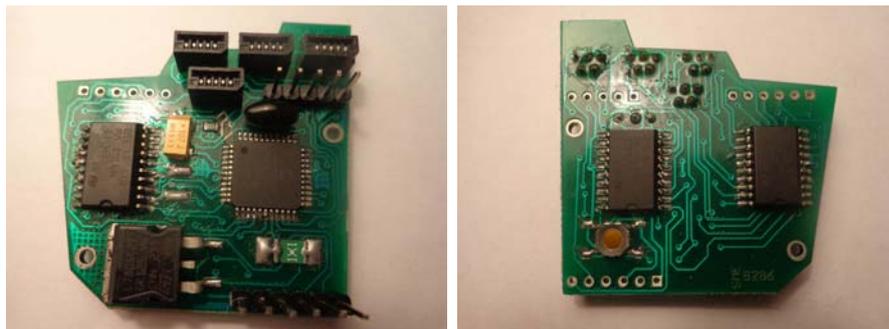
Figura 3.99: PCB1.

Procediendo con el soldado manual de los elementos y la utilización de un cautín de una potencia de 40 W. El orden de suelda determinado por el alto del elemento, se realiza este proceso una capa a la vez, siendo para la capa superior el siguiente (Figura 3.100 a):

- * PIC 16F877A
- * L293DD
- * Capacitores 107J
- * L78052T
- * Resonador de 4MHz
- * Zócalos PQ12
- * Peinetas de 6 pines.
- * Bus de datos de 5 Conductores.

Y para la capa inferior (Figura 3.100 b):

- * Pulsant SMD de 4 pines
- * L293DD



(a) Capa superior.

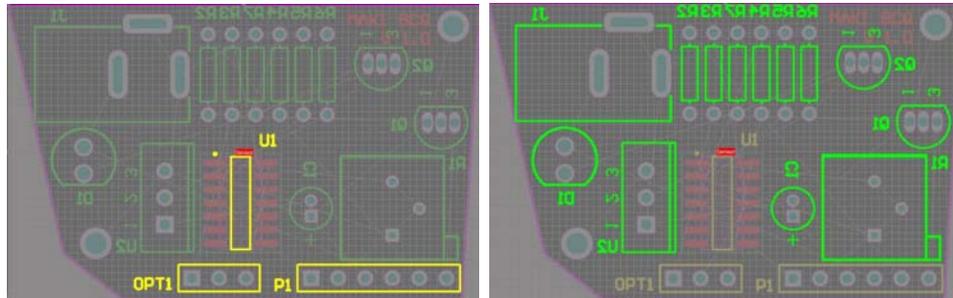
(b) Capa inferior.

Figura 3.100: Elementos montados PCB1.

PCB2

Teniendo diseños electrónicos faltantes en el PCB1 se procede a la ubicación de los mismo sobre PCB 2, se localiza la etapa de recarga para el acumulador y el acople

para la señal de adquisición, siguiendo las mismas especificaciones que con el PCB 1. Los componentes son acomodados de tal forma que no excedan de 21 mm su espesor total (Figura 3.101 a) y (Figura 3.101 b) al momento de ubicarla sobre el PCB1 esta dimensión es de la cavidad de la palma.



(a) Capa superior.

(b) Capa inferior.

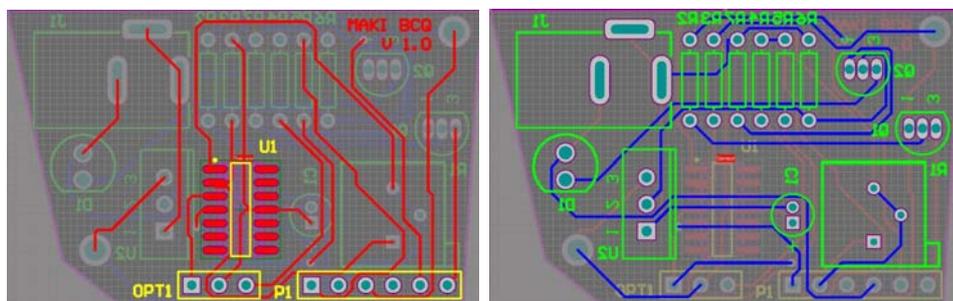
Figura 3.101: Componentes PCB2.

El utilizar la herramienta de auto ruteado (Figura 3.102), el tiempo de ejecución es menor considerando que se maneja un número mayor de elementos pero menor PADs.

Class	Document	Source	Message	Time	Date	No.
Situs Event	PCB2.PcbDoc	Situs	Routing Started	3:43:07	16/07/2013	1
Routing Status	PCB2.PcbDoc	Situs	Creating topology map	3:43:07	16/07/2013	2
Situs Event	PCB2.PcbDoc	Situs	Starting Fan out to Plane	3:43:07	16/07/2013	3
Situs Event	PCB2.PcbDoc	Situs	Completed Fan out to Plane in 0 Seconds	3:43:07	16/07/2013	4
Situs Event	PCB2.PcbDoc	Situs	Starting Memory	3:43:07	16/07/2013	5
Situs Event	PCB2.PcbDoc	Situs	Completed Memory in 0 Seconds	3:43:07	16/07/2013	6
Situs Event	PCB2.PcbDoc	Situs	Starting Layer Patterns	3:43:07	16/07/2013	7
Routing Status	PCB2.PcbDoc	Situs	Calculating Board Density	3:43:07	16/07/2013	8
Situs Event	PCB2.PcbDoc	Situs	Completed Layer Patterns in 0 Seconds	3:43:07	16/07/2013	9
Situs Event	PCB2.PcbDoc	Situs	Starting Main	3:43:07	16/07/2013	10
Routing Status	PCB2.PcbDoc	Situs	Calculating Board Density	3:43:09	16/07/2013	11
Situs Event	PCB2.PcbDoc	Situs	Completed Main in 1 Second	3:43:09	16/07/2013	12
Situs Event	PCB2.PcbDoc	Situs	Starting Completion	3:43:09	16/07/2013	13
Situs Event	PCB2.PcbDoc	Situs	Completed Completion in 0 Seconds	3:43:09	16/07/2013	14
Situs Event	PCB2.PcbDoc	Situs	Starting Straighten	3:43:09	16/07/2013	15
Situs Event	PCB2.PcbDoc	Situs	Completed Straighten in 0 Seconds	3:43:09	16/07/2013	16
Routing Status	PCB2.PcbDoc	Situs	33 of 33 connections routed [100.000%] in 1 Second	3:43:09	16/07/2013	17
Situs Event	PCB2.PcbDoc	Situs	Routing finished with 0 contention(s). Failed to complete 0 connection(s) in 1 Second	3:43:09	16/07/2013	18

Figura 3.102: Resultado del ruteado automático PCB2. Software Altium Designer Summer 09.

Obteniendo las pistas tanto de la capa inferior como de la superior (Figura 3.103 a) y (Figura 3.103 b)

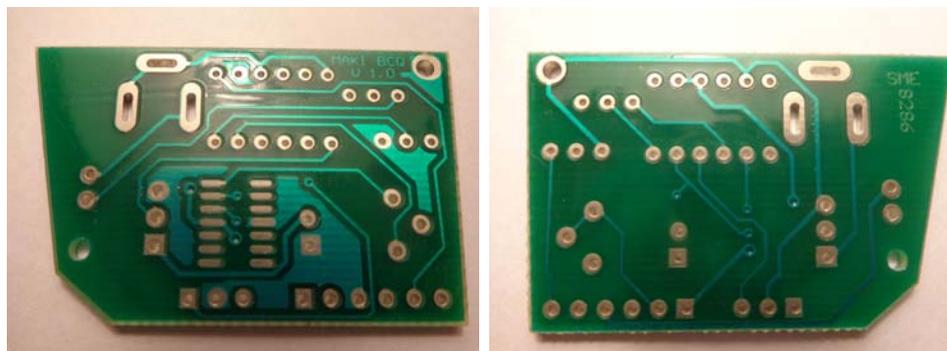


(a) Capa superior.

(b) Capa inferior.

Figura 3.103: Pistas PCB2.

Se utilizó el mismo tipo de mecanizado para la realización del PCB2 (Figura 3.104 a) y (Figura 3.104 b) obteniendo un terminado aceptable de acuerdo a las especificaciones planteadas.

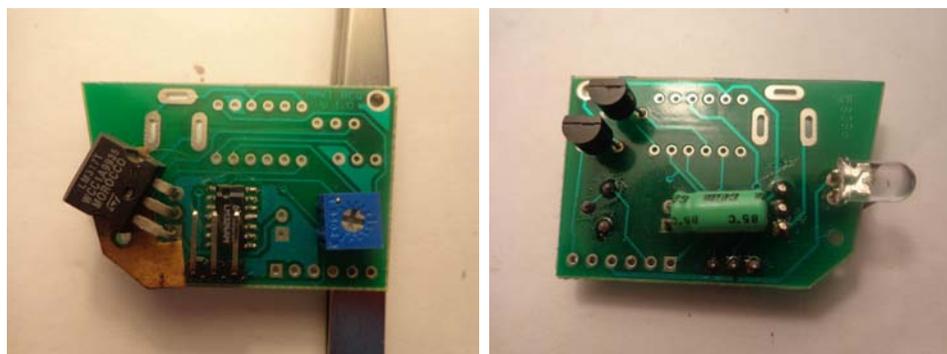


(a) Capa superior.

(b) Capa inferior.

Figura 3.104: PCB2.

El orden en el proceso de soldado es definido por el tamaño del dispositivo electrónico soldando una capa a la vez, siendo para la capa superior (Figura 3.105 a):



(a) Capa superior.

(b) Capa inferior.

Figura 3.105: Elementos montados PCB2.

- * LM324
- * Conector de tres pines.

El orden de la capa inferior es el siguiente (Figura 3.105 b):

- * Resistencias.
- * Capacitor.

