

**UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA  
SEDE CUENCA**

**CARRERA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA  
CARRERA DE INGENIERÍA MECÁNICA**

Trabajo previo a la obtención del Título de:  
**INGENIERO ELECTRÓNICO  
INGENIERO MECÁNICO**

**TEMA:**

“DISEÑO, CONSTRUCCIÓN E IMPLEMENTACIÓN DE PRÓTESIS  
BIOMECÁNICA DE MANO DERECHA. (SEGUNDA FASE)”

**AUTORES:**

INGENIERÍA ELECTRÓNICA: José Luis Vargas Pérez  
Luis Fernando Yunga Patiño  
INGENIERÍA MECÁNICA: Luis Fernando Cajamarca Guambaña  
Jorge Luis Matute Salinas

**DIRECTORES:**

Ing. Fernando Urgiles Ortiz, M.Sc.  
Ing. John Calle Siguencia, M.Sc.

**Cuenca, Marzo de 2015**

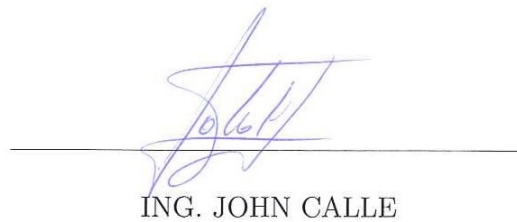
# CERTIFICACIÓN

Certificamos que el presente proyecto de tesis fue desarrollado por: Cajamarca Guambaña Luis Fernando, Matute Salinas Jorge Luis, Vargas Pérez José Luis y Yunga Patiño Luis Fernando, bajo nuestra supervisión.

Cuenca, 2015



ING. FERNANDO URGILES



ING. JOHN CALLE

# DECLARATORIA

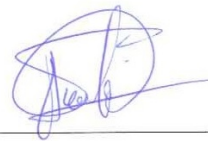
Nosotros, Cajamarca Guambaña Luis Fernando, Matute Salinas Jorge Luis, Vargas Pérez José Luis y Yunga Patiño Luis Fernando, declaramos bajo juramento que el trabajo aquí descrito es de nuestra autoria, que no ha sido previamente presentado por ningun grado o calificación profesional y que hemos consultado las referencias bibliográficas que se incluyen es este documento.

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

Cuenca, 2015



LUIS FERNANDO YUNGA PATIÑO



JOSÉ LUIS VARGAS PÉREZ



JORGE LUIS MATUTE SALINAS



LUIS FERNANDO CAJAMARCA GUAMBAÑA

## DEDICATORIA

Dedicado con mucho cariño a mis padres, hermanas, que son el pilar fundamental en mi vida, que supieron estar conmigo en todo momento, y formaron parte de este sueño.

José Vargas.

A mi familia que con su apoyo incondicional permitieron poder terminar este trabajo con éxito, a mi esposa y a mi hija que viene en camino, a todos mis amigos y docentes que siempre me acompañaron en los buenos y malos momentos.

Fernando Yunga.

Esta tesis está dedicada a mis padres, hermanas, sobrinos y amigos que han sido mi apoyo e inspiración para seguir adelante.

Luis Cajamarca.

Esta tesis va dedicada a mis Padres Jorge y Elisa que con su paciencia, bondad y esmero, me impulsaron a cumplir esta meta, a mi esposa Susana y mi hijo Sebastián por el tiempo que formaron parte de mi constancia y perseverancia, a todos mis familiares en especial mis Abuelos Roberto, Rosa y María que con sus consejos y apoyo lograron incentivar me para conseguir este título.

Jorge Matute.



## AGRADECIMIENTOS

Agradezco a Dios por brindarme la salud y la fortaleza, a mis Padres José y Teresa que supieron confiar en mí y guiarme en la vida a través de sus consejos, a mis hermanas que con su carisma y entusiasmo me apoyaron. Agradezco a los Directores de tesis el Ing. Fernando y al Ing. John, a Pedro por su confianza y amistad y a todos mis amigos que formaron parte de esta carrera.

José Luis Vargas.

Quiero agradecer a Dios porque siempre me supo dar las fuerzas para seguir adelante. A mis queridos padres que me apoyaron y me alentaron en todo momento. A mi esposa Lucy que se convirtió en un pilar fundamental en mi vida. A mis hermanos por su cariño y ánimo, a mi primo Carlos Yunga que compartimos la misma pasión por la robótica y todos mis amigos. A nuestros Directores de tesis el Ing. Fernando y el Ing. John, que nos guiaron en este proyecto y a Pedro que nos brindó su tiempo y fue una pieza principal en el desarrollo de la tesis.

Fernando Yunga.

A Dios por nunca abandonarme en este camino, a mis padres: Luis y Magdalena por su amor y apoyo incondicional, mis hermanas: Katherine y Carolina por su comprensión y cariño y a mis sobrinos: Mateo y Christofer que con sus locuras han iluminado mi vida.

Luis Cajamarca.

Agradezco a Dios por permitirme un logro importante en mi vida, y a los que formaron parte de este logro, familiares, amigos, compañeros y profesores que supieron brindar su amistad, conocimientos, confianza y apoyo a lo largo de esta carrera.

Jorge Matute.

# Índice general

<b>1. DIAGNÓSTICO DE LA PRÓTESIS BIOMECÁNICA VERSIÓN 1.</b>	<b>1</b>
1.1. Análisis mecánico. . . . .	1
1.1.1. Materiales del componente. . . . .	2
1.1.2. Funcionalidad. . . . .	2
1.1.3. Antropometría y estética. . . . .	2
1.1.3.1. Dedos . . . . .	3
1.1.3.2. Pulgar. . . . .	4
1.1.3.3. Socket. . . . .	5
1.1.3.4. Palma. . . . .	7
1.2. Análisis Electrónico. . . . .	9
1.2.1. Buses de datos y conexiones. . . . .	9
1.2.2. Fuente de alimentación. . . . .	9
1.2.3. Diseño de la tarjeta electrónica. . . . .	10
1.2.4. Sistema de software. . . . .	10
1.2.5. Actuadores lineales. . . . .	10
1.2.6. Sistema de adquisición de la señal . . . . .	11
1.3. Diagnóstico de la prótesis. . . . .	11
<b>2. ESTUDIO DEL ESTADO DEL ARTE DE LOS COMPONENTES DE LA PRÓTESIS.</b>	<b>13</b>
2.1. Estética y ergonomía en prótesis. . . . .	13
2.1.1. La mano biónica CyberHand. . . . .	13
2.1.2. Prótesis I-limb Ultra. . . . .	14
2.2. Movilidad de la muñeca. . . . .	15
2.2.1. Movimientos de la muñeca. . . . .	15
2.2.1.1. Pronación y supinación. . . . .	16
2.2.1.2. Flexión y extensión. . . . .	17
2.2.1.3. Desviación radial y cubital. . . . .	17
2.2.2. Antropometría de la muñeca. . . . .	18
2.2.3. Prótesis con acoples giratorios. . . . .	19
2.2.3.1. I Limb Ultra . . . . .	19
2.2.3.2. Bebionic. . . . .	19
2.2.3.3. Ottobock. . . . .	19
2.3. Acoples rápidos. . . . .	20
2.3.1. Transmisión de giro y acoplamiento. . . . .	20
2.3.1.1. Micromotor de torque. . . . .	20
2.3.1.2. Acoples rápidos. . . . .	21
2.4. Sistemas electrónicos de control. . . . .	21
2.4.1. Sistema de Electromiografía. . . . .	21
2.4.2. Sensor óptico. . . . .	22

2.4.3.	Sistema Morse. . . . .	23
2.4.4.	Sistema de control. . . . .	24
2.4.4.1.	Control PID, retroalimentación. . . . .	24
2.4.4.2.	Controlador microprocesado. . . . .	26
2.4.5.	Sistemas electrónicos, sensores y actuadores. . . . .	26
2.4.5.1.	Sistema de control arduino. . . . .	26
2.4.5.2.	Sistemas de anillo colectores. . . . .	27
2.4.5.3.	Actuadores lineales. . . . .	28
2.5.	Sistema de alimentación. . . . .	29
2.5.1.	Batería. . . . .	29
2.5.2.	Elevadores de voltaje conversores DC-DC. . . . .	30
2.5.2.1.	Convertidor Reductor. . . . .	30
2.5.2.2.	Convertidor Elevador. . . . .	31
2.5.2.3.	Convertidor Reductor-Elevador. . . . .	31
2.5.2.4.	Conversores Boots ajustables. . . . .	32
2.6.	Socket. . . . .	33
2.6.1.	Tipos de socket. . . . .	33
2.6.1.1.	Suspensión Asistida. . . . .	34
2.6.1.2.	Auto suspensión. . . . .	34
2.6.2.	Prototipado rápido. . . . .	35
2.6.2.1.	Adición de material. . . . .	35
2.6.2.2.	Substracción de material. . . . .	36
2.6.2.3.	Elección del proceso de prototipado. . . . .	37
2.6.3.	Impresión 3D. . . . .	38
2.6.3.1.	Materiales de impresión. . . . .	38
2.6.3.2.	Propiedades mecánicas del PLA y ABS. . . . .	39
2.6.3.3.	Impresora 3D CubeX. . . . .	41

### **3. DISEÑO, CONSTRUCCIÓN E IMPLENTACIÓN DE LA PRÓTESIS CONSIDERANDO MEJORAS. 43**

3.1.	Mejora de la estética y antropométrica de la prótesis. . . . .	43
3.1.1.	Diseño de la prótesis con las mejoras consideradas. . . . .	43
3.1.1.1.	Análisis dimensional de la mano. . . . .	43
3.1.1.2.	Diseño y desarrollo del primer Prototipo de la mano. . . . .	47
3.1.1.3.	Diseño y desarrollo del Segundo Prototipo de la mano. . . . .	51
3.1.1.4.	Consideración a tomar en cuenta para la impresión 3D. . . . .	55
3.2.	Diseño y construcción del sistema giratorio de la muñeca. . . . .	59
3.2.1.	Diseño y desarrollo del Primer Prototipo de muñeca. . . . .	59
3.2.2.	Diseño y desarrollo del Segundo Prototipo de la mano. . . . .	62
3.3.	Mejora del socket. . . . .	64
3.3.1.	Diseño y desarrollo del Primer Prototipo del socket. . . . .	64
3.3.2.	Diseño y desarrollo del Segundo Prototipo del socket. . . . .	67
3.4.	Diseño e implementación del sistema de control. . . . .	69
3.4.1.	Adquisición de la señal. . . . .	69
3.4.1.1.	Electromiografía (EMG). . . . .	69
3.4.1.2.	Sensor Óptico . . . . .	73
3.4.1.3.	Brazalete MYO. . . . .	75
3.4.2.	Manejo de la señal. . . . .	77
3.4.2.1.	Código Morse a través de la señal. . . . .	77
3.4.3.	Sistema de control. . . . .	80
3.4.4.	Actuadores. . . . .	81
3.4.5.	Programación. . . . .	83
3.4.6.	Diseño de circuitos Impresos. . . . .	89
3.4.6.1.	Parámetros de diseño. . . . .	89

3.4.6.2.	Placa de control. . . . .	90
3.4.6.3.	Placa de adquisición de la señal. . . . .	92
3.4.6.4.	Placa de sistema de anillos colectores. . . . .	94
3.5.	Mejoras en el sistema de alimentación. . . . .	96
3.5.1.	Alimentación. . . . .	96
3.5.2.	Placa del cargador de la batería. . . . .	97
<b>4.</b>	<b>EVALUACIÓN DE LA NUEVA PRÓTESIS.</b>	<b>100</b>
4.1.	Pruebas realizadas en el laboratorio. . . . .	100
4.1.1.	Estética y antropometría. . . . .	100
4.1.2.	Mano. . . . .	105
4.1.3.	Muñeca. . . . .	106
4.1.4.	Socket. . . . .	107
4.2.	Pruebas realizadas con el usuario. . . . .	107
4.2.1.	Socket. . . . .	107
4.2.2.	Mano. . . . .	108
4.2.3.	Código morse y ejecución de los movimientos. . . . .	108
4.2.3.1.	Agarre cilíndrico. . . . .	110
4.2.3.2.	Agarre de punta o de precisión. . . . .	110
4.2.3.3.	Agarre lateral. . . . .	110
4.2.4.	Movimiento combinados. . . . .	111
4.2.4.1.	Giro de muñeca. . . . .	111
4.2.4.2.	Agarre cilíndrico y giro de muñeca. . . . .	112
4.2.4.3.	Posición de teclado. . . . .	113
4.2.4.4.	Sujeción de objetos en posición vertical. . . . .	113
4.2.4.5.	Saludo. . . . .	114
<b>5.</b>	<b>ANÁLISIS DE COSTOS.</b>	<b>115</b>
5.1.	Costos de los prototipos. . . . .	115
5.1.1.	Costos del primer prototipo. . . . .	115
5.1.1.1.	Costos de materiales del primer prototipo. . . . .	115
5.1.1.2.	Costos de la maquinaria implementada en el primer prototipo. . . . .	117
5.1.1.3.	Costos de herramientas del primer prototipo. . . . .	117
5.1.1.4.	Costos del diseño y construcción del primer prototipo. . . . .	117
5.1.1.5.	Costos adicionales del primer prototipo. . . . .	118
5.1.1.6.	Costo total del primer prototipo. . . . .	118
5.1.2.	Costos del prototipo final. . . . .	118
5.1.2.1.	Costos de materiales del prototipo final. . . . .	118
5.1.2.2.	Costo de la maquinaria implementada en el prototipo final. . . . .	119
5.1.2.3.	Costos de herramientas del prototipo final. . . . .	119
5.1.2.4.	Costos de diseño y construcción del prototipo final. . . . .	120
5.1.2.5.	Costos adicionales del prototipo final. . . . .	120
5.1.2.6.	Costo total del prototipo final. . . . .	120
5.2.	Costo de una sola prótesis. . . . .	121
5.2.1.	Costos de los materiales para la realización de una sola prótesis. . . . .	121
5.2.2.	Costos de la maquinaria para la realización de una sola prótesis. . . . .	122
5.2.3.	Costos de herramientas utilizadas para la realización de una sola prótesis. . . . .	123
5.2.4.	Costos de servicios contratados para la realización de una sola prótesis. . . . .	123
5.2.5.	Costos de ensamble para la realización de una sola prótesis. . . . .	123
5.2.6.	Costos adicionales para la realización de una sola prótesis. . . . .	123
5.2.7.	Costo total para la realización de una sola prótesis. . . . .	124
5.2.8.	Costos total de la investigación. . . . .	124

<b>6. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.</b>	<b>125</b>
6.1. Conclusiones. . . . .	125
6.2. Recomendaciones. . . . .	125