- * Transistores.
- * Potenciómetro de Precisión.
- * LM317
- * Diodo led.

La conexión entre el PCB1 y el PCB2 se realizó a través de la peineta ubicada en la parte inferior derecha (Figura 3.106), se toma en cuenta que los cada uno de los circuitos impresos tienen esta peineta en la misma ubicación y con la distribución de pines definida en la Figura 3.94.

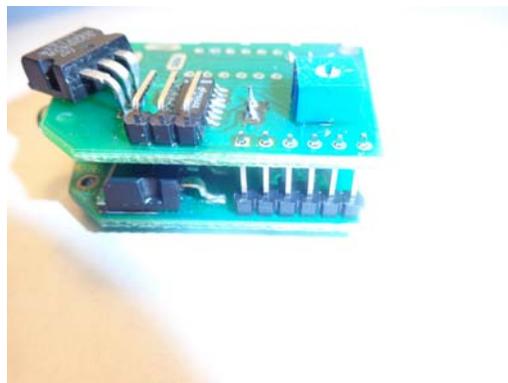


Figura 3.106: Acople de PCB2 sobre PCB.

3.4.5.2 Pruebas

Del correcto desempeño de la prótesis depende del acople de los circuitos impresos, esto se puede verificar mediante la coincidencia de los agujeros dispuestos para su sujeción (Figura 3.107).

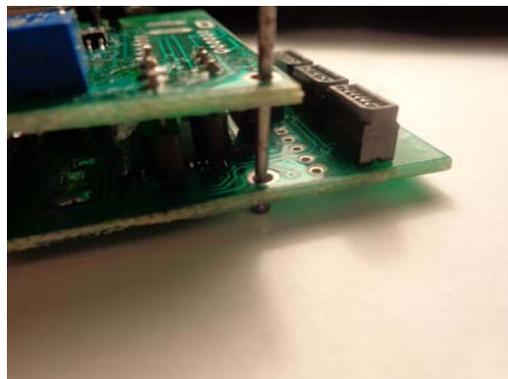


Figura 3.107: Agujeros de sujeción PCB2 Sobre PCB1.

Al realizar las pruebas lo primero que se toma en cuenta es el correcto diseño de forma y dimensiones al colocarlos en la palma realizando dos agujeros en en la parte inferior de la misma (Figura 3.108), para la sujeción por medio de tornillos autorroscantes.



Figura 3.108: Agujeros de sujeción palma.

Para la conexión definitiva las láminas conductoras de cada motor de doblan debajo del mismo (Figura 3.109), en donde se diseñó una cavidad de siete décimas, con lo que se evita el abultamiento de los mismo en la cavidad de la palma.



Figura 3.109: Ubicación de la lámina conductora sobre la palma.

Para el funcionamiento el método de verificación que se tiene es el movimiento de cada uno de los dedos independientemente (Figura 3.110), después de las pruebas de consumo y caída de tención definidas en la Tabla 3.20.

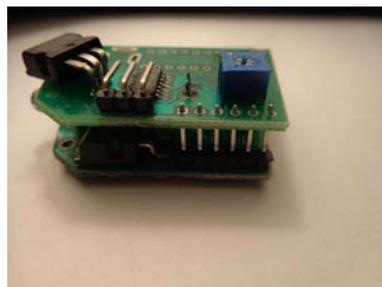


Figura 3.110: Montaje de circuito impreso final.

3.4.5.3 Análisis de resultados

Dentro de los circuitos impresos que se debe prestar atención para que no existan coincidencias de dispositivos de iguales alturas generando espacio innecesario sobre la palma, en el diseño coincidió los integrados regulados LM7805 y LM317, debido a esto el integrado LM317 tomo una ubicación inesperada (Figura 3.111).

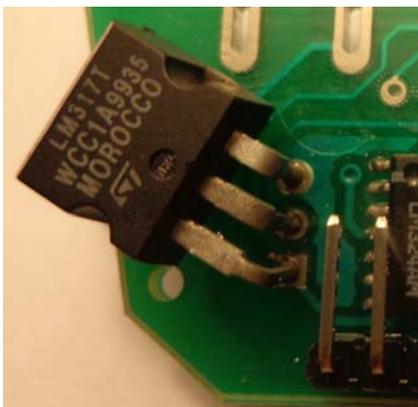


Figura 3.111: Ubicación del integrado LM317 en la capa superior.

3.5 Análisis lógico

Al trabajar con un microcontrolador definimos cada una de las características que se utilizaran para el manejo de señales de ingreso y la salida; el periodo y ancho de pulso.

Por las características de diseño en el circuito se usaron las seis entradas analógicas, el diseño de programa está encargado del manejo individual de cada uno de los dedos, el control de la posición y la presión ejercida por los mismos

3.5.1 Señales de ingreso

En el análisis del diseño electrónico se definen cada uno de los voltajes que ingresan de forma directa a las entradas analógicas, determinado la zona de trabajo para las retroalimentaciones y la zona de control en la adquisición.

Al momento de trabajar con los canales analógicos del pic 16F877A, se establece una conversión de diez bits por tal motivo la lectura de los valores es más exacta, que en el caso del dedo pulgar es importante, por esta configuración se tiene valores digitales

comprendidos entre 0 y 1023, ecuación (3.28) [61].

$$\text{Valor digital} = 2^n - 1 = 2^{10} - 1 = 1023 \quad (3.28)$$

Como los valores de diseño oscilan entre GND (y +5), se tomó a estos como valores de referencia, además teniendo en cuenta que el número total de canales analógicos es ocho trabajando a 10 bits (Figura 3.112), debido a esto no se pueden tomar otros voltajes como referencias [61].

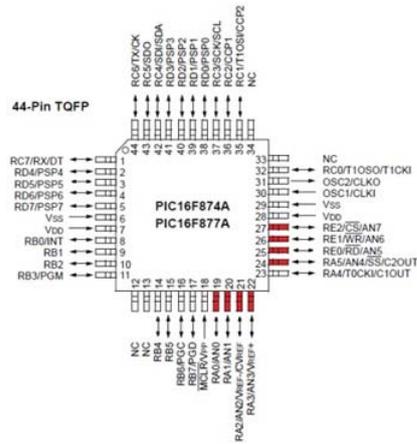


Figura 3.112: Distribución de canales analógicos PIC 16F877A. Fuente [61].

Teniendo los valores de referencia y que cada canal analógico trabaja a diez bits se establece la resolución del voltaje de entrada, ecuación (3.29), la que determina la precisión de medida [61].

$$\text{Resolución ACD} = \frac{(V_{\text{ref+}} - V_{\text{ref-}})}{2^n - 1} = \frac{(5 - 0)}{2^{10} - 1} = 4,88 \text{ [mV]} \quad (3.29)$$

Esto nos indica que por cada unidad de valor digital existe una variación de 4.88 [mV], del canal analógico analizado.

Debido a la existencia de valores no uniformes entre las entradas de adquisición y retroalimentaciones determinadas en la tabla 9, se deben normalizar todos los datos para manejar un máximo y un mínimo de igual magnitud.

Se estable una escala de 0 a 100.00, con la utilización de punto flotante de dos cifras para la normalización, determinando dos relaciones: la primera de transformación,

ecuación (3.30), y la segunda de comportamiento con respecto al ingreso, ecuación (3.31).

$$\text{Relación} = \frac{\text{Máximo} - \text{Mínimo}}{100} \quad (3.30)$$

$$\text{Normalizado} = \frac{\text{Ingreso} - \text{Mínimo}}{\text{Relación}} \quad (3.31)$$

3.5.1.1 Señal de adquisición

Se determinó en la tabla tres los valores límites de control que varían desde 0.74 [V] hasta 2.86 [V], con una amplificación de 1.748 determinada en la ecuación 9, se determinaron los límites reales para el mínimo, ecuación (3.32) y el máximo, ecuación (3.33).

$$\text{Mínimo} = 0,74 \times 1,748 = 1,29 \text{ [V]} \quad (3.32)$$

$$\text{Máximo} = 2,86 \times 2 = 4,99 \text{ [V]} \quad (3.33)$$

Los valores mínimos y máximos determinados por la etapa constructiva de la amplificación son de 0.5 [V] a 5 [V], que se adecuan a los valores definidos previamente.

Al digitalizar estos valores utilizando la ecuación (3.29), se define un mínimo, ecuación (3.34) y un máximo, ecuación (3.35), que serán comprensibles para el microcontrolador, procesándolos para el control.

$$\text{Mínimo} = \frac{1,29 \times (2^{10} - 1)}{V_{cc}} = \frac{1,29 \times 1023}{5} = 263.93 \approx 263 \quad (3.34)$$

$$\text{Máximo} = \frac{4,99 \times (2^{10} - 1)}{V_{cc}} = \frac{4,99 \times 1023}{5} = 1020.95 \approx 1021 \quad (3.35)$$

Se consigue una resolución de valores digitales, ecuación (3.36) comprendidos entre el mínimo y el máximo descritos antes.

$$\text{Resolución}_{\text{digital}} = \text{Máximo} - \text{Mínimo} = 1021 - 263 = 758 \quad (3.36)$$

La normalización en la adquisición definida por el parámetro de relación en la ecuación (3.31), teniendo un valor de 7.58, y determinado su comportamiento ecuación (3.37),

en función de los datos de ingreso (Figura 3.113), utilizando software matemático Matlab.

$$\text{Normalizado} = \frac{\text{Ingreso} - 263}{7,58} \quad (3.37)$$

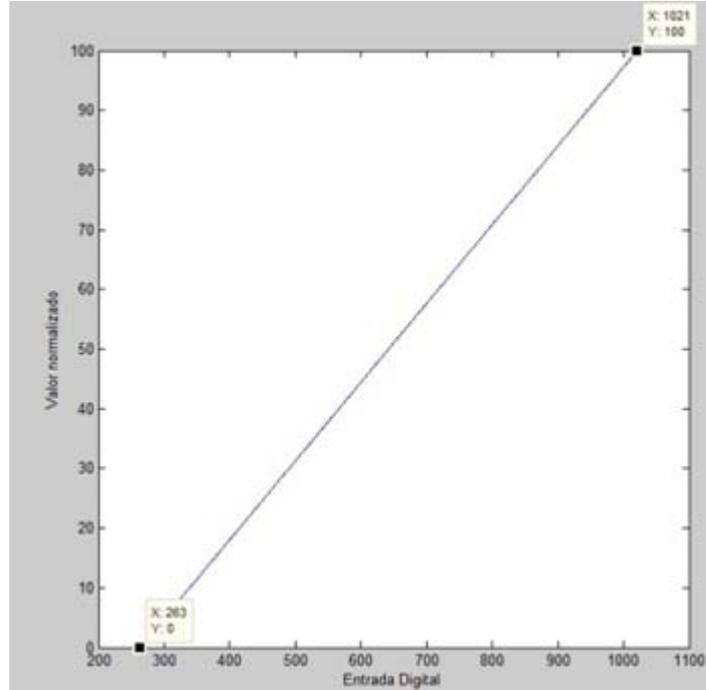


Figura 3.113: Normalización de adquisición. Matlab.

3.5.1.2 Señal de retroalimentación

De la tabla 9 en donde se definen los voltajes de retroalimentación con respecto al ángulo generado y se determinan los límites de voltaje máximos y mínimos de funcionamiento.

Para procesar estos valores en el microcontrolador son digitalizados y normalizados utilizando la ecuación (3.31), para lo que se han determinado los factores de relación de la ecuación (3.30) (Tabla 3.22).

3.5.2 Sistema de control

Para un sistema de control se define de una manera más técnica cada uno de los componentes: los objetivos que son las entradas del sistema o señales actuantes y los resultados se los denomina salidas o variables a controlar [63], en la prótesis tenemos que la variable de control está en el sensor de proximidad cuya salida varía de 0.72 [V] a 2.86 [V], y las variables a controlar es el ancho de pulso en el actuador PQ12, la retroalimentación para

Tabla 3.22: Factores de normalización por cada dedo

	Voltaje [V]	Valor digital	Parámetro de relación	Ecuación de normalización
Meñique	0.43 4.39	88 898	8.10	$\frac{\text{Ingreso}-88}{8.10}$
Anular	0.45 4.39	92 898	8.06	$\frac{\text{Ingreso}-92}{8.06}$
Medio	1.16 4.7	237 962	7.24	$\frac{\text{Ingreso}-237}{7.24}$
Índice	0.45 4.46	92 913	8.20	$\frac{\text{Ingreso}-92}{8.2}$
Pulgar	1.76 3.39	360 694	3.30	$\frac{\text{Ingreso}-360}{3.33}$

el sistema de control es la diferencia de voltaje que existe en función del desplazamiento del vástago.

3.5.2.1 Variables de control

Las variables físicas que se controlan que la prótesis se considere útil y satisfaga las necesidades más comunes en la vida diaria son:

- * **Presión:** al momento de la sujeción de objetos que carecen de uniformidad con un movimiento individual de cada uno de estos, la prótesis es capaz de sujetar los mismos sin llegar a estropearlos.
- * **Posición:** como tiene una señal de control por medio de un voltaje analógico la prótesis es capaz de mantenerse en posiciones intermedias.

Retroalimentación del motor

Con el análisis de los actuadores descrito anteriormente la desaceleración de los actuadores debido a los eslabones que se consideró como una característica negativa ahora será aprovechada, seguido a este freno existe una demora en la linealidad de la referencia que determina la posición del motor la cual será producto del análisis a continuación para determinar la presión de los objetos.

Tomando en cuenta el diseño mecánico del prototipo determina que cada uno de los dedos toman la forma del objeto sujetado (Figura 3.114) sin importar su uniformidad por lo que se mide la demora que existente en cada uno de los dedos individualmente convirtiéndola en la presión ejercida, se evita destruya los objetos blandos.



Figura 3.114: Posibles posiciones de la prótesis para el análisis de corrientes.

3.5.2.2 Diseño de controlador

Para el diseño de un sistema de control digital PID con el uso de un microcontrolador, está definido por la ecuación (3.38) [63].

$$u(t) = K_p e(t) + \frac{K_p}{T_i} \int_0^t e(t) \partial t + K_p T_p \frac{\partial e(t)}{\partial t} \quad (3.38)$$

Dónde:

- * $e(t)$: es el error de la señal.
- * $u(t)$: es la entrada de control del proceso.
- * K_p : es la ganancia proporcional.
- * T_i : es la constante de tiempo integral.
- * T_d : es la constante de tiempo derivativa.

Sintonización de controlador mediante ZIEGLER-NICHOLS

Existen dos métodos para ajustar los controladores PID:

- * **Métodos en lazo cerrado:** Se obtienen a partir de un test realizado en lazo cerrado con un bloque proporcional puro (Figura 3.115).
- * **Métodos en lazo abierto:** se obtiene mediante la respuesta a un escalón (Figura 3.116).

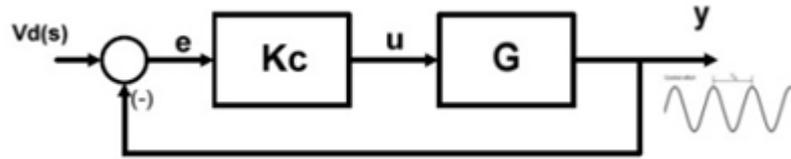


Figura 3.115: Sistema de control lazo cerrado. Fuente [63].

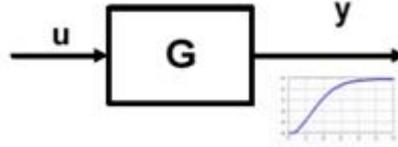


Figura 3.116: Sistema de control lazo abierto. Fuente [63].

El método de sintonización de controladores PID mediante ZIEGLER-NICHOLS es de carácter experimental debido a la realización de pruebas de laboratorio para definir los parámetros útiles que son usados para generar el modelo matemático de la planta, el trabajar con el modelo de lazo abierto muchos procesos pueden definirse con la función de transferencia, ecuación (3.39) [63].

$$G(s) = \frac{K_o e^{-s\tau_0}}{1 + \gamma_0 s} \quad (3.39)$$

Cada uno de los coeficientes presentados en la ecuación (3.39), se definirán por la respuesta al escalón utilizando un sistema en lazo abierto.

La curva característica de la retroalimentación cambia en función de la distancia del vástago, para el análisis de la sintonización la respuesta al escalón que se aplica es de 25% de valor nominal, la salida debe ser registrada constantemente hasta que logre una estabilización en el nuevo umbral de análisis (Figura 3.117) [63].

Los parámetros de la ecuación (3.39) según la respuesta al escalón obtenida se definen en función de los tiempos generados por la línea tangente al punto de inflexión, ecuación (3.40), ecuación (3.41) y ecuación (3.42) [63].

$$\tau_0 = L \quad (3.40)$$

$$\gamma_0 = T \quad (3.41)$$

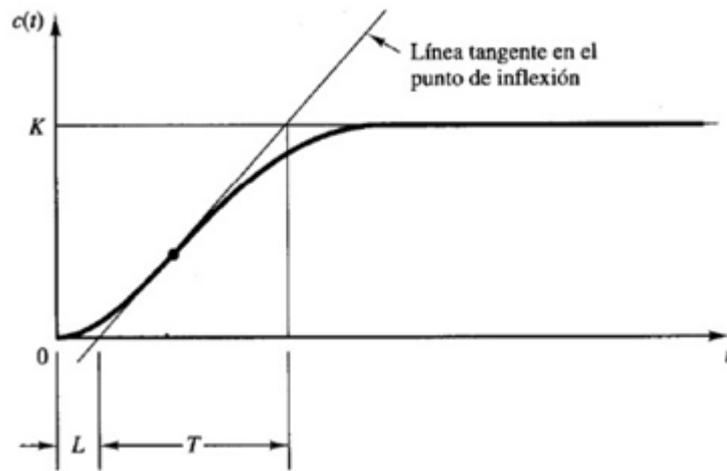


Figura 3.117: Respuesta al escalón.

$$K_0 = \frac{K}{u} \quad (3.42)$$

Con los valores de los coeficientes para la función de transferencia de la planta se procede a relacionarlos los parámetros del controlador PID, ecuación (3.43), ecuación (3.44), ecuación (3.45), K_0 para el análisis se considera que tiende a uno al no existir una gran variación de la salida con respecto a la entrada [63].

$$K_p = 1.2 \frac{\gamma_0}{k_0 \tau_0} = 1.2 \frac{T}{L} \quad (3.43)$$

$$T_i = 2\tau_0 = 2L \quad (3.44)$$

$$T_d = 0,5\tau_0 = 0,5L \quad (3.45)$$

Para un análisis del controlador en tiempo discreto se define el controlador en el dominio del plano z , sujeto a las constantes propias de un controlador PID [64], teniendo entonces redefinido la función de transferencia del controlado, ecuación (3.46).

$$G_D(z) = K_p + \frac{K_I}{1 - z^{-1}} + K_D(1 - z^{-1}) \quad (3.46)$$

En donde:

$$K_p = K - \frac{KT}{2T_i} \quad (3.47)$$

$$K_I = \frac{KT}{T_i} \quad (3.48)$$

$$K_D = \frac{KT_d}{T} \quad (3.49)$$

Haciendo referencia a K como la ganancia proporcional en el controlador analógico y a T como el tiempo de muestreo [64].