# Índice de figuras

1.1. Prótesis Biomecánica Version 1. . . . .	1
1.2. Mecanismo y Partes del Dedo. . . . .	3
1.3. Dedo pulgar [1]. . . . .	5
1.4. Socket [1]. . . . .	5
1.5. Batería de 6V-2.8A ubicada en el socket. . . . .	6
1.6. Acople de grilon. . . . .	7
1.7. Palma. . . . .	8
1.8. Actuador Lineal. . . . .	8
1.9. Bus de datos dedo pulgar [1]. . . . .	9
1.10. Batería prótesis [1]. . . . .	9
1.11. Placa electrónica[1]. . . . .	10
1.12. Microcontrolador [1]. . . . .	10
1.13. Actuadores. . . . .	11
1.14. Sensor óptico [1]. . . . .	11
2.1. Mano CyberHand[2]. . . . .	14
2.2. Guante cosmético de silicona [2]. . . . .	14
2.3. Prótesis I-limb Ultra [4]. . . . .	14
2.4. Cubierta I-limb skin active [5]. . . . .	15
2.5. Huesos de la muñeca (vista palmar) [6]. . . . .	16
2.6. Ángulos de Pronación y supinación de antebrazo derecho, la gráfica ha sido analizada y comparada entre la (AO) Asociación para el estudio de la osteosíntesis, (SAOS) Academia americana de cirujanos ortopédicos [7]. . . . .	16
2.7. Angulo de flexión y extensión de la muñeca [7] . . . . .	17
2.8. Desviación radial y cubital de la muñeca [7]. . . . .	18
2.9. Medición de la muñeca. . . . .	18
2.10. Muñeca I Limb Muñeca multiflex [9]. . . . .	19
2.11. Muñeca Bebionic Multi-Flex Wrist [10]. . . . .	19
2.12. Muñeca Michelangelo Axon Wrist [11]. . . . .	20
2.13. Eje y cubo brochado [12]. . . . .	20
2.14. Válvula de acoplamiento rápido [16]. . . . .	21
2.15. Diagrama de bloques de adquisición de señal. . . . .	22
2.16. Sensor Infrarrojo . . . . .	23
2.17. Código Morse . . . . .	24
2.18. Estructura de un controlador PID . . . . .	25
2.19. a) Sistema de control digital con controlador digital en cascada. b) Sistema de control digital con retroalimentación de estado [24]. . . . .	26
2.20. Arduino Uno [25]. . . . .	27
2.21. Anillos Deslizantes. . . . .	28
2.22. Motores Lineales PQ12[26]. . . . .	28
2.23. Batería de li-on. . . . .	30
2.24. Convertidor reductor. . . . .	31
2.25. Convertidor elevador. . . . .	31

2.26. Convertidor Reductor-Elevador. . . . .	32
2.27. Curvas de eficiencia de los elevadores de voltaje [36][37]. . . . .	32
2.28. Socket de silicona [30]. . . . .	33
2.29. Sistema de Suspensión Asistida [31]. . . . .	34
2.30. Sistema de Auto Suspensión [6]. . . . .	35
2.31. Colores para diferentes tipos de materiales [33]. . . . .	40
2.32. Impresora CubeX 3D trio [33]. . . . .	41
3.1. Molde en yeso de la mano izquierda. . . . .	44
3.2. Molde de yeso escaneado. . . . .	45
3.3. Molde en yeso de la mano izquierda. . . . .	45
3.4. Medición del molde de la mano. . . . .	46
3.5. Medidas de la mano izquierda. . . . .	46
3.6. Diseño basado en imágenes y medidas obtenidas del molde de yeso. . . . .	47
3.7. Dimensiones obtenidas de la mano izquierda. . . . .	47
3.8. Cuerpo de la mano. a) Mano, b) Tapa. . . . .	48
3.9. a) Diseño anterior b) Diseño actual. . . . .	49
3.10. a) Pulgar original b) Pulgar modificado. . . . .	49
3.11. Primer diseño de la mano. . . . .	50
3.12. a) Tapa b) Cuerpo . . . . .	50
3.13. Impresión de los 4 Dedos. . . . .	51
3.14. Componentes de la Palma. . . . .	52
3.15. Diseño final de la mano. . . . .	52
3.16. Creación de la malla de soporte. . . . .	53
3.17. Impresión 3D terminada. . . . .	53
3.18. Soportes interiores y retirado del mismo. . . . .	54
3.19. Dedos impresos. . . . .	54
3.20. Mano impresa ensamblada. . . . .	55
3.21. Impresora 3D CubeX Trio, ejes de desplazamiento de los extrusores. . . . .	55
3.22. Calibración de las boquillas con la mesa de impresión. . . . .	56
3.23. Nivelado de la mesa de impresión en cada uno de sus lados. . . . .	57
3.24. Ubicación de las piezas de impresión en la mesa. . . . .	57
3.25. Carretes de impresión. . . . .	58
3.26. Malla de soporte despegado debido a la contracción del material. . . . .	58
3.27. Toma de medidas del muñón . . . . .	59
3.28. Dimensiones del micro-motor Pololu 1000:1 (unidades en mm). . . . .	60
3.29. Pista y escobilla. . . . .	61
3.30. Primer diseño y prototipo del sistema giratorio. . . . .	62
3.31. Segundo prototipo del sistema giratorio. . . . .	63
3.32. Vendaje de yeso sobre el antebrazo . . . . .	65
3.33. Molde de yeso del antebrazo . . . . .	65
3.34. Integración de postizo inferior. . . . .	66
3.35. Sujeción del postizo para la batería. . . . .	66
3.36. Componentes del socket. . . . .	67
3.37. Diseño de un solo miembro. . . . .	67
3.38. Molde del antebrazo con acople inferior. . . . .	68
3.39. Socket final . . . . .	68
3.40. Amplificador instrumental AD620 [39]. . . . .	70
3.41. Amplificación y Filtro Pasa Alto. . . . .	71
3.42. Etapa de rectificación. . . . .	71
3.43. Filtro pasa bajo y amplificador variable. . . . .	72
3.44. Posición de los electrodos para la obtención se la señal. . . . .	72
3.45. Configuración de pines y Diagrama [1] . . . . .	73
3.46. a)Muñón relajado, b)Muñón contraído. . . . .	74

3.47. Brazaete MYO . . . . .	75
3.48. Señal que representa un punto. . . . .	78
3.49. Señal que representa una raya. . . . .	78
3.50. Código Morse representado por las señales. . . . .	79
3.51. Código Morse representado por las señales. . . . .	80
3.52. Proceso de control . . . . .	81
3.53. Desplazamiento del vástago. [1] . . . . .	82
3.54. Distribución de pines del PQ12[26]. . . . .	82
3.55. Conexión del Arduino, puente H, y motores. . . . .	83
3.56. Obtención de la señal del sensor y la de referencia . . . . .	84
3.57. Control de los actuadores. . . . .	87
3.58. Cavidad de la palma de prótesis. . . . .	89
3.59. Dimensiones de la tarjeta de control. . . . .	89
3.60. Coordenada del track en la capa de las pistas. Software Altium Designer 2013. . . . .	90
3.61. Dimensiones de vías PCB. Software Altium Designer 2013. . . . .	90
3.62. Diseño de los conectores de los motores. . . . .	91
3.63. Diseño del elevador de voltaje . . . . .	91
3.64. Componentes del placa de control. . . . .	91
3.65. Ruteado de la placa a doble cara. . . . .	92
3.66. Placa de control a) Cara superior b) Cara inferior. . . . .	92
3.67. Esquema del sensor óptico. . . . .	93
3.68. Componentes que conforman la tarjeta de adquisición de la señal. . . . .	93
3.69. Ruteado y dimensiones de la placa del sensor. . . . .	93
3.70. Tarjetas de sistema de adquisición de la señal. . . . .	94
3.71. Acople giratorio de la muñeca. . . . .	94
3.72. Tarjeta de anillos colectores. . . . .	94
3.73. Anillos colectores. . . . .	95
3.74. Conectores tipo pin. . . . .	95
3.75. a)Anillos colectores. b)Sistema de escobillas. . . . .	95
3.76. Batería ion de Litio . . . . .	97
3.77. Elevador de Voltaje [37]. . . . .	97
3.78. Esquema del cargador de batería. . . . .	98
3.79. Componentes de la tarjeta del cargador de la batería. . . . .	98
3.80. Dimensiones y ruteado de la tarjeta del cargador de la batería. . . . .	98
3.81. Tarjeta de cargador de la batería. . . . .	99
4.1. Medidas del ancho de la mano. a) 86mm, b) 82.5mm . . . . .	101
4.2. Medidas del ancho de la muñeca. a) 65.3mm, b) 57mm . . . . .	101
4.3. Medidas del ancho del dedo pulgar. a) 20mm, b)18mm . . . . .	102
4.4. Medidas del ancho de los dedos. a) 19.5mm, b) 15mm. . . . .	102
4.5. Medidas del espesor de la palma. a) 31mm, b) 34mm. . . . .	103
4.6. Medidas de la longitud de la palma. a) 102mm, b) 92mm. . . . .	103
4.7. Medidas de la longitud de los dedos. a) 80mm, b) 62mm. . . . .	104
4.8. Medidas de la longitud de apertura del dedo pulgar. . . . .	104
4.9. Medidas de la longitud total del antebrazo y mano. . . . .	105
4.10. Análisis del movimiento de cada dedo. . . . .	106
4.11. Comprobación del giro de la muñeca. . . . .	107
4.12. Socket del usuario. . . . .	107
4.13. Distancia del muñón con el musculo A) rejado y b) contraído. . . . .	108
4.14. Tiempo de respuesta en la ejecución del código Morse. . . . .	109
4.15. Sujeción cilíndrica. . . . .	110
4.16. Sujeción de precisión. . . . .	110
4.17. Agarre lateral. . . . .	111
4.18. Giro y detención de la mano a cierta posición. . . . .	112



4.19. Rotación de objetos cilíndricos. . . . .	112
4.20. Posición para teclear. . . . .	113
4.21. Sujeción de objetos en posición vertical. . . . .	113
4.22. Saludo con la prótesis. . . . .	114

# Índice de tablas

2.1. Ángulos de giro de pronación y supinación de la muñeca [7]. . . . .	17
2.2. Ángulos de flexión y extensión de la muñeca [7]. . . . .	17
2.3. Ángulos de desviación radial y cubital de la muñeca [7]. . . . .	18
2.4. Comparación de motores pequeños. . . . .	21
2.5. Característica de actuador PQ12. . . . .	29
2.6. Características de los elevadores de voltaje. . . . .	32
2.7. Procesos de fabricación aditiva según el material de partida [32]. . . . .	36
2.8. Procesos de mecanizado por sustracción de material. . . . .	37
2.9. Variables de decisión en la elección de una tecnología de prototipado [32]. . . . .	37
2.10. Características de los materiales de impresión [33]. . . . .	39
2.11. Propiedades mecánicas del PLA. . . . .	39
2.12. Propiedades mecánicas y térmicas del ABS [34]. . . . .	40
3.1. Dimensiones de la muñeca izquierda del usuario. . . . .	60
3.2. Características de los transductores de señales mioeléctricas. . . . .	73
3.3. Características de los Sensores Ópticos.[1] . . . . .	74
3.4. Características MYO . . . . .	76
3.5. Tabla comparativa entre diferentes maneras de obtención de la señal.[1] . . . . .	77
3.6. Características del Arduino Nano . . . . .	81
3.7. Ventajas y Desventajas de la batería Ion de Litio. Modificada de [19] . . . . .	96
4.1. Medidas de la mano humana y la prótesis. . . . .	100
4.2. Asignación de movimientos a cada letra. . . . .	108
4.3. Tiempo promedio para realizar un movimiento. . . . .	109
5.1. Costos de materiales del primer prototipo. . . . .	116
5.2. Costos de la maquinaria implementada en el primer prototipo. . . . .	117
5.3. Costos de herramientas del primer prototipo. . . . .	117
5.4. Costos del diseño y construcción del primer prototipo. . . . .	117
5.5. Costos adicionales del primer prototipo. . . . .	118
5.6. Costo total del primer prototipo. . . . .	118
5.7. Costos de materiales del prototipo final. . . . .	119
5.8. Costos de la maquinaria implementada en el prototipo final. . . . .	119
5.9. Costos de herramientas del prototipo final. . . . .	120
5.10. Costos de diseño y construcción del prototipo final. . . . .	120
5.11. Costos adicionales del prototipo final. . . . .	120
5.12. Costo total del prototipo final. . . . .	121
5.13. Costos de materiales para la realización de una sola prótesis. . . . .	122
5.14. Costos de la maquinaria para la realización de una sola prótesis. . . . .	122
5.15. Costo de herramientas utilizadas para la realización de una sola prótesis. . . . .	123
5.16. Costos de servicios contratados para la realización de una sola prótesis. . . . .	123
5.17. Costos de servicios contratados para la realización de una sola prótesis. . . . .	123
5.18. Costos adicionales para la realización de una sola prótesis. . . . .	124
5.19. Costo total de para la realización de una sola prótesis. . . . .	124

5.20. Costo total de la una sola prótesis. . . . .	124
5.21. Costo total de la investigación. . . . .	124

# Glosario

**Abrasivo:** adj. Dicho de un producto: Que sirve para desgastar o pulir, por fricción, sustancias duras como metales, vidrios, etc.

**Amputación:** f. Acción y efecto de cortar y separar enteramente del cuerpo un miembro o una porción de él.

**Antropometría:** f. Tratado de las proporciones y medidas del cuerpo humano.

**Aristas:** f. Geom. Línea que resulta de la intersección de dos superficies, considerada por la parte exterior del ángulo que forman. **Colineal:** adj. Geom. Se dice de los puntos que se encuentran en la misma recta.

**Ergonomía:** f. Estudio de datos biológicos y tecnológicos aplicados a problemas de mutua adaptación entre el hombre y la máquina. **Eslabón:** m. Pieza en forma de anillo o de otra curva cerrada que enlazada con otras forma cadena.

**Falange:** Anat. Cada uno de los huesos de los dedos. Se distinguen con los adjetivos ordinales primera, segunda y tercera, comenzando a contar desde el metacarpo o el metatarso.

**Invasivo:** Med. Dicho de un procedimiento diagnóstico o terapéutico: En que se penetra en el cuerpo mediante una incisión en la piel o se introduce un instrumento o material extraño al organismo.

**Laceración:** f. Acción y efecto lastimar, golpear, magullar, herir. **Metacarpiano.** adj. Se dice de cada uno de los cinco huesos del metacarpo.

**miografía:** f. Parte de la anatomía que tiene por objeto la descripción de los músculos. **Morse:** m. Sistema de telegrafía que utiliza un código consistente en la combinación de rayas y puntos.

**Muñón:** m. Parte de un miembro cortado que permanece adherida al cuerpo.

**Poliamida:** f. Quím. Polímero caracterizado por la presencia de múltiples grupos amida, como el nailon.

**Pronación:** f. Movimiento del antebrazo que hace girar la mano de fuera a dentro presentando el dorso de ella.

**Prototipo:** m. Ejemplar original o primer molde en que se fabrica una figura u otra cosa.

**Socket (ingles):** encaje.

**Supinación:** f. Posición de una persona tendida sobre el dorso, o de la mano con la palma hacia arriba.

Trinquete: m. Garfio que resbala sobre los dientes de una rueda, para impedir que esta se vuelva hacia atrás.

Vástago: m. Barra que, sujeta al centro de una de las dos caras del émbolo, sirve para darle movimiento o transmitir el suyo a algún mecanismo.