Para la realización práctica de un sistema de control existen diferentes tipos de configuraciones posibles dependiendo del grado de complejidad del sistema de control, la que más se utiliza tanto en los sistemas en tiempo continuo como en tiempo discreto es la configuración en paralelo (Figura 3.118).

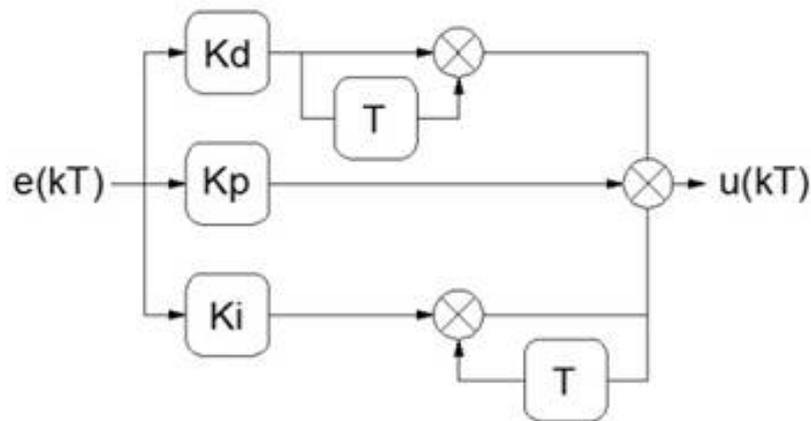


Figura 3.118: Sistema de control configuración paralelo. Fuente [64].

Al configurar el microcontrolador se debe garantizar que el tiempo de muestreo sea mayor que el establecido al momento de realizar el modelamiento en lazo abierto, para los modelos de ZIEGLER-NICHOLS se determina un muestreo $T < \frac{T_0}{4}$ [64], el algoritmo de programación (Figura 3.119) está encargado de definir cada uno de los bloques que secuencialmente el microcontrolador procesará.

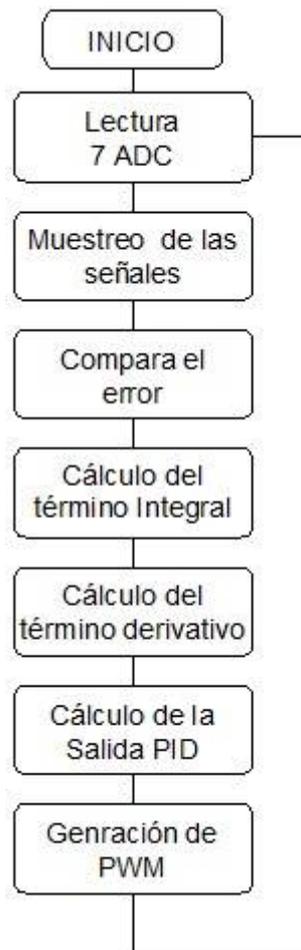


Figura 3.119: Diagrama de flujo.

Para definir cada uno de los parámetros planteados en el análisis tenemos que definir la respuesta al escalón de los actuadores, la que consiste en obtener los datos de retroalimentación que varía en función de la distancia del vástago, donde se establecen los valores correspondientes al controlador PID Tabla 3.23.

Tabla 3.23: Parámetros de planta.

Parámetros	L	T	K
Valores	0,11	0,45	1,35

El periodo de muestreo viene determinado por la respuesta al escalón y a la frecuencia con el que trabaja el microcontrolador que en nuestro caso es, ecuación (3.50):

$$T < \frac{\tau_0}{4} = \frac{L}{4} = \frac{0,11}{4} = 0,0275 \quad (3.50)$$

En las especificaciones del microcontrolador se ha determinado el resonador (4MHz)

con el cual se trabajó definiendo además de eso el tiempo de ciclo de reloj, ecuación (3.51) tomando en cuenta que cuatro ciclos de reloj es un ciclo de instrucción, ecuación (3.52).

$$C_{\text{reloj}} = \frac{1}{4\text{MHz}} = 0,25\mu\text{s} \quad (3.51)$$

$$C_{\text{instrucción}} = 4 \times 0,25\mu\text{s} = 1\mu\text{s} \quad (3.52)$$

Al realizar el ventaneado de los actuadores se definió un tiempo de 10 ms generado por las interrupciones el cual cumple con la regla del muestreo antes planteada convirtiéndose en el tiempo de muestreo.

La función de transferencia analógica está definida por ecuación (3.53):

$$G(s) = \frac{5 e^{-s(0.11)}}{1 + 0,45 s} \quad (3.53)$$

Con los parámetros planteados la función de transferencia del controlador se describe de la siguiente manera, ecuación (3.54):

$$G_D(z) = 4,797 + \frac{0.23}{1 - z^{-1}} + 26.999(1 - z^{-1}) \quad (3.54)$$

3.5.2.3 Salida

Directamente se va a controlar los actuadores PQ12-GF-V-C, por medio de una modulación por ancho de pulso, de esta forma se controlan velocidades de trabajo. Mediante pruebas realizadas a los mismos se determinó que su torque disminuye proporcionalmente a su velocidad.

Salida digitales PWM

La configuración de PWM (Pulse-width modulation), a través del manejo de los dos timers del pic el TMR1 y el TMR0, el primero encargado del periodo, ecuación (3.55) y el segundo del tiempo en alto cuyo valor máximo está limitado por el valor del periodo, ecuación (3.56)) [61].

$$\text{TMR1} = 65536 - \frac{\text{FOSC} \cdot \text{tiempo}}{4 \cdot \text{preescalar}} \quad (3.55)$$

$$\text{TMR1} = 256 - \frac{\text{tiempo}}{\frac{4}{\text{Fosc}} \cdot \text{prescalar}} \quad (3.56)$$

Los términos dentro de las ecuaciones hacen referencia a [61]:

- * **Fosc:** Frecuencia de oscilador.
- * **Prescalar o prescaler:** valor configurado dentro del registro OPTION_REG, es el valor de incremento con respecto a los ciclos de reloj (Tabla 3.24).
- * **Tiempo:** preestablecido de acuerdo a las necesidades de salida.
- * **TMR1 y TMR0:** contador que al momento de desbordarse del valor predeterminado activa un bit de su registro TMR0IF.

Tabla 3.24: Valores de prescaler. Adaptada [61].

Valor de bit	Velocidad TM0	Velocidad de WTD
000	1:2	1:1
001	1:4	1:2
010	1:8	1:4
011	1:16	1:8
100	1:32	1:16
101	1:64	1:32
110	1:128	1:64
111	1:256	1:128

3.5.2.4 Análisis de resultados.

Galgas extensiométricas

La manera más simple de control es la colocación de galgas extensiométricas en la superficie frontal de los dedos (Figura 3.120) obteniendo un valor preciso de presión para manipulación de objetos blandos, con la existencia de humedad la vida útil de las galgas extensiométricas disminuye y los costos de la prótesis se elevan por el motivo de mantenimiento y cambio de los mismos, el montaje de los sensores en la superficie frontal es complicado y es necesario realizar cavidades propias para la transmisión de la presión evitando falsos valores de medida.

A través de los cinco dedos es llevando un cable gemelo 2x24AWG atravesando los eslabones móviles generando así un posible punto de fallo como pueden ser de ruptura

y estiramiento de estos debido a movimientos bruscos, al realizar cavidades propias para los cables los gastos aumentarían por motivos de diseño e ingeniería.



Figura 3.120: Galga extensiométrica sobre la superficie frontal de los dedos.

Presión por corriente

Los actuadores utilizados genera una variación de corriente en función de la fuerza aplicada como se define en la (Figura 3.64), los eslabones de la mano generan desaceleración de los actuadores aumentando su consumo de corriente.

Este consumo elevado de corriente se aplica al sistema de control para relacionarlo directamente con la presión ejercida por cada dedo, el inconveniente que se genera a medida del análisis es que no existe una linealidad de valores de corriente, esta dependiente de la posición y para la corrección del error es necesario un presupuesto más elevado.

3.5.3 Funciones preestablecidas

Se han definido los movimientos básicos con los que contara la prótesis de mano, estos están sujetos a cambios de acuerdo con la evolución que el usuario presente del manejo de la misma.

Los circuitos que se han diseñado presentan total conectividad consiguiendo así que no exista la necesidad de cambiarlos debido a la miniaturización de los elementos, las mejoras a corto plazo serian de programación, cambiándola dependiendo del grado de complejidad que se dé a la prótesis, por el momento existe un programa de entrenamiento que ayudara al usuario a familiarizarse con el dispositivo, debido a que posee una tecnología nueva.

3.5.3.1 Diseño de funciones de movimiento

Con el programa de entrenamiento el usuario está en la posibilidad de generar tres distintos movimientos de selección (Tabla 3.25) controlados por el muñón, estos movimientos son supervisados por el personal de trabajo capacitado para realizar correcciones en el sistema de control, movimientos y sujeción de objetos.

Para diferenciar cada uno de los movimientos se imitó un método que en la antigüedad servía para la comunicación a largas distancias con una sola señal a través de un tren de pulso (código morse) [65], el usuario requiere la destreza en el manejo de este tipo de lenguaje, para nuestro programa de entrenamiento no será tan complicado existe un máximo de tres pulsos para que reconozca el tipo de movimiento, con pruebas realizadas al usuario tenemos que puede generar una frecuencia de un pulso por segundo suficiente para que el interactúe con el sistema de control.

Tabla 3.25: Movimiento en función de los datos lógicos.

Tiempo en segundos	1	2	3
Agarre cilíndrico	1	0	0
Agarre de pinza	1	1	0
Agarre lateral	1	1	1
Reset	0	0	0

3.6 Pruebas

Para la realización de las pruebas se pidió la colaboración del usuario para el cual se construyó el prototipo denominado MAKI UPS V1.0, el usuario tiene que lograr manipular cada uno de los movimientos establecidos en la (Tabla 3.25), demostrando que la prótesis cumple con las características de diseño definidas anteriormente.