# INTRODUCCIÓN

El proyecto de diseño, construcción e implementación de prótesis biomecánica de mano derecha (segunda fase) implica el diagnóstico de la prótesis biomecánica versión 1, identificando algunos inconvenientes en el funcionamiento y diseño que serán sujetos a cambios; la estética de la prótesis difiere de la anatomía de la mano, ya que presenta superficies cuadradas en todos sus componentes, su movilidad se ve limitada por el acople fijo entre mano y socket que no permite el movimiento giratorio de la muñeca además existe dificultad al usar prendas de vestir debido a la ubicación y tamaño de la batería, se realiza el análisis del estado del arte de las prótesis actuales, estudiando los avances tecnológicos en la estética de la mano, el diseño de la muñeca y socket, en la parte electrónica se analiza: anillos colectores, elevadores de voltaje, adquisición de la señal y el sistemas de control.

El primer diseño mejora la antropometría de la mano mediante la obtención de dimensiones de la mano izquierda de la persona con el miembro superior derecho amputado, estas mediciones se realizaron de manera manual y mediante un proceso de escaneo 3D, estas serán posteriormente insertadas en el software de diseño Autodesk Inventor y Autodesk Fusion para conseguir las características antropométricas de la mano. En el diseño se incorpora un sistema que asimila el movimiento giratorio de la muñeca, esto facilita el posicionamiento a diferentes ángulos de la mano al realizar actividades cotidianas; para la construcción del primer prototipo se utiliza el proceso de impresión 3D que permite la construcción de formas complejas en tiempos reducidos.

Se analiza el primer prototipo y se define que en la parte dorsal de la mano puede ubicarse una batería de pequeñas dimensiones, también se puede realizar modificaciones en la estética y sistema de sujeción. Realizado este análisis se procede a generar un nuevo diseño tomando en cuenta las consideraciones antes mencionadas, para lo cual se selecciona una batería que pueda ser integrada en la parte dorsal y cumpla con los requerimientos eléctricos.

El nuevo diseño presenta dimensiones y formas similares a la mano humana, logra integrar todos los componentes electrónicos y mecánicos sin generar inconvenientes ni alterar el diseño definido.

El socket que permite la unión entre el antebrazo y la prótesis fue fabricado tomando la forma anatómica del antebrazo amputado, esto garantiza una sujeción fija y no invasiva y su antropometría permite utilizar prendas de vestir sin modificar su

diseño.

Para el control de la prótesis se utiliza un micro controlador que responde a las señales obtenidas desde el sensor óptico, mediante código morse se codifica la información obtenida permitiendo el control de sus actuadores reproduciendo los movimientos programados de la mano.

Otro punto que se desarrolla es la evaluación de la prótesis en lo referente a sus componentes y funciones; se realiza un análisis con el usuario y se determina que los movimientos planificados son cumplidos pero requieren de un entrenamiento permanente.

Al final de este proyecto se realiza un análisis de los costos totales del proyecto.

# Capítulo 1

## DIAGNÓSTICO DE LA PRÓTESIS BIOMECÁNICA

### VERSIÓN 1.

En este capítulo se analiza la antropometría, funcionamiento, toma de señales, sistemas de control y dimensionamiento en cada uno de los componentes de la prótesis biomecánica versión 1 (Figura 1.1), realizada como tema de tesis en la Universidad Politécnica Salesiana [1].



Figura 1.1: Prótesis Biomecánica Version 1.

Tomando en cuenta las recomendaciones de la tesis anterior, con un propósito de avanzar en la investigación y continuar la mejora se procede a realizar un análisis de cada uno de los sistemas que conforman la prótesis desde el punto de vista mecánico y electrónico. Se estudiara a detalle cada uno de sus componentes comparándolos con una mano real, este análisis ayudará a un posterior rediseño el cual mejorara la antropometría así como el funcionamiento de la prótesis.

#### 1.1. Análisis mecánico.

Dentro del análisis nos basaremos en cuatro parámetros:

- Material del componente.



- Funcionalidad.
- Antropometría.
- Dimensiones.

#### **1.1.1. Materiales del componente.**

La prótesis está elaborada con materiales poliméricos, poliamida Nylon 66 para la palma, dedos, eslabones y acoples, que comercialmente se le conoce como grilon; y polipropileno para el socket.

Estos materiales presentan gran resistencia y baja densidad siendo una buena alternativa para realizar las diferentes partes constitutivas de la prótesis, también se utiliza tornillos de metal para la sujeción, garantizando la unión fija de sus componentes, pero aumentando el peso debido a la densidad de este material.

La unión de los diferentes componentes de los dedos y su respectivo acople con la palma se realiza mediante pasadores de bronce, que permiten el movimiento rotacional y longitudinal de sus componentes, similares a los de una mano humana.

Las partes que conforman la prótesis fueron elaboradas mediante el centro de mecanizado CNC y maquinas herramientas convencionales.

#### **1.1.2. Funcionalidad.**

La prótesis puede sujetar objetos de diferentes dimensiones como botellas, tarjetas de 1 mm de espesor y otros, cumpliendo con la función de sujeción requerida por una mano.

Al necesitar posicionar la mano con la palma hacia abajo se debe realizar un movimiento conjunto de antebrazo y hombro debido a la sujeción rígida entre mano y *socket*, esto es dificultoso y no alcanza un giro mayor a 20°.

La secuencia de cada dedo es independiente, gracias a su sistema de eslabonamiento y acople mediante pasadores, ayudando a ejecutar movimientos similares a las de una mano humana, que dependerá de la programación electrónica realizada.

#### **1.1.3. Antropometría y estética.**

La superficie de la palma y dedo pulgar se encuentran cubiertos por una lona de color marrón, el socket tiene un recubrimiento polimérico de color piel con la intención de dar un aspecto más humano a la prótesis.

Tanto dedos como palma constan de caras planas y aristas que dan forma rectangular a la prótesis, perdiendo la antropometría y estética de la mano.

Estéticamente el socket es demasiado grueso y al tener colocado la batería a su extremo, muestra una forma atípica de un antebrazo, debido a su tamaño y peso impide la utilización de camisas o prendas de vestir con mangas largas; aumentando el peso de la prótesis fatigando a la persona que lo utiliza.

La mano presenta diversos puntos de sujeción mediante tornillos metálicos, tanto en la palma, dedos y socket, también se utilizan pasadores de bronce para las uniones móviles de los dedos.

Las medidas de las partes constitutivas de la prótesis son mayores a la mano promedio de un hombre adulto, estando sobredimensionada, existiendo una diferencia notoria entre las dimensiones de la prótesis y la mano real.

Los dedos tienen la misma longitud, sin diferencias notorias entre estos; se encuentran sujetos mediante tornillos y pasadores a la palma.

Una vez integrado el socket al antebrazo, debido a su espesor, provoca una diferencia pronunciada entre el brazo y antebrazo que es notoria a simple vista.

Dividiremos la prótesis en cuatro segmentos, lo que ayudara a realizar un análisis práctico de cada una de sus partes, siendo estas:

- Dedos
- Pulgar
- Socket
- Palma

#### 1.1.3.1. Dedos

Se analiza los 4 dedos (índice, medio, anular, meñique), estos tienen características similares, cumplen la misma función y el mismo sistema de movimiento (Figura 1.2).



Figura 1.2: Mecanismo y Partes del Dedo.

El material empleado para la fabricación de estos elementos fue Poliamida Nylon 66, el cual nos brinda piezas con excelentes características mecánicas y de bajo peso. Este material es utilizado tanto para los segmentos del dedo, nudillos metacarpianos, uniones y eslabonamientos, cada dedo está conformado por siete piezas, 6 tornillos de metal y 6 eslabones de bronce.

Para formar el cuerpo del dedo se utiliza cuatro piezas unidas entre pares, sujetas entre sí mediante 6 tornillos de metal. Las falanges se encuentran unidas entre sí y con la palma mediante pasadores de bronce de  $\varnothing$  3mm; para la unión de la falange superior con el nudillo metacarpiano se utiliza un eslabonamiento con pasadores de bronce de  $\varnothing$  2 mm, estos pasadores brindan la rotación necesaria del dedo.

El movimiento del conjunto se da debido al eslabonamiento sujeto desde la falange superior hasta el nudillo metacarpiano que se encuentra fijo en la palma, mediante las uniones móviles con pasadores entre la falange superior e inferior del dedo se logra el movimiento de  $90^\circ$  de cada falange con respecto a su posición vertical de reposo, el movimiento es accionado mediante un motor lineal ubicado en la palma; este transmite el movimiento al dedo por medio de la unión entre estos dos elementos, cerrando totalmente los dedos y cumpliendo su funcionalidad.

Los dedos presentan caras planas y aristas vivas dándole una apariencia rectangular. Los tornillos y pasadores presentes en uniones fijas y móviles de sus componentes difieren de la estética de los dedos humanos.

Las dimensiones de los dedos son: 86.6 mm de longitud, 15.2mm de ancho y en su altura mayor 21mm, el peso total de cada dedo es de 45 gramos.

Estas medidas son mayores a las reales por lo cual el dedo está sobredimensionado.

#### **1.1.3.2. Pulgar.**

El dedo pulgar consta de dos partes principales, el cuerpo y un sistema de trinquete, están fabricadas con Poliamida Nylon 66 (Figura 1.3).

El cuerpo está conformado por dos partes simétricas unidas entre sí mediante tres tornillos metálicos, tiene dos pasadores de bronce que permiten tanto la unión del Pulgar con el sistema de trinquete y la sujeción de un motor lineal en el cuerpo del pulgar.

El sistema de trinquete consta de siete partes, un soporte rotacional y dos soportes fijos fabricados de Poliamida Nylon 66, un resorte metálico y cuatro pasadores de bronce.



Figura 1.3: Dedo pulgar [1].

El sistema de trinquete ayuda al movimiento lateral o frontal del dedo, por medio del soporte rotacional, este consta de un sistema de matrimonio que permite girar el pulgar hasta  $90^\circ$  con respecto a su posición inicial.

El movimiento se realiza mediante un actuador lineal, que mueve el pulgar hacia la palma gracias a los pasadores que se encuentran uniendo el pulgar con el sistema de trinquete.

Las dimensiones del pulgar son: 105.6 mm de longitud, 17.9mm de ancho y en su altura mayor 27mm, su peso total es de 45 gramos. El cuerpo consta de un solo miembro con caras planas, tornillos y pasadores presentes en su geometría, dándole al pulgar una apariencia rectangular. El pulgar se encuentra sobre dimensionado y su geometría difiere de la anatomía de un dedo real.

#### 1.1.3.3. Socket.

El *socket* (Figura 1.4) consta de un solo cuerpo fabricado en polipropileno con un recubrimiento polimérico de color piel, tiene integrado un sensor óptico que permite el control de la mano mediante el movimiento del muñón, y una batería que alimenta al sistema de control de la prótesis.



Figura 1.4: Socket [1].

Debido a la ubicación y dimensiones de los componentes anteriormente nombrados presentan un sobredimensionamiento de todo el conjunto, y una diferencia notoria entre las longitudes de la prótesis y la mano izquierda, el cual da un aspecto no agradable a la vista de otras personas, todo esto se debe a un espesor excesivo del socket y la ubicación de la batería a un extremo de este.

El *socket* realiza la sujeción de la prótesis en el brazo, permite insertar y retirar el antebrazo con facilidad en el socket, esto facilita el movimiento del muñón, que es necesario para la toma de señales mediante el sensor óptico; este cuenta en su extremo inferior con tres agujeros, dos roscados que permiten la sujeción fija entre *socket* – mano mediante tornillos y un tercero que permite el paso de las líneas de alimentación y control de la prótesis.

La longitud del socket es de 300mm, con un espesor variable de 9 a 13mm y con un peso total de 300 gramos. La batería se encuentra ubicada a un extremo del socket, debido a su tamaño y espesor aumenta considerablemente el diámetro de este, perdiendo su simetría y similitud con el antebrazo.

### **Batería.**

La batería tiene 113mm de longitud, 43 mm de ancho y 17mm de alto con un peso de 60 gramos (Figura 1.5), que genera problemas de confort al ser demasiado grande y pesada, impidiendo que la persona utilice prendas de vestir con mangas largas y causando fatiga muscular.



Figura 1.5: Batería de 6V-2.8A ubicada en el socket.

### **Acople Palma-Socket.**

El acople (Figura 1.6) está fabricado con Poliamida Nylon 66 que permite el ensamble entre *socket* y mano, en este se encuentran dos agujeros roscados que mantienen unido el acople antes mencionado mediante tornillos metálicos y orificios que permiten el paso de las líneas de alimentación y control de la prótesis.

Al ser un acople rígido no permite el movimiento individual de la mano y *socket*, por lo que se deberá girar todo el brazo para poder lograr una rotación de la mano, es-

to restringe el movimiento giratorio a  $20^\circ$  y causa molestias a la persona que lo utiliza.

El acople se encuentra al extremo inferior del *socket* y tiene un recubrimiento polimérico color piel, su diámetro mayor es de 60mm y su diámetro menor es de 35mm, sus medidas son similares a las de un muñón humano.

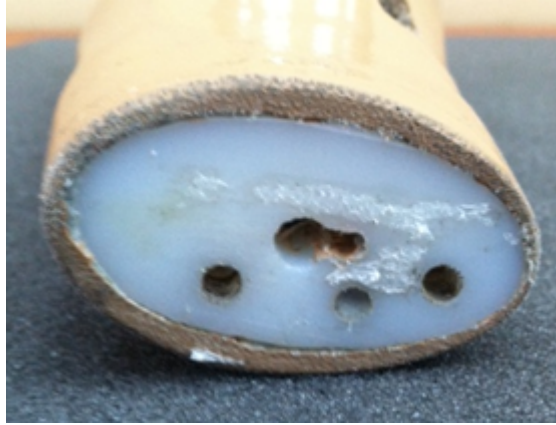


Figura 1.6: Acople de grilon.

#### 1.1.3.4. Palma.

Está constituida por dos partes, el cuerpo de la palma y la tapa construidas en su totalidad de Poliamida Nylon 66 (Figura 1.7), con longitudes similares pero espesores diferentes, se encuentran unidas mediante 5 tornillos metálicos.

El cuerpo de la palma alberga en su interior componentes eléctricos y mecánicos tales como:

- Motores lineales.
- Tarjeta de control y señales.
- Circuitos Integrados.
- Sistema de trinquete para dedo pulgar.

Estos componentes se mantienen en una posición fija al unir la tapa palmar con el cuerpo de la palma mediante tornillos metálicos, evitando el desprendimiento de los componentes durante el movimiento de la prótesis o la manipulación de objetos.

La palma tiene una longitud de 115.5 mm, 82.5 mm de ancho y 31 mm de alto con un peso de 150 gramos.

Se observa que debido al tamaño y ubicación tanto de motores lineales, tarjeta de control y señales, las dimensiones de la palma son mayores a las de una real.

Tanto el cuerpo como la tapa de la palma se encuentran cubiertos por una lona de color marrón, que busca darle una apariencia más humana a la prótesis.

La palma presenta en su geometría caras planas, aristas vivas y tornillos de sujeción, dándole un aspecto cuadrado a la mano y disminuyendo su similitud con una mano real.