La forma y antropometría de MAKI con respecto al usuario se definen de forma visual (Figura 3.121), tomando como dato la edad del usuario; 16 años y considerando un crecimiento de un centímetro por año hasta llegar a su adultez considerada de 21 años.

Al realizar las pruebas respectivas con la prótesis ensamblada en su totalidad se determinó un peso igual a 1.2 kg, como el método de sujeción es a través del vacío generado en el socket se determinaron pesos extremos con los cuales él cederá llegando a pesos que dos veces el peso de MAKI.



Figura 3.121: Tamaño de MAKI con respecto al usuario.

Agarre cilíndrico: MAKI sosteniendo un objeto en este caso es una cierra de hierro con un peso de 453gr (Figura 3.122), manteniendo su funcionalidad y sujeción.



Figura 3.122: MAKI Agarre cilíndrico.

Agarre de pinza: al sostener objetos con el dedo índice y pulgar que podrían llegar a ser desde dimensiones de 2.5mm hasta de 40mm (Figura 3.123), con una precisión al momento de juntar su últimas falanges.



Figura 3.123: MAKI Agarre de pinza.

Agarre lateral: al sostener un objeto presionado lateralmente la palma con el dedo pulgar (Figura 3.124), este tipo de sujeción puede ser desde una dimensión de 2mm hasta 30mm usada generalmente para la sujeción de documentos.



Figura 3.124: MAKI Agarre lateral.

Las distintas combinaciones con puede generar con la prótesis depende de la habilidad de usuario al momento se sujetar cada objeto sin perder la referencia de la adquisición, como una de las posibles combinaciones tenemos el manejo de bebidas para el consumo (Figura 3.125).



Figura 3.125: MAKI manejo de bebidas.

4 ANÁLISIS DE COSTOS

4.1 Introducción

En este capítulo se calcula el valor total del proyecto, indicando todos los factores que intervinieron en la investigación, teniendo en cuenta todos los recursos utilizados, desde la construcción del prototipo inicial hasta el prototipo final, y además el costo del producto final considerando únicamente los valores definidos en los procesos de diseño y fabricación.

4.2 Costos de los prototipos

Se calculan todos los costos involucrados en el desarrollo del proyecto, desde los primeros prototipos, motores, materiales, accesorios, elementos mecánicos y de control, etc.

4.2.1 Costos del primer prototipo

4.2.1.1 Costos de materiales del primer prototipo

En este se calculan los costos de todos los materiales tanto de la parte mecánica como de la parte electrónica, que intervinieron en el desarrollo del primer prototipo, teniendo en cuenta todas las mejoras realizadas en el mismo Tabla 4.1.

4.2.1.2 Costos de la maquinaria utilizada en el primer prototipo

Se indican todos los costos de maquinaria utilizada para la construcción del primer prototipo Tabla 4.2.

Tabla 4.1: Descripción de materiales del primer prototipo.

Cantidad	Descripción	Valor unitario \$	Valor total \$
20	Bloques de fibra de densidad media (MDF)	0,5	10
10	Resortes de Tracción	1	10
1	Varilla de bronce Ø2 x 1000 mm	1,5	1,5
3	Tablero de MDF	5	15
28	Resortes de torsión	2	56
1	Carrete de nylon 16 lb	4	4
1	Placa de Polimetilmetacrilato (PMMA)	50	50
Sub total elementos mecánicos			146,5
5	Servomotores	7	35
1	PIC 16f877a	12	12
10	Electrodos adhesivos	0,7	10,5
5	Cable multipar (metro)	0,32	1,6
15	Condensador	0,15	2,25
40	Resistencias	0,02	0,8
20	Diodos	0,3	6
4	Diodos LED	0,5	2
1	Baceta	12	12
3	Cables apantallados	13,5	40,5
3	Sensor de presión	25	75
Sub total elementos electrónicos			197,65
Subtotal mecánica + electrónica			344,15
		12% IVA	41,298
		TOTAL	385,448

Tabla 4.2: Descripción de maquinaria utilizada.

Horas	Descripción	Valor unitario \$	Valor total \$
2	Fresadora	10	20
4	Centro de mecanizado CNC	25	100
5	Taladro de coordenadas	8	40
		Sub total	160
		12% IVA	19,2
		TOTAL	179,2

4.2.1.3 Costos de herramientas del primer prototipo

Se indican los costos de herramientas utilizadas en la construcción del primer prototipo
Tabla 4.3.

Tabla 4.3: Descripción de herramientas del prototipo.

Cantidad	Descripción	Valor unitario \$	Valor total \$
2	Broca Ø2 mm	2	4
2	Broca Ø3 mm	2,5	5
1	Fresa Ø2 mm	19	19
1	Fresa Ø3 mm	27	27
1	Fresa Ø6 mm	18	18
Sub total			73
12% IVA			8,76
TOTAL			81,76

4.2.1.4 Costos de diseño y construcción del primer prototipo

Se indican los costos de diseño y construcción del primer prototipo tomando en cuenta el tiempo en horas Tabla 4.4.

Tabla 4.4: Descripción de costos de diseño y construcción del primer prototipo.

Horas	Descripción	Valor unitario \$	Valor total \$
60	Diseño mecánico	10	600
30	Diseño electrónico	10	300
50	Construcción de primer prototipo	10	500
10	Montaje de elementos electrónicos	10	100
Sub total			1500
12% IVA			180
TOTAL			1680

4.2.1.5 Costos adicionales del primer prototipo

Se indican los costos adicionales que no se contemplan en los anteriores, como son transporte, impresiones, etc Tabla 4.5.

Tabla 4.5: Descripción de costos adicionales del primer prototipo.

Cantidad	Descripción	Valor unitario \$	Valor total \$
5	Yeso	0,75	3,75
1	Cola blanca	0,5	0,5
1	Resma de hojas	4	4
5	Transporte	1,9	9,5
Sub total			17,75
12% IVA			2,13
TOTAL			19,88

4.2.1.6 Costo total del primer prototipo

Es la suma de todos los costos totales anteriores, obteniendo el valor total del primer prototipo Tabla 4.6.

Tabla 4.6: Descripción de costos totales del primer prototipo.

Descripción	Costo \$
Materiales primer prototipo	385,45
Maquinaria utilizada	179,2
Herramientas	81,76
Costo de construcción MOD	1680
Costos adicionales	19,88
TOTAL	2346,28

4.2.2 Costo del segundo prototipo

4.2.2.1 Costos de materiales del segundo prototipo

En este se calculan los costos de todos los materiales tanto de la parte mecánica como de la parte electrónica, que intervinieron en el desarrollo del segundo prototipo, teniendo en cuenta todas las mejoras realizadas en el mismo Tabla 4.7.

Tabla 4.7: Descripción de materiales del segundo prototipo.

Cantidad	Descripción	Valor unitario \$	Valor total \$
1	Plancha de Grilon 150 x 60 x 1,2 cm	270	270
1	Plancha de Grilon 50 x 60 x 1,6 cm	110	110
1	Varilla de bronce Ø2 x1000 mm	1,5	1,5
1	Varilla de bronce Ø3 x 1000 mm	1,5	1,5
1	Varilla de bronce Ø6 x 1000 mm	3	3
100	Tornillos Ø2 x 10 mm	0,02	2
100	Tornillos Ø3 x 20 mm	0,05	5
Sub total elementos mecánicos			393
10	Actuadores lineales	65	650
3	Puente h LM293D	2,5	7,5
1	PIC 16f877a	12	12
20	Diodos 1 A	0,3	6
2	Condensador	1	2
1	LM7805	0,5	0,5
1	LM317	0,5	0,5
12	Resistencias	0,02	0,24
2	PIR	5	10
2	CNY70	2,5	5
1	QRB 1114	5	5
2	Acumulador 2800 mA	27	54
1	Resistencia 1 mΩ	5	5
Sub total elementos electrónicos			757,74
Subtotal mecanica + electrónica			1150,74
		12% IVA	41,298
		TOTAL	385,448

4.2.2.2 Costos de la maquinaria utilizada en el segundo prototipo

Se indican todos los costos de maquinaria utilizada para la construcción del segundo prototipo Tabla 4.8.

Tabla 4.8: Descripción de maquinaria del segundo prototipo.

Horas	Descripción	Valor unitario \$	Valor total \$
50	Centro de mecanizado CNC	25	1250
		Sub total	1250
		12% IVA	150
		TOTAL	1400

4.2.2.3 Costos de herramientas del segundo prototipo

Se indican los costos de herramientas utilizadas en la construcción del segundo prototipo Tabla 4.9.

Tabla 4.9: Descripción de herramientas del segundo prototipo.

Cantidad	Descripción	Valor unitario \$	Valor total \$
2	Broca Ø1,5 mm	1,5	3
2	Broca Ø2 mm	2	4
1	Fresa Ø2 mm	19	19
1	Fresa Ø3 mm	27	27
1	Fresa de radio 6 mm	69	69
		Sub total	122
		12% IVA	14,64
		TOTAL	136,64

4.2.2.4 Costos de diseño y construcción del segundo prototipo

Se indican los costos de diseño y construcción del segundo prototipo tomando en cuenta el tiempo en horas Tabla 4.10.

Tabla 4.10: Descripción de diseño y construcción del segundo prototipo.

Horas	Descripción	Valor unitario \$	Valor total \$
100	Diseño mecánico	10	1000
60	Diseño electrónico	10	600
60	Construcción del segundo prototipo	10	600
20	Montaje de elementos electrónicos	10	200
		Sub total	2400
		12% IVA	288
		TOTAL	2688

4.2.2.5 Costos adicionales del segundo prototipo

Se indican los costos adicionales que no se contemplan en los valores anteriores del segundo prototipo Tabla 4.11.

Tabla 4.11: Descripción de costos adicionales segundo prototipo.