Figura 1.7: Palma.

### **Ubicación de los actuadores lineales.**

Los actuadores lineales (Figura 1.8) se encuentran ubicados en el eje colineal debajo de cada dedo, sin embargo su disposición está realizada a diversas alturas, que aumenta el espacio necesario para su ubicación y por ende las dimensiones de la palma.

Los motores lineales son de marca FIRGELLI tienen una longitud de 50mm, 15mm de ancho y una altura de 16mm con un peso de 60 gramos.

Los motores presentan un sujetador en la parte posterior que aumentan su dimensión y funcionalmente son obsoletas.



Figura 1.8: Actuador Lineal.

## 1.2. Análisis Electrónico.

### 1.2.1. Buses de datos y conexiones.

Al comenzar el análisis en la parte electrónica se revisan conexiones, los buses de datos de los actuadores y los del sistema de control, estos son de vital importancia ya que enlazan cada punto desde el sistema de alimentación y la adquisición de la señal.

Debido al constante movimiento el bus de conexión que alimenta y controla los actuadores pueden sufrir daños (Figura 1.9), esto se comprobó al encontrar rotas las conexiones del dedo pulgar.

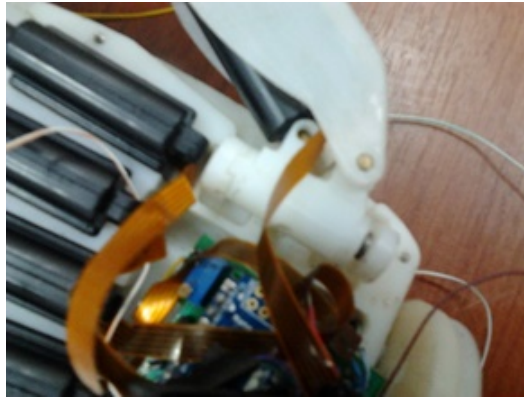


Figura 1.9: Bus de datos dedo pulgar [1].

### 1.2.2. Fuente de alimentación.

La energía suministrada se obtiene de una batería (figura 1.10), que está constituida por cinco pilas recargables que dan como resultado una carga de 6 voltios – 2.8 Amperios necesaria para el correcto funcionamiento de la prótesis durante 5 horas continuas.

Esta batería es demasiado grande y pesada, cabe recalcar que al tener estas características esta prevé de corriente necesaria para el movimiento de los actuadores y más tiempo de durabilidad.

La batería cuenta con un sistema de cargador interno diseñado para una carga lenta en un tiempo aproximado de 10 horas para su protección a sobrecorrientes [1].



Figura 1.10: Batería prótesis [1].



### 1.2.3. Diseño de la tarjeta electrónica.

En la tarjeta electrónica (Figura 1.11) se observa que el tamaño es apropiado debido a que el espacio en el interior de la palma es reducido, y al realizar el diseño se trabajó con componentes de montaje superficial que por su tamaño minimizan el área en el PCB (Printed Circuit Board).

La tarjeta electrónica está compuesta por el regulador a 5V, el sistema de carga para la batería, amplificación de la señal del sensor, los drivers para los actuadores lineales y el sistema microprocesador que se encarga de procesar las señales y controlar cada uno de los movimientos.

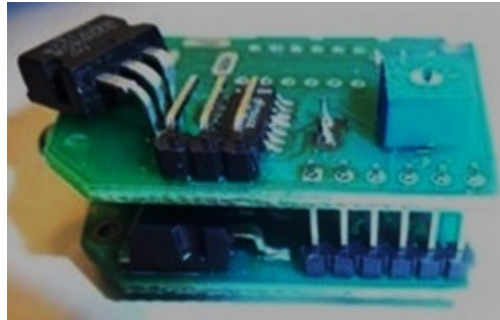


Figura 1.11: Placa electrónica[1].

### 1.2.4. Sistema de software.

La programación fue realizada en un microcontrolador un pic 16f877A (Figura 1.12) de montaje superficial de Microchip, que trabaja a 5V, este controlador se encarga de procesar las señales de entrada y salida. También la tarjeta no cuenta con un sistema de actualización de software externo, por lo que hace imposible manipular dicho controlador y modificar la programación.

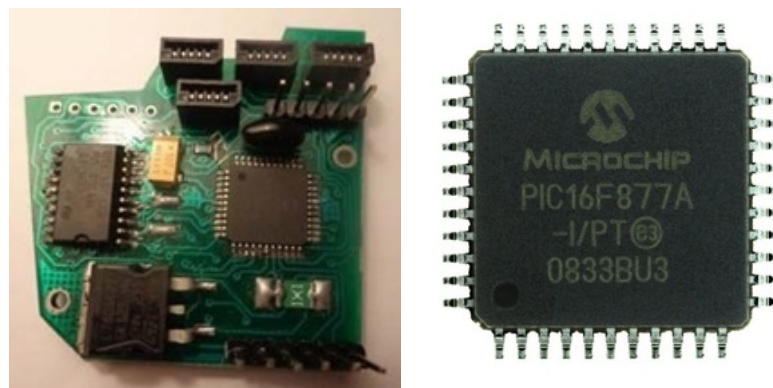


Figura 1.12: Microcontrolador [1].

### 1.2.5. Actuadores lineales.

Los actuadores lineales (Figura 1.13) han dado resultados satisfactorios al control de cada uno de los dedos de la prótesis en la primera versión [1], tanto por el torque, el

funcionamiento y una corriente de consumo de 235mA. Estos cuentan con un sistema de retroalimentación por potenciómetro para realizar el control de posición de forma individual.



Figura 1.13: Actuadores.

### 1.2.6. Sistema de adquisición de la señal

El sistema de adquisición es el encargado de llevar la señal del movimiento del muñón hacia la tarjeta de control; esto se consigue por medio de un sensor óptico reflectivo (Figura 1.14), que ha dado un buen resultado ya que no es invasivo y no produce laceraciones; esta condición fue analizada en la prótesis de la versión anterior. Además es un sistema innovador y de bajo costo, que no ha sido considerado por las prótesis que actualmente se tienen en el mercado.

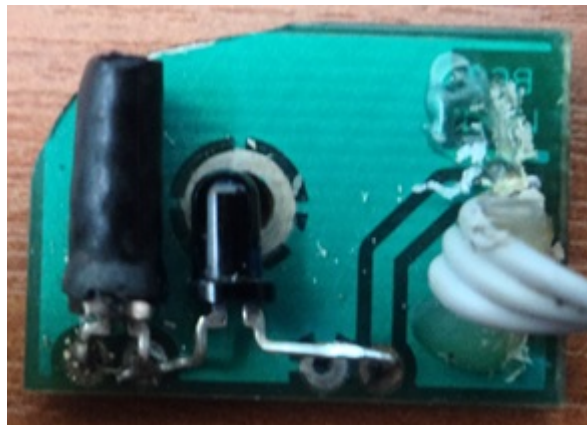


Figura 1.14: Sensor óptico [1].

## 1.3. Diagnóstico de la prótesis.

Luego del análisis mecánico y electrónico de la prótesis biomecánica versión 1, se pudo identificar problemas tanto en su funcionamiento como en su estética y se podrá considerar el siguiente diagnóstico.

1. La antropometría y estética de la prótesis muestra una apariencia rectangular, sus medidas están sobredimensionadas dando un aspecto diferente al de una

mano humana.

2. Para cumplir ciertos movimientos la muñeca actualmente no presenta movilidad lo que hace que se deba girar el antebrazo y el codo causando incomodidad.
3. El sistema de alimentación cumple con los valores de voltaje, corriente y el tiempo de duración requerido para el correcto funcionamiento, pero genera inconvenientes por su tamaño dificultando la colocación de prendas de vestir.
4. Las conexiones y buses de datos se encuentran ubicados en una posición que con el movimiento sufren daños.
5. La tarjeta electrónica tiene un tamaño apropiado diseñado para el espacio que se tiene en la palma de la prótesis versión 1.
6. El código de programación de la prótesis no es accesible a futuros cambios y está fundamentada en pocos movimientos, que de acuerdo a los de una mano humana deberían ser más.
7. Los demás elementos como actuadores lineales, sistema de carga de la batería y el sensor óptico de acuerdo al análisis de la prótesis anterior trabajan sin inconvenientes.

# Capítulo 2

## ESTUDIO DEL ESTADO DEL ARTE DE LOS COMPONENTES DE LA PRÓTESIS.

En este capítulo se revisará el estado del arte de los sistemas mecatrónicos involucrados en la prótesis basados en el diagnóstico y que requieren mejoras en la prótesis versión 1. Se hace referencia a los procesos de fabricación, nuevas tecnologías, nuevos materiales y elementos electrónicos que desarrollaran una mejora en la forma antropométrica, que resultará en un diseño más estético y funcional para el usuario. Se profundiza en los temas referentes a el análisis de la mano, el funcionamiento de la muñeca, los acoples rápidos, los tipos de socket, los procesos de prototípado rápido y la estética de las prótesis más representativas en los últimos años, que con el fin de recopilar información que ayudará a garantizar un diseño adecuado de la prótesis.

### 2.1. Estética y ergonomía en prótesis.

#### 2.1.1. La mano biónica CyberHand.

La prótesis (Figura 2.1) se encuentra elaborada en diversos materiales, sus dedos están compuestos por tres falanges fabricadas de aluminio con forma circular, la palma y recubrimientos se encuentran fabricados con fibra de vidrio; la parte posterior de la palma muestra una cara plana mientras el diseño de la superior tiene una curvatura que asimila la anatomía de la mano[3]. Los dedos se encuentran cubiertos parcialmente por un material polímero de color blanco, que permite visualizar sus uniones metálicas.

El diseño de la palma tiene superficies curvas, sin embargo el aspecto de la mano muestra partes metálicas y caras planas las cuales difieren de la estética de una mano real.



Figura 2.1: Mano CyberHand[2].

Para dar un aspecto más humano a la prótesis se implementa un guante de silicona de reducido espesor (Figura 2.2), esto ayuda a mejorar la estética de la mano al crear una superficie continua y eliminar la visualización de los componentes mecánicos [2].



Figura 2.2: Guante cosmético de silicona [2].

### 2.1.2. Prótesis I-limb Ultra.

La prótesis (Figura 2.3) está conformada en su interior por elementos metálicos y plásticos, tanto en dedos y palma; cubiertos por materiales poliméricos que reducen la visualización de dichos elementos.

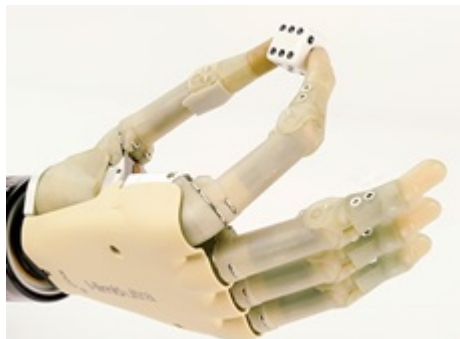


Figura 2.3: Prótesis I-limb Ultra [4].

Los dedos se encuentran formados por dos falanges cada una recubierta por una carcasa polimérica de sección variable y formas anatómicas similares a las de una mano real; existen tornillos laterales para la sujeción de su conjunto disminuyendo su estética.

La palma tiene una carcasa polimérica conformada por dos partes, las cuales tiene un ancho variable con superficies curvas, que asimilan a los surcos palmares de la mano; la carcasa permite observar los motores que dan movimientos a los dedos y el acople del dedo pulgar; estéticamente es muy parecida a una mano humano gracias a la superficies curvas y las formas anatómicas de sus componentes.

La prótesis tiene una cubierta adicional de silicona (Figura 2.4) la cual tiene una gran similitud a la anatomía de la mano, esta tiene impresa detalles como los surcos de los nudillos y la forma de las uñas, su color es similar a la tonalidad de la piel, dándole una apariencia humana a la prótesis.



Figura 2.4: Cubierta l-limb skin active [5].

## 2.2. Movilidad de la muñeca.

Se realiza un estudio de los movimientos anatómicos de la muñeca, que permiten el correcto posicionamiento de la mano.

### 2.2.1. Movimientos de la muñeca.

La mano y muñeca permanecen en unión debido a las articulaciones que tienen cada una de ellas (Figura 2.5). La muñeca está formada de ocho huesos y ligamentos intrínsecos dorsales y palmares.



Figura 2.5: Huesos de la muñeca (vista palmar) [6].

Se presenta un análisis de las medidas de toda el área corporal entre ellas, un análisis del miembro superior; se realiza una comparación entre estudios realizados por parte de la Asociación para el estudio de la Osteosíntesis (AO), y la Academia Americana de Cirujanos Ortopédicos (SAOS), el cual determina el ángulo de rotación [7].

#### 2.2.1.1. Pronación y supinación.

Se presenta el análisis por parte de la AO, que determina el ángulo de pronación que varía desde el eje neutro  $0^\circ$  hasta un ángulo de  $90^\circ$  grados, y el giro de supinación varía desde el eje neutro  $0^\circ$  hasta un ángulo de  $60^\circ$  grados, similar es el análisis de la SAOS y sus resultados son: ángulo de supinación el cual varía desde el eje neutro  $0^\circ$  hasta un ángulo de  $80^\circ$ , y el ángulo de supinación varía desde el eje neutro  $0^\circ$  hasta un ángulo de  $80^\circ$  grados (Figura 2.6).

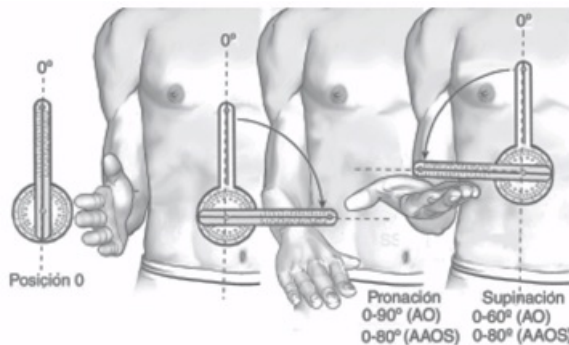


Figura 2.6: Ángulos de Pronación y supinación de antebrazo derecho, la gráfica ha sido analizada y comparada entre la (AO) Asociación para el estudio de la osteosíntesis, (SAOS) Academia americana de cirujanos ortopédicos [7].

Por lo tanto la suma de los ángulos de los movimientos de pronación y supinación por parte de la AO y la SAOS determina el máximo ángulo de giro del codo, antebrazos

y mano (Tabla 2.1)

Tabla 2.1: Ángulos de giro de pronación y supinación de la muñeca [7].

Análisis	Pronación	Supinación	Ángulo total
AO	0-90°	0-60°	0-150°
SAOS	0-80°	0-80°	0-160°

### 2.2.1.2. Flexión y extensión.

La muñeca tiene la capacidad de flexionar y extenderse, esto se debe a la tensión y extensión de los ligamentos de la articulación radiocarpiana, que permite que la palma se ubique en distintos ángulos para una fácil ubicación de la palma sobre superficies planas.

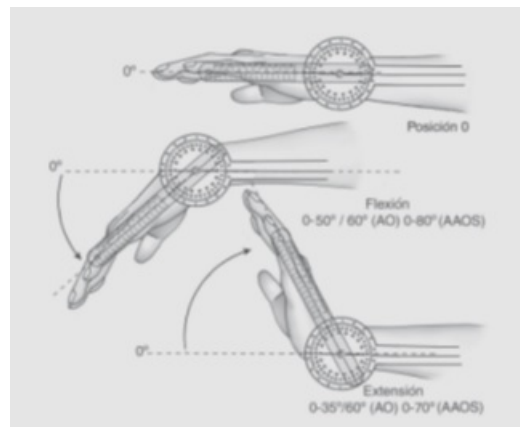


Figura 2.7: Ángulo de flexión y extensión de la muñeca [7]

Como se observa en la Figura 2.7, el ángulo entre flexión y extensión medida desde una posición 0° dando como resultado los siguientes datos (Tabla 2.7).

Tabla 2.2: Ángulos de flexión y extensión de la muñeca [7].

Análisis	Flexión	Extensión	Ángulo total
AO	0-50/60°	0-80°	0-130/100°
SAOS	0-36/60°	0-70°	0-100/130°

### 2.2.1.3. Desviación radial y cubital.

La desviación radial es la posición de la mano girada hacia la derecha, como también la desviación cubital es la ubicación de la mano hacia el lado izquierdo como se muestra en la siguiente figura. Se debe tener en cuenta que el brazo y el antebrazo permanecen fijos.



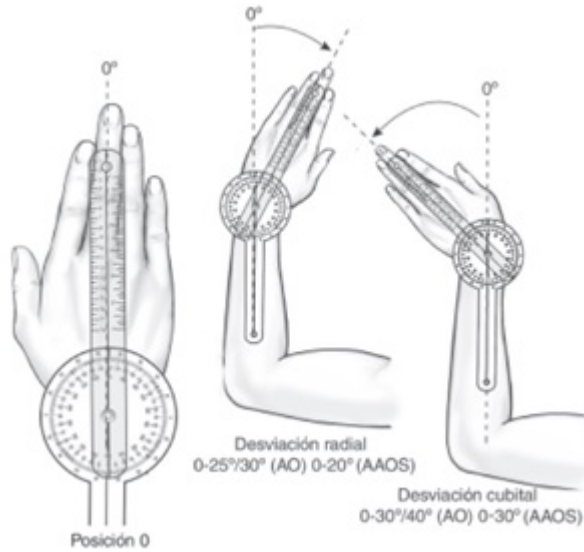


Figura 2.8: Desviación radial y cubital de la muñeca [7].

A continuación se muestra los ángulos que se generan al realizar las desviaciones radial y cubital (Tabla 2.3).

Tabla 2.3: Ángulos de desviación radial y cubital de la muñeca [7].

Análisis	Desviación radial	Desviación cubital	Ángulo total
AO	0-25/30°	0-30/40°	0-55/70°
SAOS	0-20°	0-30°	0-50°

### 2.2.2. Antropometría de la muñeca.

Para saber la antropometría se mide el perímetro de la muñeca en la zona mas estrecha del antebrazo (Figura 2.9).



Figura 2.9: Medición de la muñeca.

Las medidas son diferentes a de cada tipo de personas por lo que no se encuentra una referencia de la medida promedio de la muñeca.

### 2.2.3. Prótesis con acoples giratorios.

#### 2.2.3.1. I Limb Ultra

La prótesis I Limb ultra (Figura 2.10) presenta un componente que posibilita la funcionalidad de la muñeca humana, este componente flexible no solo permite la rotación de la mano si no también los movimiento de flexión, y extensión generando un ángulo máximo partiendo de una posición cero 0 hasta 30°, también permite los movimientos de desviación radial y cubital. Este tiene un acoplamiento rápido que le permite mantener unido la prótesis con el acople al brazo.

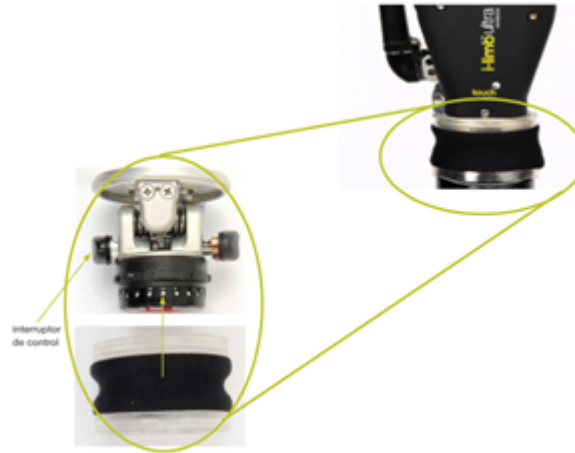


Figura 2.10: Muñeca I Limb Muñeca multiflex [9].

#### 2.2.3.2. Bebionic.

El sistema que presenta la muñeca Bebionic (Figura 2.11) es muy similar a la I Limb puesto que genera los mismos movimientos.

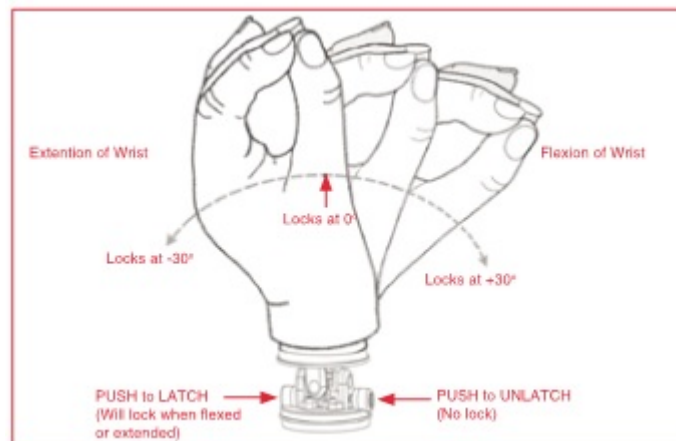


Figura 2.11: Muñeca Bebionic Multi-Flex Wrist [10].

#### 2.2.3.3. Ottobock.

La muñeca de la prótesis Michelangelo (Figura 2.12) presenta los movimientos de

flexión, extensión, supinación, y pronación dando agilidad al uso de la prótesis.



Figura 2.12: Muñeca Michelangelo Axon Wrist [11].

## 2.3. Acoples rápidos.

### 2.3.1. Transmisión de giro y acoplamiento.

Partiendo del análisis de la movilidad de la muñeca y prótesis actuales que utilizan este sistema se realiza un estudio de las uniones mecánicas que sirven para transmitir el giro entre ejes así como también para unir tramos o para cambiar de sección entre ejes.

El sistema mas adecuado para el giro entre la unión de dos componentes es el engrane de eje y cubo brochado (Figura 2.13). El eje consta de múltiples dientes y el cubo tiene en su interior dientes de la misma relación del eje permitiendo el acople exacto entre estas dos piezas. El eje generará el movimiento rotatorio transmitiendo así el giro al cubo brochado. Estos engranes son de fácil acoplamiento dando así mayor rigidez al componente y asegurando el giro completo del sistema.



Figura 2.13: Eje y cubo brochado [12].

#### 2.3.1.1. Micromotor de torque.

Para generar el movimiento rotacional del eje se opta por buscar motores con características dimensionales pequeñas y que a su vez generan un torque capaz de vencer la fuerza que se ejercerá en la prótesis. Tanto en el mercado nacional e internacional

existen motores con características anteriormente descritas, los cuales destacan los siguientes (Tabla 2.4).

Tabla 2.4: Comparación de motores pequeños.

Motor	Voltaje (V)	Torque (kg-cm)	Peso (gm)	Dimensiones (mm)	Revoluciones (rpm)
POLOLU 1000:1 [13]	6	5.3285	28.3	37.5 X 10 X 12	14
TT MOTOR GM 16-050SH [14]	3-12	0.12-3	27.4	45.8 X 15.5	80-200
LONGWAY N20 DC [15]	6-12	0.07-2	32	34.2 X 10 X 12	35-4000

### 2.3.1.2. Acoples rápidos.

Para mantener la unión entre la mano y el brazo y que a su vez sea de fácil adaptación se ha decidido analizar los acoples rápidos debido que son componentes aplicados en la industria para la unión de tuberías que transportan ya sea fluidos o aire (Figura 2.14). Presenta una conexión y desconexión fácil además dichos acoples pueden estar sujetos a soportar grandes presiones internas sin desacoplarse.

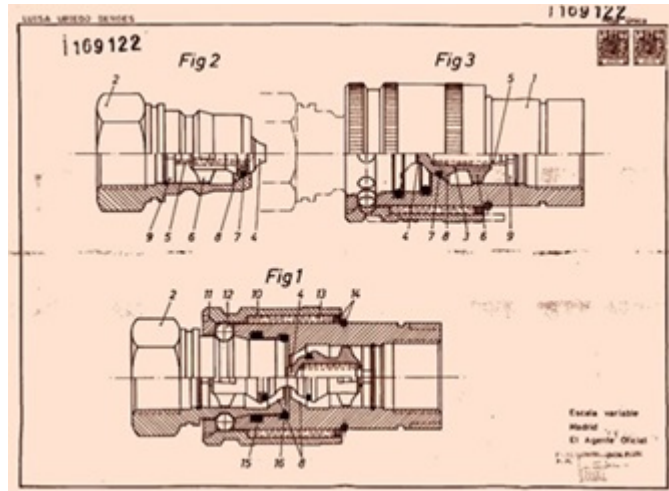


Figura 2.14: Válvula de acoplamiento rápido [16].

## 2.4. Sistemas electrónicos de control.

Se realiza el análisis de algunos elementos electrónicos de nueva tecnología que permitan el correcto funcionamiento y a su vez que garanticen confiabilidad, tomando en cuenta la ergonomía de la prótesis, sus dimensiones, el análisis de la movilidad de la muñeca y su forma de acople.

### 2.4.1. Sistema de Electromiografía.

La adquisición de bioseñales del cuerpo humano es uno de los grandes aportes de la electrónica a la medicina. Dentro de los sistemas está la electromiografía, que resulta de la actividad muscular [17].

La ciencia y la ingeniería han realizado grandes avances en el área de procesamiento digital de señales biomédicas y sus aplicaciones en el control de dispositivos activos como las prótesis mioeléctricas.

Una prótesis mioeléctrica es un sistema accionado por servomotores o actuadores lineales que se gobiernan a partir de señales EMG, bien sean intramusculares, capturadas mediante agujas o superficiales, recogidas en el muñón del paciente mediante electrodos[18].

### Adquisición de la señal.

Para la adquisición de la señal hay que tener en cuenta el tipo, que puede ser superficial o invasivo, este difiere del tipo de electrodo a utilizar, la ventaja es que son adsequibles en el mercado local y de fácil implementación [17].

Para la adquisición de la señal se utilizó el siguiente modelo (Figura 2.15).



Figura 2.15: Diagrama de bloques de adquisición de señal.

Por medio de los electrodos superficiales se reciben las señales de los músculos en contracción [19]. Esta señal es enviada a un amplificador de instrumentación y a una etapa de preamplificación, de tal manera que la amplitud sea la mejor para el siguiente paso que es la rectificación para adaptar la señal AC en un rango positivo a un modo DC, luego se aplica un filtro paso bajo para eliminar los valores de rizo obteniendo una señal total rectificada, después de la etapa de rectificación y filtrado se vuelve a amplificar, ajustando los valores de ganancia, que va a depender de cada persona y de la masa muscular que está presente.

### 2.4.2. Sensor óptico.

Son aquellos que detectan la radiación emitida por los materiales y la transforman en una señal eléctrica. El sensor óptico requiere de una comunicación lineal entre transmisor y receptor, lo que hace impredecible la línea de vista para su efectiva transmisión por lo tanto siempre será uno a uno. Este componente puede tener la apariencia de un LED normal, la diferencia radica en que la luz emitida por él no es visible para el ojo humano, únicamente puede ser percibida por otros dispositivos electrónicos [20].

### Ventajas:

- Requerimientos de bajo voltaje: Por lo tanto es idea para Laptops, teléfonos, sistemas de control remoto.
- Sensor de bajo costo.
- Circuitería simple: No requiere de hardware especial, puede ser incorporado en el circuito integrado de un producto.
- Alta seguridad: Como los dispositivos deben ser apuntados entre si casi directamente alineados (capaces de verse mutuamente) para comunicarse.

### Desventajas:

- Se bloquea la transmisión con materiales comunes: personas, paredes, plantas, etc.
- Corto alcance: el rendimiento cae con distancias más largas.
- Sensible a la luz y el clima: luz directa del sol, lluvia, niebla, y polvo pueden afectar la transmisión.
- Velocidad: la transmisión de datos es más baja que la típica transmisión cableada.

### Aplicaciones

Los sensores ópticos están diseñados especialmente para la detección, clasificación y posicionado de objetos; la detección de formas, colores y diferencias de superficie, incluso bajo condiciones ambientales extremas. [20].

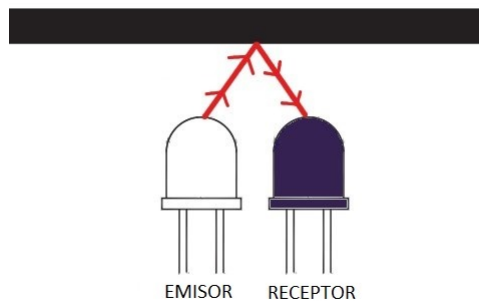


Figura 2.16: Sensor Infrarrojo

#### 2.4.3. Sistema Morse.

Se analiza el Código Morse (Figura 2.17), que es un sistema de codificación de la señal, y puede ser una herramienta útil para codificar los movimientos en la prótesis, esta “fue desarrollado por Alfred Vail mientras colaboraba en 1835 con Samuel Morse en la invención del telégrafo eléctrico. Vail creó un método según el cual cada letra o número es transmitido de forma individual con un código consistente en rayas y

puntos, es decir, señales telegráficas que se diferencian en el tiempo de duración de la señal activa”[21].

<b>A</b>	·-	<b>J</b>	·----	<b>S</b>	···	<b>2</b>	··----
<b>B</b>	-···	<b>K</b>	--·	<b>T</b>	-	<b>3</b>	····-
<b>C</b>	-···	<b>L</b>	·---	<b>U</b>	··-	<b>4</b>	····-
<b>D</b>	-··	<b>M</b>	--	<b>V</b>	····-	<b>5</b>	·····
<b>E</b>	·	<b>N</b>	-·	<b>W</b>	·--	<b>6</b>	-····
<b>F</b>	····	<b>O</b>	---	<b>X</b>	-··-	<b>7</b>	-····
<b>G</b>	--·	<b>P</b>	·---	<b>Y</b>	-·--	<b>8</b>	-····
<b>H</b>	····	<b>Q</b>	-··-	<b>Z</b>	-···	<b>9</b>	-·····
<b>I</b>	··	<b>R</b>	···	<b>1</b>	·-----	<b>0</b>	-····-

Figura 2.17: Código Morse

La duración del punto es la mínima posible y una raya tiene aproximadamente la duración de tres puntos, con este sistema se ha dado varias aplicaciones en la área de telecomunicaciones, como las transmisiones por radio, etc. De esta manera es como se le ha dado una aplicación al área de bioingeniería, por medio de cada una de las letras en Código Morse poder determinar un movimiento y control para la prótesis de mano mediante señales EMG. El aprender el código morse requiere de varias sesiones de práctica, donde los factores son la velocidad y la precisión con la que se realice cada código, dependiendo de las capacidades del individuo. Ya que cada individuo puede ser capaz de relacionar y aprender dependiendo de su condición, agilidad y la rapidez, esto es importante y eso se consigue con algunas horas de práctica [21].