Cantidad	Descripción	Valor unitario \$	Valor total \$
5	Yeso	0,75	3,75
2	Alginato	4,5	9
50	Impresiones	0,15	7,5
20	Transporte	2	40
		Sub total	60,25
		12% IVA	7,23
		TOTAL	67,48

4.2.2.6 Costo total del segundo prototipo

Con estos valores se ha calculado un costo de inversión de cada uno de los prototipos realizados, dando a conocer el verdadero costo de investigación de este proyecto, a continuación se describe el costo total de la investigación hasta llegar a obtener el prototipo final Tabla 4.12.

Tabla 4.12: Descripción de costos totales del segundo prototipo.

Descripción	Costo \$
Materiales primer prototipo	2046,57
Maquinaria utilizada	1400
Herramientas	136.64
Costo de construcción	2688
Costos adicionales	67,48
TOTAL	6338,69

4.3 Costo de una sola prótesis

Una vez definido el costo de los prototipos iniciales, se calcula el costo del producto terminado, la prótesis implementada en el usuario, indicando todos los materiales utilizados en una sola prótesis, factores de diseño, servicios contratados, etc.

4.3.1 Costos de materiales de una sola prótesis

Se muestran los costos de todos los materiales tanto de la parte mecánica como de la parte electrónica, que intervinieron en el desarrollo de una sola prótesis Tabla 4.13.

Tabla 4.13: Descripción de costos de materiales de una sola prótesis.

Cantidad	Descripción	Valor unitario \$	Valor total \$
1	Plancha de Grilon 75 x 60 x 1,2 cm	135	135
1	Plancha de Grilon 50 x 60 x 1,6 cm	60	60
1	Varilla de bronce Ø2 x 1000 mm	1,5	1,5
1	Varilla de bronce Ø3 x 1000 mm	1,5	1,5
1	Varilla de bronce Ø6 x 1000 mm	3	3
100	Tornillos Ø2 x 10 mm	0,02	2
10	Tornillos Ø3 x 20 mm	0,05	0,5
Sub total elementos mecánicos			203,5
4	L293DD	5,2	20,8
3	Resistor 220 Ω SMD	0,05	0,15
1	PIC 16F877A SMD	12,5	12,5
1	Resonador de 4 MHz SMD	1,75	1,75
2	Capacitor de 100mf SMD Tantalum	5,25	10,5
1	Pulsante smd A PATAS SMD	0,9	0,9
3	PQ12 30:1	65	195
2	PQ12 63:1	65	130
1	QRB 1114	5	5
1	Acumulador 2800 mA	27	27
Sub total elementos electrónicos			403,6
Subtotal mecanica + electrónica			607,1
		12% IVA	72,85
		TOTAL	679,95

4.3.2 Costos de la maquinaria utilizada de una sola prótesis

Se indican todos los costos de maquinaria utilizada para la construcción de una sola prótesis Tabla 4.14.

Tabla 4.14: Descripción de costos de la maquinaria utilizada de una sola prótesis.

Horas	Descripción	Valor unitario \$	Valor total \$
15	Centro de mecanizado CNC	25	375
		Sub total	375
		12% IVA	45
		TOTAL	420

4.3.3 Costos de herramientas de una sola prótesis

Se indican los costos de herramientas utilizadas en la construcción de una sola prótesis
Tabla 4.15.

Tabla 4.15: Descripción de costos de herramientas de una sola prótesis.

Cantidad	Descripción	Valor unitario \$	Valor total \$
2	Broca Ø1,5mm	1,5	3
2	Broca Ø2mm	2	4
1	Fresa Ø2mm	24	24
1	Fresa Ø3mm	30	30
1	Fresa de radio 6mm	69	69
		Sub total	184
		12% IVA	22,08
		TOTAL	206,08

4.3.4 Costo de servicio contratado de una sola prótesis

Se presenta los costos de servicios contratados para la construcción de una sola prótesis
Tabla 4.16.

Tabla 4.16: Descripción de costo de servicio contratado de una sola prótesis.

Cantidad	Descripción	Valor unitario \$	Valor total \$
1	Ortopedista (socket)	600	600
1	Mecanizado tarjetas electrónicas	40	40
		Sub total	640
		12% IVA	76,8
		TOTAL	716,8

4.3.5 Costo de construcción de una sola prótesis

Se presenta los costos de construcción de una sola prótesis Tabla 4.17.

Tabla 4.17: Descripción de costos de construcción de una sola prótesis.

Horas	Descripción	Valor unitario \$	Valor total \$
24	Construcción	10	240
15	Montaje de elementos electrónicos	10	150
		Sub total	390
		12% IVA	46,8
		TOTAL	436,8

4.3.6 Costos adicionales de una sola prótesis

Se indican los costos adicionales de una sola prótesis Tabla 4.18.

Tabla 4.18: Descripción de costos adicionales de una sola prótesis.

Cantidad	Descripción	Valor unitario \$	Valor total \$
15	Transporte	2,5	37,5
100	Impresiones	0,1	10
		Sub total	47,5
		12% IVA	5,7
		TOTAL	53,2

4.3.7 Costo total de construcción de una sola prótesis

Se muestra el costo total de la construcción de una sola prótesis Tabla 4.19.

Tabla 4.19: Descripción del costo total de construcción de una sola prótesis.

Descripción	Costo \$
Costos de materiales	679,952
Costos de maquinaria utilizada	420
Costos de herramientas	206,08
Costos de servicios contratados	716,8
Costo de construcción	436,8
Costos adicionales	53,2
TOTAL	2512,832

4.3.8 Costo de diseño de una sola prótesis

Para estimar el costo de diseño se toma un factor del 18% del costo de fabricación de la prótesis Tabla 4.20.

Tabla 4.20: Descripción del costo de diseño de una sola prótesis.

Descripción	Costo \$
Diseño	452,31
TOTAL	452,31

4.3.9 Costo total de una sola prótesis

Es la suma del costo total de construcción y de diseño Tabla 4.21.

Tabla 4.21: Descripción del costo total de una sola prótesis.

Descripción	Costo \$
Costo total	2512,83
Diseño	452,31
TOTAL	2965,14

5 CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5.1 Conclusiones

La prótesis tiene: un diseño antropométrico que es muy similar en forma, dimensiones y tamaño a la mano humana; presenta cinco dedos con un manejo individual en cada uno de ellos que le permite ajustarse a objetos de cualquier forma geométrica. Para su accionamiento están acoplados actuadores eléctricos del tipo lineal, que mediante la salida y el ingreso de sus vástagos permiten la flexión y extensión de cada dedo, debido al principio de barras y eslabones del que está formado cada uno. El dedo pulgar posee un mecanismo de trinquete que es accionado manualmente para obtener oposición y no oposición al resto de dedos, esto nos permite obtener tres tipos de agarres: cilíndrico, gancho y lateral.

Los materiales utilizados en la prótesis cumplen con los requerimientos establecidos en el diseño. La poliamida 6 o Nylon es un material polimérico que presenta características de resistencia mecánica, química y al desgaste, facilidad de mecanizado, de tal manera que la integración de las partes es posible cumpliendo lo especificado en el análisis de la necesidad.

El socket esta unido a la mano y tiene una forma que permite una sujeción adecuada en el antebrazo del usuario, el sensor está colocado internamente de manera que el movimiento del muñón del miembro amputado sea exacto, la batería está colocada a un lado del socket y favorece la ergonomía del mismo, garantizando que el usuario se coloque la prótesis directamente, y que no necesite de algún elemento adicional de sujeción; además no existan elementos invasivos con el usuario que le produzca laceraciones de ningún tipo.

El método de amputación desarrollado durante el proceso quirúrgico es parte fundamental del análisis debido a que la piel y los músculos sobrantes son amarrados sobre la zona del muñón, esto genera un movimiento sobre la superficie de la piel a la altura del cubito, a través de transductores este movimiento se ha captado para posteriormente

controlar los movimientos básicos de la mano. La ubicación del sensor dentro del socket esta precisamente alineada a los movimientos que ejerce el muñón generando una diferencia de potencial útil para el manejo de la prótesis, el acople con el usuario garantizará estos movimientos. Cada uno de los movimientos ejecutados por los actuadores tienen un control individual a través de una modulación de ancho de pulso, actuando directamente en la velocidad del vástago, aumentando el tiempo de trabajo de cada uno de ellos, al existir una retroalimentación se puede determinar la posición de los mismos al igual que la presión generada en el extremo superior de los dedos.

El sistema de control desarrollado cumple con las exigencias para posibilitar la movilidad de los mecanismos de la prótesis, no es invasivo con el usuario, y permite una integración ergonómica, ya que tanto la forma como el tamaño de los elementos utilizados favorecen una geometría sin alterar de forma agresiva la forma antropométrica de la prótesis

5.2 Recomendaciones

Se puede mejorar la forma antropométrica de la prótesis utilizando otros procesos para la fabricación de las partes, se puede considerar en primera instancia proceso que permiten conformar resinas poliméricas en tres dimensiones para posteriormente pensar en fabricar las partes utilizando técnicas de moldeo para fabricación en serie de las mismas.

Se ha identificado que se puede mejorar la movilidad y funcionalidad de la prótesis en las actividades cotidianas del individuo, integrando un mecanismo que permita un movimiento giratorio a nivel de la muñeca, por lo que se requiere trabajar en una nueva fase de diseño y construcción que posibilite mejoras en el prototipo.

El socket es necesario reemplazarlo, ya que, el usuario no ha alcanzado una madurez corporal y en un tiempo aproximado de 2 años las dimensiones van a variar y la cavidad del socket no se acoplara de manera efectiva al brazo del usuario. .

El desarrollo del sistema de control está fundamentado en la toma de señales mediante un sensor de proximidad óptico, que no es invasivo para el usuario y que cumple con las características del diseño planteado, por lo que es necesario mantener esta condición en futuros trabajos y considerar que el tiempo de vida útil de este elemento es aproximadamente 50000 horas para identificar posibles averías.

Será necesario realizar un seguimiento directo con el usuario, para identificar

como la prótesis favorece la inserción en su entorno social, además estudiar la reacción psicológica que generó la misma en las condiciones de vida y desarrollo del individuo, y proyectar un análisis traumatológico de la parte del brazo y antebrazo derecho, para valorar posibles alteraciones a nivel muscular..

Se recomienda realizar un mantenimiento preventivo por un periodo trimestral y al ser este un prototipo, este se realizaría dependiendo de las necesidades del usuario, teniendo como un punto sensible de la prótesis la vida útil de los actuadores y uniones de los mismos.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] DRAKE, R. L.; VOGL, W.; MITCHELL, A. W. M. *GRAY Anatomía para estudiantes*. Revisión de Angel Peña y Juliana Pérez, Traducción de Diorki Servicios Integrales de Edición. 1. ed. España: Elsevier, 2005. 880 p. ISBN 84-8174-832-3.
- [2] MOLINA, J. Pedreño; GONZÁLEZ, A. G.; CORONADO, J. L. Estudio de los sensores táctiles artificiales aplicados a la robótica de agarre. p. 9. Disponible en: <<http://www.ceautomatica.es/old/actividades/jornadas/XXI/documentos/003.pdf>>. Consultado en: 12 Mayo 2013.
- [3] KAPANDJI, A. I. *Fisiología Articular*. 6. ed. Madrid, España: Editorial médica Panamericana, 2006. 367 p. ISBN 84-9835-002-6.
- [4] BURGOS, C. A. Q. *Diseño y construcción de una prótesis robotica de mano funcional adaptada a varios agarres*. 94 p. Disertación (Tesis de Maestría) — Universidad del Cauca, Facultad de Ingeniería Electrónica y Telecomunicaciones, Popayan, Colombia, 2010. Consultado en: 18 Noviembre 2012.
- [5] BUNDHOO, V. *Design and evaluation of a shape memory alloy-based tendondriven actuation system for biomimetic artificial fingers*. 214 p. Disertación (Master of applied science in the Department of Mechanical Engineering) — University of Victoria, 2009. Consultado en: 21 Mayo 2013.
- [6] MINIHOGAR, E. *Las partes de la mano*. España: [s.n.]. Disponible en: <<http://minihogarkids.blogspot.com/2012/06/las-partes-de-la-mano.html>>. Consultado en: 15 Octubre 2012.
- [7] LOAIZA, J. L.; ARZOLA, N. Evolución y tendencias en el desarrollo de prótesis de mano. Medellín, Colombia, n. 169, p. 191–200, Agosto 2011. ISSN 0012-7353. Disponible en: <<http://www.scielo.org.co/pdf/dyna/v78n169/a22v78n169.pdf>>. Consultado en: 5 Marzo 2013.
- [8] ROUVIERE, H.; DELMAS, A. *Anatomía Humana*. Revisado por Vicent Delmas. 11. ed. Barcelona, España: Masson, 2007. 706 p. ISBN 84-458-1315-3.
- [9] BELTER, J. T.; DOLLAR, A. M. Performance characteristics of anthropomorphic prosthetic hands. *Rehabilitation Robotics (ICORR), 2011 IEEE International Conference on*, Zurich, p. 1–7, 2011. ISSN 1945-7898. Consultado en: 16 Marzo 2013.
- [10] MEYERS, F. E. *Estudios de Tiempos y Movimientos*. Traducción Gabriel Sánchez García. 2. ed. Barcelona, España: Pearson Educacii $\frac{1}{2}$ n., 2000. 339 p. ISBN 9684444680, 9789684444683.
- [11] KOLB, B.; WHISHAW, I. Q. *Nueropsicología Humana*. 5. ed. Madrid, España: Editorial medica panamericana, 2006. 818 p. ISBN 978-84-7903-914-1.

- [12] NETTER, F. H. *Atlas de anatomía humana*. Traducción de Víctor Götzens García. 4. ed. Barcelona España: Elsevier Masson, 2007. 631 p. ISBN 978-84-4581-759-9.
- [13] GIUSEPPE, L. *The Study of the Electromyographic Signal for the Control of a Prosthetic Hand*. 203 p. Disertación (Master's Degree in Computer Science Engineering Department of Electronics and Computer Science Engineering) — Politecnico di Milano, 2009–2010. Disponible en: <<https://www.politesi.polimi.it/bitstream/10589/2282/1/201007Lisi.pdf>>. Consultado en: 21 Enero 2013.
- [14] PALASTANGA, N.; DEREK, F.; SOAMES, R. *Anatomía y Movimiento Humano. Estructura y Funcionamiento*. Traducción González del Campo Román, Pedro,. 1. ed. Barcelona, España: Paidotribo, 2000. 611 p. ISBN 84-8019-500-2.
- [15] SANTOS, C. H.; MEJÍA, C. F. M. *Diseño de un Sistema Emulando el Movimientos Articulado de una Mano, Brazo y Antebrazo*. Disertación (Maestría en Ciencias en Ingeniería Mecatrónica) — Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, Cuernavaca, Morelos, México, 2007.
- [16] BELTER, J. T. et al. The mechanical design and performance specifications of anthropomorphic prosthetic hands. *JRRD*, 10 Hillhouse Ave. New Haven, p. 1–40. Disponible en: <<http://www.eng.yale.edu/grablab/pubs/BelterJRRD2012.pdf>>. Consultado en: 15 Marzo 2013.
- [17] CABRERA, J.; JARAMILLO, H. Mejora de procesos para el desarrollo de dispositivos protésicos de mano. *Ingenium*, Colombia, n. 21, p. 92–104, Enero/Junio 2010.
- [18] PUGLISI, L.; MORENO, H. Prótesis robóticas. p. 10. Consultado en: 2 Octubre 2012.
- [19] F FF. WEIR, P. R. Design of artificial arms and hands for prosthetic applications. In: *Standard handbook of biomedical engineering and design*. Chicago, Illinois: Digital Engineering Library McGraw-Hill, 2004. cap. 32. Consultado en: 10 Mayo 2013.
- [20] CASTELLANOS, C. A. S. et al. Diseño mecánico y cosmético de una prótesis parcial de mano. *Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas*, Ciudad de la Habana, n. 1, p. 25, Jan./Mar. 2011. ISSN 1561-3011. Consultado en: 9 Enero 2013.
- [21] NORTON, K. Un breve recorrido por la historia de la prótesis. *inMotion*, Coalición de Amputados de América, v. 17, n. 7, p. 1–5, Noviembre-Diciembre 2007. Disponible en: <<http://www.amputee-coalition.org/spanish/inmotion/novdec07/historyprosthetics.html>>. Consultado en: 4 Mayo 2013.
- [22] CÁCERES, C. B. *La biomecánica y su aplicación en las prótesis*. 144 p. Disponible en: <<http://es.scribd.com/doc/62424971/La-biomecanica-y-su-aplicacion-en-las-protesis>>. Consultado en: 20 Enero 2013.
- [23] GONZÁLES, J. M. D. et al. Robótica y prótesis inteligentes. *Revista Digital Universitaria UNAM*, v. 6, n. 1, p. 15, 2004. ISSN 1067-6079. Disponible en: <<http://www.revista.unam.mx/vol.6/num1/art01/int01.htm>>. Consultado en: 22 Diciembre 2012.

- [24] GUAY, M. F. *Analyse cinemato-statique d'un doigt sous-actionné á 3 ddl pour une prothèse de membre supérieur*. 146 p. Tesis (Maître es sciences) — Université Laval, 2012. Disponible en: <<http://www.theses.ulaval.ca/2012/28618/28618.pdf>>. Consultado en: 8 Diciembre 2012.
- [25] MONTES, J. C. D.; GONZÁLEZ, J. D. Mecanismos de transmisión y actuadores utilizados en prótesis de mano. Memorias del XV congreso internacional anual de la SOMIM, p. 335–345, Septiembre 2009. Consultado en: 8 Mayo 2013.
- [26] ROMERO, M. A. P. *Análisis Cinemático e implementación de una mano robótica servo-articulada aplicable como prótesis*. 178 p. Disertación (Maestro en Ciencias en Ingeniería Mecánica con especialidad en Diseño Mecánico) — Instituto Politécnico Nacional, Julio 2011. Disponible en: <<http://www.biblio-sepi.esimez.ipn.mx/mecanica/2011/Analisis>>. Consultado en: 19 Mayo 2013.
- [27] COVARRUBIAS, J. T.; LÓPEZ, V. E. G. *Las prótesis mecánicas*. México: [s.n.], 2010. 7 p. Consultado en: 23 Mayo 2013.
- [28] 2005, M. inStep. *The Art of Making Artificial Limbs Look Lifelike*. Coalición de Amputados de América, 2005. 1-8 p. Disponible en: <<http://www.amputee-coalition.org/spanish/easyread/military-instep/cosmesis-ez.html>>. Consultado en: 24 Mayo 2013.
- [29] LEÓN, J. Ramírez Díaz de et al. Rediseño de interfaz para prótesis mecánica transhumeral. Memorias del XV congreso internacional anual de la SOMIM, p. 389–395, Septiembre 2011. Disponible en: <<http://somim.org.mx/articulos2010/memorias/memorias2011/pdfs/A1/A1240.pdf>>. Consultado en: 8 Mayo 2013.
- [30] NEDA, E. G. C. et al. Diseño de un sistema amplificador de fuerza para prótesis mecánica. Memorias del XV congreso internacional anual de la SOMI, Guanajuato, México, p. 216–225, Septiembre 2012. Disponible en: <<http://www.paginaspersonales.unam.mx/files/1031/Publica20130209211223.pdf>>. Consultado en: 7 Mayo 2013.
- [31] BAROUTI, H.; AGNELLO, M.; VOLCKMANN, P. Amputaciones del miembro superior. *Enciclopedia Médico Quirúrgica*, Elsevier, París, París-France, p. 10, 1998. Disponible en: <<http://www.discapacidadonline.com/wp-content/uploads/2011/05/manual.amputado.miembro.superior.pdf>>. Consultado en: 26 Marzo 2013.
- [32] YANG, J. et al. A multifingered hand prosthesis. *Mechanism and Machine Theory*, Elsevier, p. 555–581, Enero 2004. Disponible en: <<http://www.engineering.uiowa.edu/~malek/papers/Multi-hand>>. Consultado en: 9 Mayo 2013.
- [33] CARVAJAL, L. *Diseño de un Método para Capturar Señales Mieléctricas de Miembros Superiores*. Florencia-Caquetá: [s.n.]. 10 p. Disponible en: <<http://uametodologia.files.wordpress.com/2011/05/articulo-metodologia2.pdf>>. Consultado en: 18 Mayo 2013.