#### 2.4.4. Sistema de control.

Para un mejor proceso de control de posición de los actuadores lineales de cada dedo, se analizó la aplicación de un PID (Proporcional, integral y derivativo).

##### 2.4.4.1. Control PID, retroalimentación.

El controlador PID clásico está compuesto por los bloques proporcional, integrativo y derivativo. La característica de este controlador puede describirse como un controlador ideal que combina las bondades de cada bloque que lo conforma.

$$G_c = \left( K_p + K_d s + \frac{K_i}{s} \right) \quad (2.1)$$

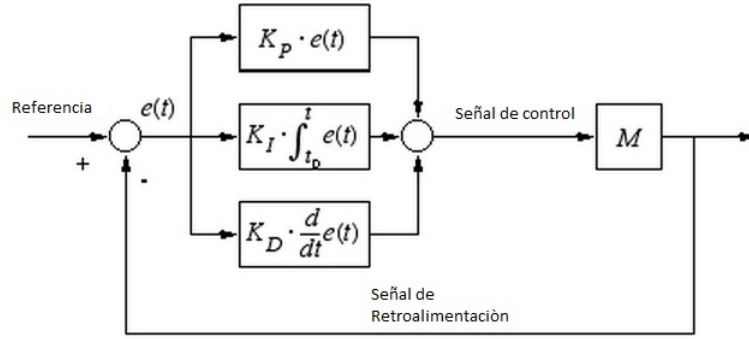


Figura 2.18: Estructura de un controlador PID

### Bloque $K_p$

La acción del bloque proporcional es la de atenuar o amplificar la señal de control en contrapuesta con la señal de error, provocando una penalización en la salida del sistema cuando esta se aleje de la referencia.

$$u(t) = KP.e(t) \quad (2.2)$$

$$C_p(s) = K_p \quad (2.3)$$

### Bloque $K_i/s$

El trabajo del bloque integrador es la de generar una variación en la señal de control, la misma que para su cálculo integra la señal de error. Esta acción permite describir al bloque integrador como un bloque que opera en base a la memoria de la señal de error. La principal característica de este es la de minimizar y en algunos casos eliminar el error en estado estable del sistema, con el efecto de tener una acción lenta.

$$u(t) = K_i \int e(\tau).d(\tau) \quad (2.4)$$

$$C_i(s) = \frac{K_i}{s} \quad (2.5)$$

### Bloque $K_d s$

Este bloque obtiene la derivada de la señal de error permitiendo proyectar la tendencia de crecimiento del mismo, para luego generar una acción de control anticipativa que regula el sobrepaso máximo y los tiempos de respuesta del sistema.

$$u(t) = K_d.e(\tau).d(\tau) \quad (2.6)$$

$$C_d(s) = K_d.s \quad (2.7)$$

Por tanto el controlador PID al estar integrado por estos tres efectos, se convierte en un controlador adecuado en procesos en los que se requiere velocidad de respuesta



y precisión en su régimen estable, por ejemplo, el controlador PID es usado en control de temperatura, que por naturaleza es un proceso lento; en éste se podría incrementar la velocidad de respuesta, mediante la acción del bloque derivativo y considerando que el sistema demanda precisión en su salida (una temperatura del sistema igual a la referenciada), será oportuna la contribución de la componente integral [22].

#### 2.4.4.2. Controlador microprocesado.

Para procesar las señales y realizar el sistema de control en la prótesis se analiza el controlador digital, que se implementa en microcontroladores. Estos necesitan de un conversor digital-analógico y analógico-digital el cual se encarga de procesar la señal.

En la actualidad, es muy común implementar controladores PID usando microprocesadores [23].

Dentro de las ventajas que estos ofrecen es su entorno de programación por lo que es accesible a cambios y variaciones dentro de los sistemas a controlar. Al momento de obtener la planta a controlar la retroalimentación y la salida son digitalizadas, ya que el sistema procesará datos digitales o muestreados con la ayuda de programas de computadora; el diseño de control digital puede implementarse con una cantidad mínima de esfuerzo, se observa un modelo de sistema digital con retroalimentación (Figura 2.19) [24].

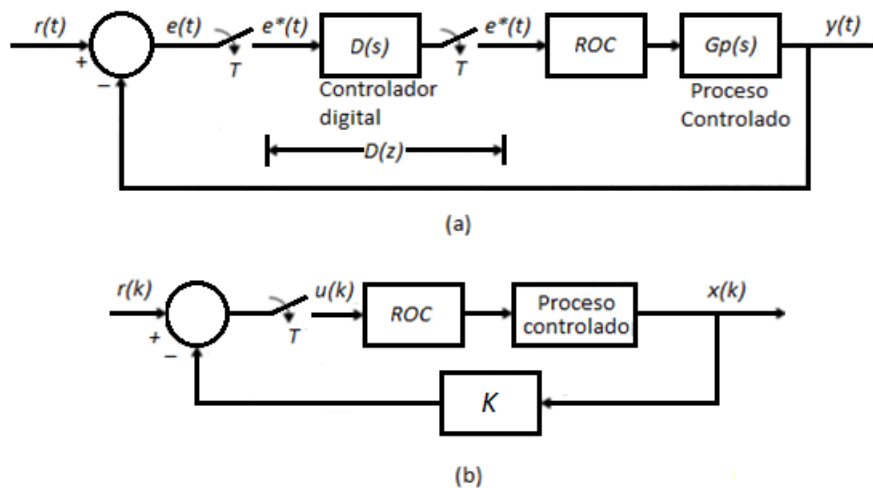


Figura 2.19: a) Sistema de control digital con controlador digital en cascada. b) Sistema de control digital con retroalimentación de estado [24].

#### 2.4.5. Sistemas electrónicos, sensores y actuadores.

##### 2.4.5.1. Sistema de control arduino.

Dentro de los avances en sistemas digitales se han fabricado tarjetas de control programables, que son utilizadas para desarrollo de proyectos multidisciplinarios.

La tarjeta desarrollada por arduino (Figura 2.20) es de software y hardware abiertos, que trabaja con un microprocesador atmega. Estos dispositivos o tarjetas son capaces de manejar sensores, ya que cuentan con entradas analógicas, salidas digitales y PWM, puertos de comunicación Serial, I2C, SPI, así como incorporar módulos externos para distintas aplicaciones.

El hardware consiste en una placa con un microcontrolador Atmel AVR y puertos de entrada/salida. Los microcontroladores más usados son el Atmega168, Atmega328, Atmega1280, ATmega8 por su sencillez y bajo costo que permiten el desarrollo de múltiples diseños; el software consiste en un entorno de desarrollo que implementa el lenguaje de programación Processing/Wiring y el cargador de arranque que es ejecutado en la placa [25].

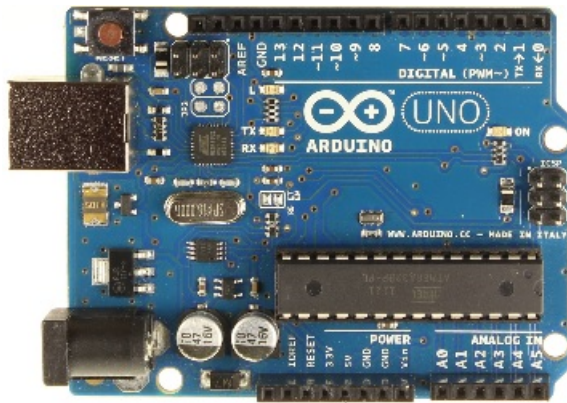


Figura 2.20: Arduino Uno [25].

#### 2.4.5.2. Sistemas de anillo colectores.

Dentro del análisis del movimiento de la muñeca existen sistemas basados en anillos colectores (Figura 2.21), que permiten la transmisión de datos y energía a través de sus escobillas, facilitando el acople de los sistemas giratorios. Estos anillos pueden tener varios usos en distintas áreas como:

- Equipo de relleno.
- Equipo de prueba eléctrico.
- Equipamiento médico.
- Tabla rotatoria.
- Robótica.
- Equipo de laboratorio.
- Equipo de la fabricación y del control de proceso.



Figura 2.21: Anillos Deslizantes.

#### 2.4.5.3. Actuadores lineales.

Los actuadores lineales son los encargados de mover las articulaciones de los dedos, para esto se usaron los motores DC PQ12 (Figura 2.22) con vástago lineal, ya que presenta características aceptables. En el mercado no se encuentra fácilmente otros tipos de motores más pequeños, al menos no comerciales.



Figura 2.22: Motores Lineales PQ12[26].

Comercialmente se encuentra el actuador PQ12 ver figura 2.22. Denominado por el fabricante como el actuador lineal miniatura, que 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 [26]. Una de las características importantes es que tiene una retroalimentación resistiva por lo que es posible el control del actuador en cualquier posición. En la tabla 2.5 [26] se detalla las características del motor PQ12.

Tabla 2.5: Característica de actuador PQ12.

Vástago útil	20mm
Voltaje de alimentación	6 o 12vdc 500mA a 6V
Corriente estática	220mA a 12V
Peso	15g
Tiempo de vida	20000 acciones, 20 % ciclos de trabajo
Ruido Generado	55db a 45 cm
Potenciómetro de retroalimentación	1/8 W no amortiguado, 10K potenciómetro
Corriente de retroalimentación	Corriente de fuga 8 uA

De los datos [1] de la prótesis anterior se sabe que la relación de reducción de 30:1 y de 63:1, son los adecuados 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, al considerar los dedos sobrantes como de apoyo necesitan una presión inferior.

## 2.5. Sistema de alimentación.

### 2.5.1. Batería.

Para la alimentación se analiza como fuente de energía una batería recargable de polímero de iones de litio de 3.7V 2000 mA, con dimensiones de (5.8x54x60mm) y con un peso de 36g (1.27oz) (Figura 2.23). Este es un dispositivo fabricado para el almacenamiento de energía utilizado en dispositivos electrónicos como teléfonos móviles, agendas electrónicas, e incluso los nuevos reproductores MP3, brindando durabilidad en el tiempo de uso.

Las baterías basadas en esta tecnología, presentan algunas ventajas:

- Poco peso: Dependiendo de la potencia que brinden en este caso 7.4W.
- Mínimo efecto de memoria: Puede ser descargada y cargada sin problemas de acumulación de energía por lo que la capacidad utilizable de la batería no se reduce.
- Poco espesor: Al ser de una contextura plana, con unas dimensiones de 5.8x54x60mm, brinda ayuda para varias aplicaciones donde se necesite ocupar poco espacio.
- Densidad de energía: Esta es la más alta densidad de energía actualmente en producción.



Figura 2.23: Batería de li-on.

### 2.5.2. Elevadores de voltaje conversores DC-DC.

Tomando en cuenta el análisis de la batería se realiza un estudio de los conversores de voltaje DC (Direct Current), que pueden ser de gran ayuda para el sistema de alimentación. En la actualidad la electrónica de potencia ocupa una importante posición el estudio y desarrollo de los convertidores DC-DC, que son utilizados en varias aplicaciones en la industria.

Los conversores conmutados en alta frecuencia son circuitos de potencia donde los semiconductores o llaves de potencia conmutan a una frecuencia mucho mayor que la de variación de las formas de onda de entrada y salida del convertidor, empleando filtros pasa-bajos para eliminar los componentes armónicos no deseados. Estos son aplicados como: fuentes de alimentación CC (Switch Mode Power Supplies, SMPS) para equipamiento electrónico, control de máquinas eléctricas de corriente continua, etc [27].

#### Ventajas:

- Rendimiento con márgenes entre el 60 % y el 90 % contra el 14 % de las fuentes de alimentación lineales.
- Tamaño reducido.

#### Desventajas:

- Generación de EMI (Emisión Electromagnética), tanto conducida como radiada.
- Pérdidas con el aumento de la frecuencia.

Dentro de los conversores DC-DC tenemos los elevadores, reductores, reductor-elevador.

#### 2.5.2.1. Convertidor Reductor.

Es un convertidor de potencia, DC-DC sin aislación galvánica, que obtiene a su salida un voltaje continuo menor que su entrada. Es una fuente conmutada con dos dispositivos semiconductores (transistor y diodo), un inductor y un condensador a la salida (Figura 2.24). La forma más simple de reducir una tensión continua (DC) es usar un circuito divisor de tensión, pero los divisores gastan mucha energía en forma

de calor. Un convertidor reductor puede tener una alta eficiencia (superior al 95% con circuitos integrados) y autorregulación [28].

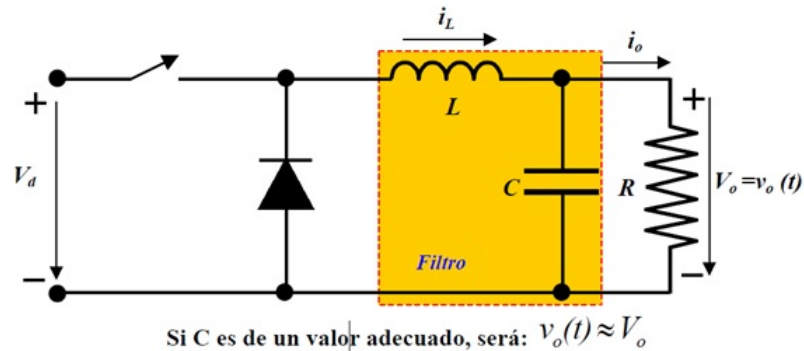


Figura 2.24: Convertidor reductor.

### 2.5.2.2. Convertidor Elevador.

El convertidor elevador es un convertidor DC-DC que obtiene a su salida una tensión continua mayor que su entrada pero la corriente de salida es menor. Es un tipo de fuente de alimentación conmutada que contiene al menos dos interruptores semiconductores (diodo y transistor), y al menos un elemento para almacenar energía (condensador, bobina o combinación de ambos) (Figura 2.25). Frecuentemente se añaden filtros contruidos con inductores y condensadores para mejorar el rendimiento.

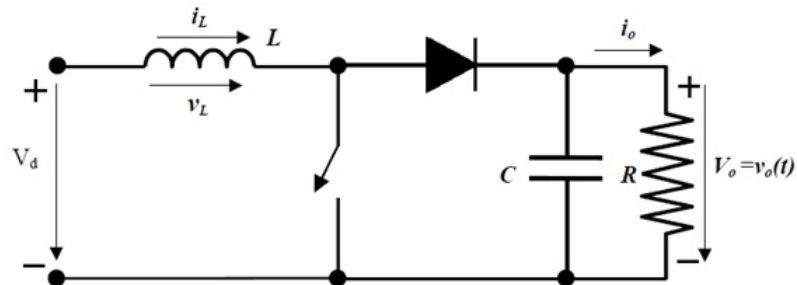


Figura 2.25: Convertidor elevador.

### 2.5.2.3. Conversor Reductor-Elevador.

Tenemos la unión de los dos anteriores, estos pueden suministrar un voltaje de salida mucho mayor que el voltaje de entrada, producen un ancho rango de voltajes de salida desde un voltaje máximo hasta casi cero (Figura 2.26). El convertidor reductor-elevador es un tipo de convertidor DC-DC que tiene una magnitud de voltaje de salida que puede ser mayor o menor que la magnitud del voltaje de entrada [29].

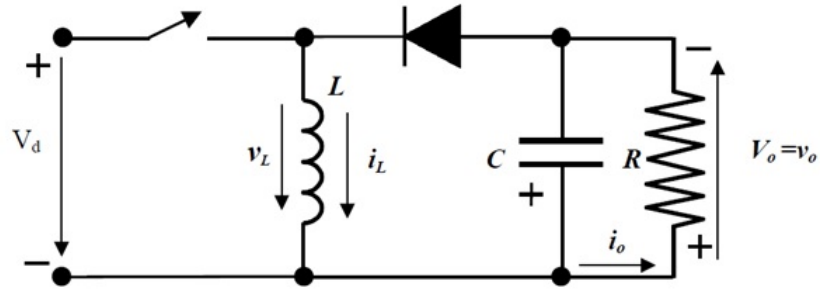


Figura 2.26: Convertidor Reductor-Elevador.

#### 2.5.2.4. Conversores Boosts ajustables.

Dentro del mercado de la electrónica se ha desarrollado convertidores de DC para aplicaciones en la robótica, estos dispositivos tienen la capacidad de elevar el voltaje desde 3.7V hasta 9V, siendo factible su aplicación se realiza un análisis de algunas de sus características (Tabla 2.6).

Tabla 2.6: Características de los elevadores de voltaje.

Tipo de elevador	Voltaje de entrada	Salida ajustable	Corriente de ingreso	Protecciones	Eficiencia %	Dimensiones
Pololu Adjustable 4-12V Step-Up Voltage Regulator U3V50ALV [36].	2.9V a 30V	4V a 12V o 9V a 30V	5A	Voltaje inverso Sobre corriente Sobre temperatura	80 a 95 %	48×15×10.5 mm
Pololu Adjustable Boost Regulator 2.5-9.5V [37].	1.5V a 16V	2.5V a 9.5V o 4V a 25V	2 A	Sobre corriente Sobre temperatura	80 a 90 %	10.7×22.4×5.8 mm

A continuación puede observar las curva de eficiencia de cada uno de los elevadores (Figura 2.27).

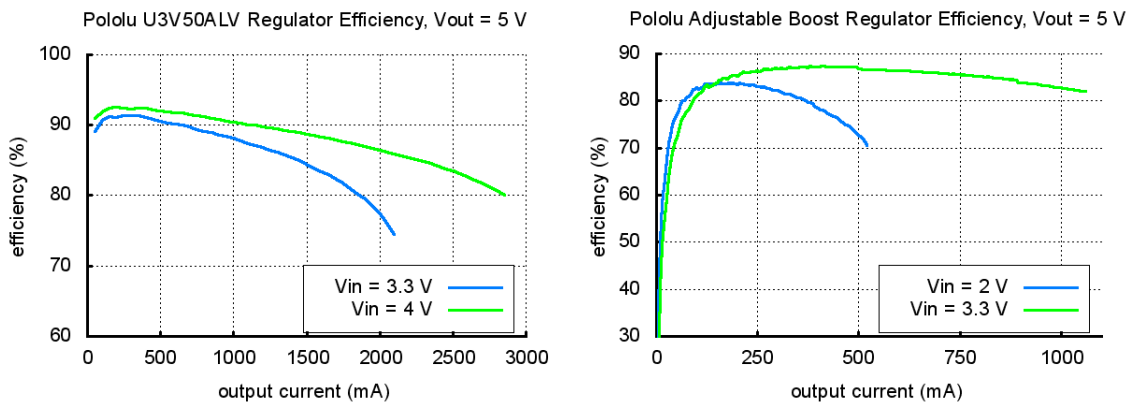


Figura 2.27: Curvas de eficiencia de los elevadores de voltaje [36][37].

## 2.6. Socket.

Una de las partes fundamentales de una prótesis es el *socket* (Figura 2.28) o también llamado encaje, tiene como objetivo la suspensión y anclaje de la prótesis al cuerpo para evitar el desprendimiento de los diferentes mecanismos durante la manipulación de objetos o el movimiento de su conjunto, el diseño garantiza que el paciente puede insertar o retirar el muñón con facilidad sin que lastime ninguna parte del antebrazo.

El socket es una extensión del cuerpo que debe tener un espesor reducido para no perder la línea de simetría con el miembro superior, y su forma tanto exterior como interior deberá ser anatómicamente parecida a la del antebrazo, debe ser cómoda y cumplir con las necesidades del paciente mediante un sistema que garantice la sujeción firme en el antebrazo.



Figura 2.28: Socket de silicona [30].

El socket desempeña las funciones de acoplamiento, apoyo, control, toma de señales, siendo la interfaz entre el paciente y la prótesis; debe tener total contacto con el antebrazo para evitar el movimiento involuntario del socket, evitando presiones molestas en el antebrazo que pueden dañar o romper el tejido del miembro.

### 2.6.1. Tipos de socket.

Los sockets deben cumplir varias exigencias, en su mayoría se encuentran diseñados por dos capas. La capa interior que brinda comodidad y la sujeción necesaria de la prótesis y la parte exterior que le da una forma anatómica adecuada.

Los sistemas utilizados para la fijación de prótesis en miembros superiores se pueden clasificar en dos grupos suspensión asistida y auto suspensión, la elección de cada uno de estos sistemas se basara en las características de la extremidad, nivel de ampu-



tación y el uso que se le dará a la prótesis [31].

#### 2.6.1.1. Suspensión Asistida.

“El socket de suspensión (Figura 2.29) asistida consiste en una parte que tiene contacto total con el segmento que encajona el miembro residual y está conectado por las juntas con una carcasa separada del brazo que mantiene unido el codo, el antebrazo y el dispositivo terminal”[31].

“Se utiliza en los pacientes que tienen muñones muy cortos para poder utilizar las juntas de codo con mecanismo de bloqueo mecánico para aumentar la gama disponible del movimiento”.

“La suspensión se logra a través de una serie de correas que se colocan alrededor del torso del amputado” [31].

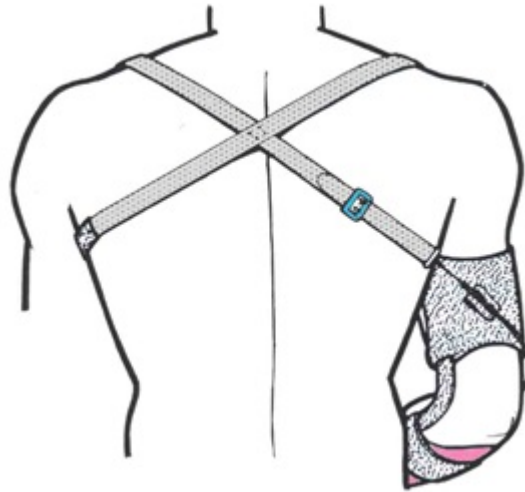


Figura 2.29: Sistema de Suspensión Asistida [31].

#### 2.6.1.2. Auto suspensión.

Podemos lograr la auto suspensión del socket mediante varios métodos, todos siguen estos principios básicos:

“El socket y el muñón se fijan en una posición de flexión inicial y el socket se ajusta a la anatomía del muñón para lograr una encapsulación íntima del muñón; existe una cierta limitación en la gama de la flexión-extensión” (Figura 2.30)[31].

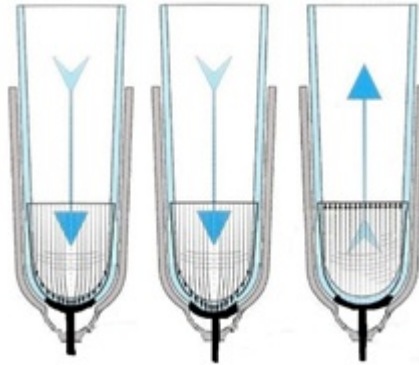


Figura 2.30: Sistema de Auto Suspensión [6].

## 2.6.2. Prototipado rápido.

Entre la opciones de mecanizado que hay en la actualidad todos siguen un objetivo el de mecanizar cada prototipo o modelo de la mejor manera que permita en sí el menor tiempo de proceso, el bajo costo, la mejores característica físicas y mecánicas de un producto.

Los procesos mas comunes en el prototipado rápido son:

- Adición de material.
- Sustracción de material.

### 2.6.2.1. Adición de material.

La fabricación mediante el proceso de adición de material ocurre cuando se adhiere material en capas sucesivas, que durante el proceso se vaya solidificando y dando volumen a la pieza determinada con anterioridad (Tabla 2.7).

Tabla 2.7: Procesos de fabricación aditiva según el material de partida [32].

Material	Herramienta	Procesos	Post Pro-cesado	Nombre
<b>Líquido</b>	Radiación ultravioleta de un láser	Solidificación	Curado	Estereolitografía (Stereolithography o SLA)
				Sistema de creación de sólidos. (Solid Creation Systems o SCS)
	Impresión láser ultravioleta de sólidos (Solid Object Ultraviolet Laser Printer o SOLP)			
	_____		Fotopolimerización (Solid Ground Curing) o SGC	
	_____		Impresión por Inyección ( Inject Rapid Prototyping o Poly jet)	
<b>Sólido</b>	Cabeza de extracción	Fundido/ Solidificado	_____	Modelado por deposición fundida (Fused Deposition Modeling o FDM)
	Cabezal de inyección		_____	Modelado con cabezal de inyección
	laminación	Tallado y adhesión	_____	Fabricación por Laminación (Laminated Object Manufacturing o LCM) (Selective Deposition Lamination o SDL)
<b>Polvo</b>	Aglutinante (posible color)	Unión	_____	Impresión Tridimensional (3D Printer)
	Láser	Sinterizado	_____	Sinterizado por Láser (Selective Laser Sintering o SLS)

“El proceso de post-procesado puede ser necesario o no, en función del uso final de la maqueta o prototipo”

### 2.6.2.2. Substracción de material.

En el proceso de producción por sustracción de material consiste en desprender material de la pieza a fabricar mediante procesos abrasivos, de corte o electroquímicos que se detallan a continuación: (Tabla 2.8).

Tabla 2.8: Procesos de mecanizado por sustracción de material.

Proceso de mecanizado	Tipo de Herramienta	Tipo de Mecanizado
Procesos convencionales	Corte	Limado
		Mortajado
		Brochado, cepillado
		Torneado, fresado
Procesos no convencionales	Abrasivo	Chorro de agua con partículas abrasivas
	Vibratorio	Ultrasonido
	Electroquímico	Electrolítico
	Termo-electroquímico	Electroerosión
	Láser	Láser

### 2.6.2.3. Elección del proceso de prototipado.

El prototipado rápido debe cumplir ciertas variables para ver su factibilidad al momento de su construcción por lo que se detalla la tabla 2.9.

Tabla 2.9: Variables de decisión en la elección de una tecnología de prototipado [32].

Características	Especificaciones a tomar en cuenta
Costos	Precio de la máquina (Incluida postproducción y mantenimiento) Coste unitario de maqueta Costos de formación de personal cualificado Software de control y de modelado Costo anual de mantenimiento
Dimensiones	Área de trabajo Dimensiones de la máquina Peso de la máquina Nivel de ruido Elementos accesorios obligatorios
Material de trabajo	Color o número de colores, transparencia Posibilidad de reciclado de material Características técnicas del material Temperatura de trabajo
Precisión	Precisión Altura de capa Tamaño mínimo de detalle Resolución Espesor mínimo del papel
Otros	Velocidad de trabajo en vertical Conexión en red Ficheros soportados, alcance de software asociados a la maquina Adaptabilidad a complementos Facilidad de manipulación y mantenimiento por el usuario.

Entre las variables de la tabla anterior, se agregan los tipos de proceso de fabricación tanto por adición y sustracción de material también descritos anteriormente que permitirá elegir la mejor opción de mecanizado de prototipos. Dentro del medio los procesos de fabricación son los convencionales y no convencionales existiendo limitaciones como en el tipo de material, precisión, tiempo, y costo.

En la actualidad se ha introducido al mercado las máquinas de impresión 3D que generan piezas difíciles de fabricar mediante los métodos convencionales, reduciendo tiempo y cantidad de desperdicios. Estas máquinas funcionan con la adición de uno a varios materiales.

### **2.6.3. Impresión 3D.**

La impresión 3D es un método de fabricación de piezas mediante la superposición de capas de material creando componentes volumétricas partiendo de un diseño anteriormente dibujado en un software.

Los procesos de prototipado rápido según el método empleado, se clasifican en:

- Impresoras 3D de tinta: utilizan una tinta aglomerante para compactar el polvo. El uso de una tinta permite la impresión en diferentes colores.
- Impresoras 3D láser: un láser transfiere energía al polvo haciendo que se polimerice. Después se sumerge en un líquido que hace que las zonas polimerizadas se solidifiquen.
- Impresoras que inyectan polímeros: funciona inyectando resinas en estado líquido y curándolas con luz ultravioleta.

Dentro de las impresoras que inyectan polímeros existe una amplia gama de materiales los cuales trabajan con sus características mecánicas tales como temperatura de fusión, temperatura de solidificación, temperatura de transición vítrea.

A continuación se presentan los materiales comúnmente utilizados en la impresión 3D y se analizará los más importantes.

#### **2.6.3.1. Materiales de impresión.**

Los materiales empleados como filamentos para la impresión 3D son los siguientes:

- PLA(Ácido Poliláctico).
- ABS (Acrilonitrilo Butadieno Estireno).
- PC (Policarbonato).
- PVC (Policloruro de vinilo).
- PVA( Alcohol de Polivinilo).

- HDPE (Polietileno de alta densidad).
- HIPS (Poliestireno de alto impacto).
- PET ( Tereftalato de Polietileno).
- NYLON.
- LAYBRICK (yeso + plástico).
- LAYWOOD ( viruta de madera + plástico).
- FILAFLEX (elastómero).

Del conjunto anterior de materiales los más comúnmente utilizados en la impresión 3D son los siguientes (Tabla 2.10).

Tabla 2.10: Características de los materiales de impresión [33].

<b>PLA</b>	Es un plástico duro que tiene un bajo impacto en el medio ambiente. Se deriva de recursos renovables con base de almidón. Se recomienda el uso de PLA para la impresión de piezas de gran tamaño, ya que es un material de impresión mas estable. PLA es el material de apoyo optimo para piezas industriales de ABS.
<b>ABS</b>	Es un tipo de plástico muy conocido por su resistencia y sus propiedades en la industria. Como material de construcción, el plástico ABS es adecuado para crear piezas pequeñas y grandes. El plástico ABS es un excelente material de soporte para piezas de gran tamaño construidas con PLA.