- [34] OKUNO, R.; YOSHIDA, M.; AKAZAWA, K. Compliant grasp in a myoelectric hand prosthesis. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, v. 24, p. 48–56, July-August 2005. ISSN 0739-5175. Consultado en: 19 Marzo 2013.
- [35] ALONSO, A. A. et al. Entrenador mioeléctrico de prótesis para amputados de brazo y mano. *Mapfre Medicina*, Valladolid, v. 13, n. 1, p. 11–19, 2002. Consultado en: 17 Marzo 2013.
- [36] PYLATIUK, C. et al. Progress in the development of a multifunctional hand prosthesis. *Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, Germany, p. 4260 – 4263, Septiembre 2004. Consultado en: 18 Marzo 2013.
- [37] S. CHILDRESS, P. D. Historical aspects of powered limb prostheses. p. 2–13. Disponible en: <<http://www.oandplibrary.org/cpo/pdf/198501002.pdf>>. Consultado en: 4 Mayo 2013.
- [38] VIVAS, A.; AGUILAR, E. Modelado geométrico y dinámico de una prótesis de mano robótica. Popayán Colombia, p. 1–6. Consultado en: 25 Marzo 2013.
- [39] E), P. V. L. *Design of a Human Hand Prosthesis*. 75 p. Tesis (Bachelor of Arts) — Worcester Polytechnic Institute, Abril 2012. Disponible en: <<http://www.wpi.edu/Pubs/E-project/Available/E-project-042612-145912/3.pdf>>. Consultado en: 18 Octubre 2012.
- [40] PELLETIER, J. Touch bionics i-limb prostheses. *Biomedical Engineering*, Second Presentation, April 2013. Disponible en: <<http://www.ele.uri.edu/Courses/bme181/S13/1JustinP2.pdf>>. Consultado en: 14 Enero 2013.
- [41] MEC 11 Raising the Standard. Bionic prosthetic design. Canada, p. 4, August 2011. Disponible en: <<http://dukespace.lib.duke.edu/dspace/bitstream/handle/10161/4733/>>. Consultado en: 9 Diciembre 2012.
- [42] MICERA, S. et al. On the use of longitudinal intrafascicular peripheral interfaces for the control of cybernetic hand prostheses in amputees. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, v. 16, n. 5, p. 453–472, Noviembre 2008. ISSN 1534-4320. Consultado en: 27 Marzo 2013.
- [43] MICERA, S.; CARPANETO, J.; RASPOPOVIC, S. Control of hand prostheses using peripheral information. *IEEE Consumer Electronics Society Technical Co-Sponsor*, v. 3, p. 48–68, Diciembre 2010. ISSN 1937-3333. Consultado en: 25 Marzo 2013.
- [44] DARIO, P. et al. Robotics as a future and emerging technology: biomimetics, cybernetics, and neuro-robotics in european projects. *IEEE Robotics and Automation Society*, v. 12, p. 29–45, Junio 2005. ISSN 1070-9932. Consultado en: 21 Marzo 2013.
- [45] YUSTOS, H. L. et al. Mecanismo articulado de mano de maniquí. In: . [s.n.], 2007. Disponible en: <<http://www.arteuna.com/talleres/lab/maquinariasantiguas.pdf>>. Consultado en: 14 Abril 2013.

- [46] DÍAZ, E. C. et al. Estudio piloto de medidas antropométricas de la mano y fuerzas de prensión, aplicables al diseño de herramientas manuales. *Ciencia & Trabajo*, Santiago, Chile, p. 1–5, 2011. Disponible en: <<http://www.cienciaytrabajo.cl/pdfs/39/pagina1.pdf>>. Consultado en: 15 Enero 2013.
- [47] MENDOZA, J. A. B.; YURIAR, J. H. S. *Diseño de un de un Equipo Auxiliar en Terapias de Rehabilitación de Extremidades de Miembro Superior a Nivel de Dedos*. Disertación (Maestro en Ciencias en Ingeniería Mecatrónica) — Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, Cuernavaca, Morelos, México, 2010.
- [48] NA, J. E. B. P. *Análisis Numérico y Experimental para la caracterización de un Material con Memoria de Forma*. 144 p. Disertación (Maestro en Ciencias en Ingeniería Mecánica con especialidad en Diseño) — Instituto Politécnico Nacional, Junio 2012. Disponible en: <<https://www.geociencias.unam.mx/geociencias/posgrado/tesis/perezse.pdf>>. Consultado en: 15 Mayo 2013.
- [49] STOECKEL, D. *The Shape Memory Effect - Phenomenon, Alloys and Applications*. California 94539: [s.n.], 1995. 1-13 p. Disponible en: <<http://www.nitinol.com/media/reference-library/038.pdf>>. Consultado en: 23 Mayo 2013.
- [50] LEE, J. H.; OKAMOTO, S.; MATSUBARA, S. Development of multi-fingered prosthetic hand using shape memory alloy type artificial muscle. *Computer Technology and Application*, David Publishing, v. 3, p. 477–484, July 2012. Disponible en: <<http://www.davidpublishing.com/davidpublishing/Upfile/9/7/2012/>>. Consultado en: 5 Febrero 2013.
- [51] KAPLANOGLU, E. Design of shape memory alloy-based and tendon-driven actuated fingers towards a hybrid anthropomorphic prosthetic hand. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, v. 9, p. 1–6, Julio 2012. Consultado en: 11 Mayo 2013.
- [52] MOREIRO, S. H. Ingeniería de Sistemas y Automática, *Contról de posición de un material con memoria de forma (SMA)*. Marzo 2011. 1-90 p. Disponible en: <http://e-archivo.uc3m.es/bitstream/10016/11642/1/PFC_Saul_Herranz_Moreiro.PDF>. Consultado en: 19 Mayo 2013.
- [53] BILURBINA, L.; LIESA, F. *Materiales no metálicos resistentes a la corrosión*. Barcelona España: Marcombo, 2006. 153 p. ISBN 84-267-0790-4.
- [54] BODINI, G.; PESSANI, F. C. *Moldes y máquinas de inyección para la transformación de plásticos*. 2. ed. México: Mc Graw Hill, 2006. 181 p. ISBN 970-10-0164-8.
- [55] HIBBELER, R. *Mecánica de Materiales*. 6. ed. México: Pearson, 2006. 896 p. ISBN 970-26-0654-3.
- [56] CORPORATION, F. S. *Phototransistor reflective object sensor*. [S.l.], Mayo 2002. 4 p. Disponible en: <<http://pdf.datasheetcatalog.com/datasheet/fairchild/QRB1114.pdf>>. Consultado en: 15 Marzo 2013.

- [57] CORPORATION, N. S. *Low Power Quad Operational Amplifiers*. [S.l.], Agosto 2000. 20 p. Disponible en: <<http://pdf.datasheetcatalog.com/datasheet2/8/0uegdz0rfihfjplhkh6u551zz67y.pdf>>. Consultado en: 18 Junio 2013.
- [58] INC., F. T. *Miniature Linear Motion Series PQ12*. [S.l.], Junio 2010. 3 p. Disponible en: <<http://www.firgelli.com/Uploads/PQ12-datasheet.pdf>>. Consultado en: 18 Junio 2012.
- [59] MICROELECTRONICS, S.-T. *Push-pull four channel driver with diodes*. [S.l.], Junio 1996. 7 p. Disponible en: <<http://pdf.datasheetcatalog.com/datasheet/stmicroelectronics/1330.pdf>>. Consultado en: 07 Mayo 2013.
- [60] CORPORATION, F. S. *NPN General Purpose Amplifier*. [S.l.], Septiembre 1999. 17 p. Disponible en: <<http://pdf.datasheetcatalog.com/datasheet/fairchild/2N3904.pdf>>. Consultado en: 05 Febrero 2013.
- [61] INC., M. T. *PIC16F87XA Data Sheet*. [S.l.], Octubre 2003. 234 p. Disponible en: <<http://ww1.microchip.com/downloads/en/devicedoc/39582b.pdf>>. Consultado en: 20 Agosto 2012.
- [62] INCORPORATED, T. I. *3-TERMINAL ADJUSTABLE REGULATOR*. [S.l.], Febrero 2003. 15 p. Disponible en: <<http://pdf.datasheetcatalog.com/datasheet/texasinstruments/lm317.pdf>>. Consultado en: 05 Junio 2013.
- [63] OGATA, K. *Ingeniería de control moderna 4ED*. [S.l.]: Pearson Educación, 2003.
- [64] OGATA, K. *Sistemas de control tiempo discreto 2ED*. [S.l.]: Pearson educación, 1996.
- [65] RAUSCH, M. L. *Thomas Edison y la Bombilla Electrica= Thomas Edison and the Lightbulb*. [S.l.]: Gareth Stevens, 2007.

ANEXO A – PLANOS CONSTRUCTIVOS