### 2.6.3.2. Propiedades mecánicas del PLA y ABS.

A continuación se presentan las propiedades mecánicas y térmicas de los materiales de impresión PLA y ABS (Tablas 2.11 2.12 ).

Tabla 2.11: Propiedades mecánicas del PLA.

<b>Propiedad</b>	<b>Unidad</b>
Límite elástico	49 MPa
Elongación	2.5 %
Módulo Elástico	3.2 GPa
Resistencia a la flexión	70 MPa
Temperatura de fusión	175-180 °C
Temperatura de transición vítrea (Tg)	60-65 °C
Módulo de tensión	3-4 GPa
Fuerza de tensión	40-60 MPa

Tabla 2.12: Propiedades mecánicas y térmicas del ABS [34].

Propiedades	Método ASTM	Unidad	Grados de ABS			
			Alto impacto	Impacto medio	Bajo Impacto	Resistente al calor
<b>Mecánicas a 23°C</b>						
Resistencia al impacto, prueba Izod	D2546	J/m	375-640	215-375	105-215	105-320
Resistencia a la tensión	D638	Kg./mm2	3,3 – 4,2	4,2-4,9	4,2-5,3	4,2-5,3
elongación	D638	%	15-70	10-50	5-30	5-20
Módulo de tensión	D638		173-214	214-255	214-265	214-265
Dureza	D785	HRC (Rockwell)	88-90	95-105	105-110	105-110
Peso específico	D792		1,02-1,04	1,04-1,05	1,05-1,07	1,04-1,06
<b>Térmicas</b>						
Coefficiente de expansión térmica	D696	X 105 cm / cm* °C	9,5 –11,0	7,0-8,8	7,0-8,2	6,5-9,3
Distorsión por calor	D648	°C a 18,4 Kg /cm2	93-99	96-102	96-104	102-112

Cada material puede tener diferentes tipos de colores (Figura 2.31), debido a pigmentaciones que se lo realiza al mezclar con el *pellet* del material virgen con el reciclado para posteriormente ser extruido y así formar los filamentos para su futura inyección.



Figura 2.31: Colores para diferentes tipos de materiales [33].

Dentro del proceso de la impresión 3D existe una amplia variedad de máquinas impresoras para el prototipado rápido dentro de las cuales se subdividen en:

- Impresoras de hogar.
- Impresoras 3D profesionales.
- Impresoras 3D de producción.

La diferencia que existe entre estas tres opciones de impresión son los costos que influyen cada una de ellas pero sobretodo en el acabado superficial y el tiempo que se necesita para la fabricación de piezas impresas.

### 2.6.3.3. Impresora 3D CubeX.

Para el proceso de prototipado rápido de piezas se ha optado por seleccionar la impresora CubeX 3D trio (Figura 2.32) similar a la que tiene la Universidad Politécnica Salesiana.

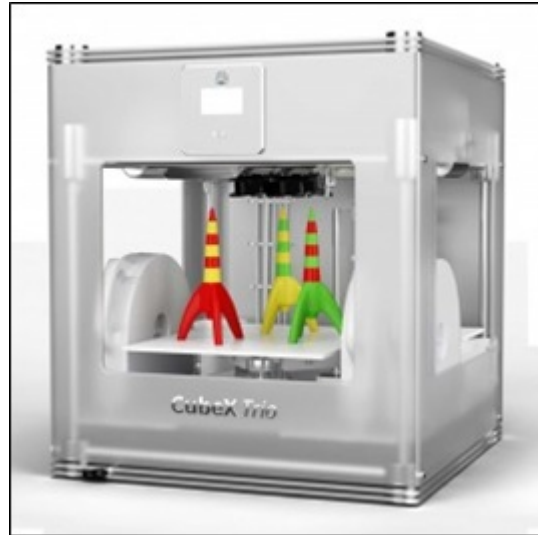


Figura 2.32: Impresora CubeX 3D trio [33].

#### Propiedades de la impresora CubeX 3D.

- Tecnología de impresión por chorro de plástico.
- Contiene hasta tres chorros de impresión para impresiones con colores y materiales múltiples.
- Elija entre plástico ABS o PLA, ambos reciclables.
- Imprima objetos de hasta 275 x 265 x 240 mm (10.75" x 10.5" x 9.5").
- Carga fácil del cartucho de impresión.

#### Funcionamiento.

“Para crear el modelo de pieza, la impresora 3D CubeX tira de los filamentos del cartucho a través de los chorros de impresión pasando por los tubos de conducción. A continuación, el filamento es inyectado a través del cabezal del chorro de impresión en forma de hilo delgado de plástico fundido. El plato de impresión coordina el movimiento del chorro de impresión. El nivel del plato baja gradualmente una vez que cada capa ha sido depositada para así poder extender otra capa encima de la última



e ir construyendo la pieza” [33]

### **Tolerancias dimensionales.**

“La exactitud de la impresión depende en gran medida de la geometría y su orientación. Las tolerancias típicas están alrededor de  $\pm 0.5\text{mm}$  para dimensiones menores de  $50\text{mm}$  y  $\pm 1\%$  para las mayores de  $50\text{mm}$ . Si necesita más precisión, puede hacer el archivo a escala (local o global) en su software de diseño y tener en cuenta la variación. No hay tolerancias garantizadas en la impresora CubeX” [35].

# Capítulo 3

## DISEÑO, CONSTRUCCIÓN E IMPLENTACIÓN DE LA PRÓTESIS CONSIDERANDO MEJORAS.

En este capítulo se analiza los procedimientos y prototipos que se realizaron para conseguir el modelo final, así como las características en los diferentes elementos y limitantes a la hora del diseño.

Se realiza un análisis de los procesos de fabricación utilizados para los diferentes componentes especificando el material utilizado.

Se analizan 3 tipos de adquisición de señales, la electromiografía, el sensor óptico y el brazalete MYO; se elige un sistema para obtener la señal que presente mejores características; mediante el código morse se codifica la señal de control para la prótesis, por medio de un microcontrolador se obtiene cada secuencia de los actuadores lineales y del micromotor de la muñeca

Finalmente se realiza el diseño de las placas de circuito impreso que conforman el sistema de adquisición, control, acople de la muñeca y el cargador de la batería.

### **3.1. Mejora de la estética y antropométrica de la prótesis.**

El diseño actual de la mano presenta superficies planas y aristas vivas en todo su conjunto, dando un aspecto rectangular a la prótesis, además debido al posicionamiento de los motores y sobredimensionamiento del espacio que alberga la tarjeta electrónica, la palma difiere de la antropometría de la mano, al igual que los dedos.

Para mejorar estos aspectos se desarrolla un nuevo diseño que se asimile tanto en forma, antropometría y funcionamiento a la mano humana, este proceso está basado en la prótesis actual como en la forma y medidas de beneficiario.

#### **3.1.1. Diseño de la prótesis con las mejoras consideradas.**

##### **3.1.1.1. Análisis dimensional de la mano.**

El primer paso para realizar el nuevo diseño será la obtención de dimensiones reales,

en este caso se tomará como modelo la mano izquierda del futuro beneficiario de la prótesis, para garantizar simetría entre las dos manos.

Para obtener las dimensiones de la mano consideraremos tres métodos de medida.

- Proceso de escaneo de la antropometría de la mano.
- Medición manual con calibre de alturas.
- Medición manual con calibrador pie de rey.

Para el primer proceso se necesita una copia de la mano en yeso, que será obtenida mediante una técnica con alginato, utilizada ampliamente en el campo de la odontología.

El alginato será mezclado con agua creando una solución líquida, en la que se introduce la mano, previamente cubierta de vaselina para facilitar el desmoldeo, al transcurrir 5 minutos la solución comenzará a tomar una textura gelatinosa, lo que permite realizar una copia de la mano izquierda, mediante un molde negativo, luego se procede a verter yeso líquido en su interior, golpeándolo ligeramente en la base del recipiente para eliminar las burbujas de aire y ayudar a su llenado, se deja secar el yeso durante un día y se procede a su desmoldeo.

Este proceso es de fácil operación, permite conseguir una copia de la mano (Figura 3.1) con gran exactitud y no lastima el miembro del paciente, la diferencia volumétrica entre el molde y la mano es mínima por lo que será despreciada.



Figura 3.1: Molde en yeso de la mano izquierda.

Una vez obtenido el molde en yeso se procede a tomar las medidas mediante el proceso de escaneo 3D (Figura 3.2), el mismo que fue realizado en el escáner de marca Picza<sup>1</sup>, proceso que tardo aproximadamente 8 horas, los formatos que genera el software del escáner son:

---

<sup>1</sup>Es un dispositivo que analiza un objeto o una escena para reunir datos de su forma y ocasionalmente su color.

- nurbs.xyz
- nurbs\_organix
- picss.pix
- rhino.3dm

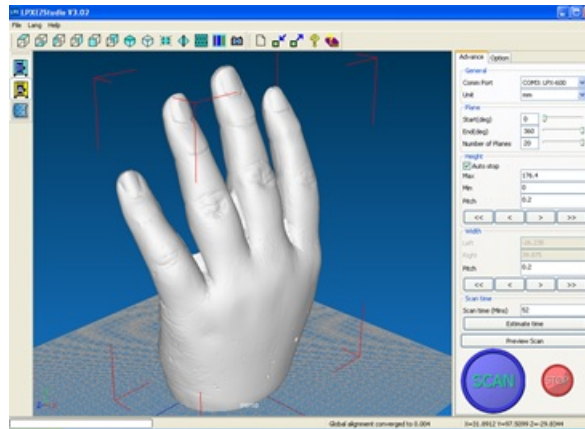


Figura 3.2: Molde de yeso escaneado.

Estos formatos no son compatibles con el software utilizado para el diseño, en este caso Inventor 2014 e Inventor Fusión, debido a la creación de superficies complejas que no se pueden modificar.

Debido a que no se obtuvo resultados favorables con la primera propuesta de medición se procede a ejecutar el siguiente proceso sugerido.

Para este método se obtendrán las dimensiones de la mano de forma manual, utilizando el molde de yeso y un equipo de medición mediante alturas, fabricado explícitamente para dicho fin.

El molde de yeso es segmentado mediante trazos (Figura 3.3), esto facilita la ubicación del molde sobre el equipo de medición y evita variaciones en las medidas.



Figura 3.3: Molde en yeso de la mano izquierda.

Se utiliza una herramienta similar a una peineta (Figura 3.4), la misma que realiza un barrido completo de la mano, midiendo la altura en diferentes puntos del modelo.

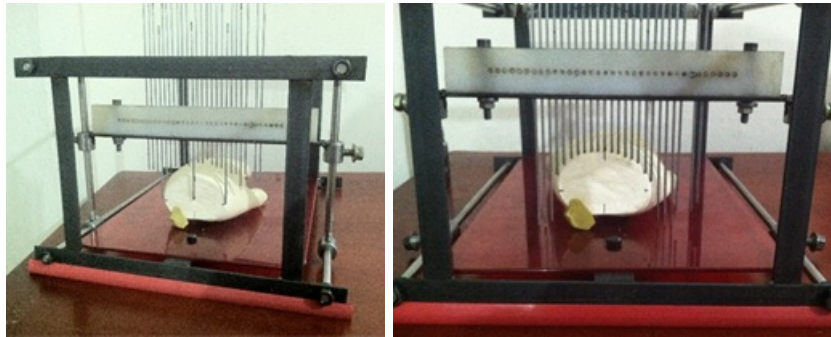


Figura 3.4: Medición del molde de la mano.

Las medidas anteriormente tomadas de manera manual por el barrido sobre el molde de yeso son complementadas con la medición exterior de la mano izquierda (Figura 3.5), dichas medidas fueron tomadas con el calibrador pie de rey en las zonas que no pudieron ser medidas mediante el barrido.



Figura 3.5: Medidas de la mano izquierda.

Todas las medidas realizadas de manera manual fueron aplicadas para obtener dimensiones de:

- Ancho de la muñeca.
- Ancho de la mano.

- Grosor de los dedos.
- Longitud de la mano.
- Longitud de los dedos.

Este proceso se complementa con la obtención de medidas mediante fotografías tomadas del perfil de la mano (Figura 3.6), se utiliza el software de diseño Inventor 2014 el cual permite insertar una fotografía en su entorno de trabajo y acotar el mismo.

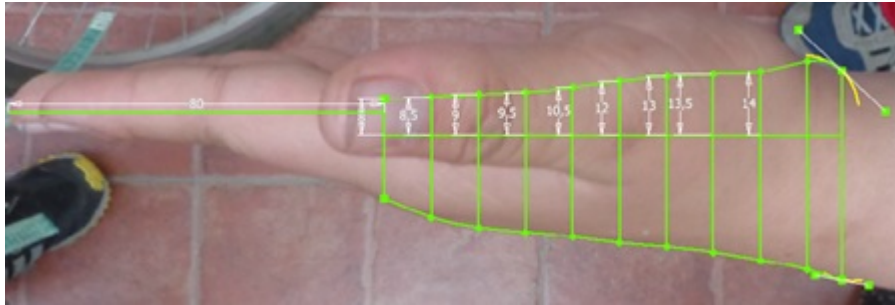


Figura 3.6: Diseño basado en imágenes y medidas obtenidas del molde de yeso.

Estos procesos permiten obtener las dimensiones de la mano izquierda del paciente (Figura 3.7), las cuales serán utilizadas para realizar una operación espejo y obtener las medidas de la mano derecha.

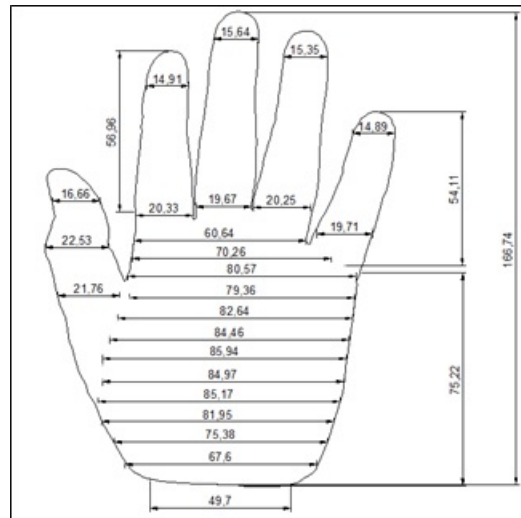


Figura 3.7: Dimensiones obtenidas de la mano izquierda.

### 3.1.1.2. Diseño y desarrollo del primer Prototipo de la mano.

Para realizar el diseño se toma en consideración la ubicación y tamaño de los componentes electrónicos que albergara la mano, el diseño estará compuesto por tres partes principales:

- Palma

- Dedos
- Pulgar

La palma está conformada por dos partes, la primera que será el cuerpo de la mano que asimila la parte dorsal albergando motores lineales, tarjeta electrónica y pistas para la transmisión de datos y energía, este componente posee en su parte inferior un dispositivo circular que permitirá la unión de la mano con el sistema giratorio de muñeca; el sistema giratorio es explicado en el Sección 2.3 del presente capítulo. También se realiza dos cavidades al costado derecho inferior del cuerpo que permiten la fijación del sistema pulgar, la segunda parte funciona como una tapa que mantiene los componentes electrónicos en su correcta ubicación, este componente asimila la parte palmar de la mano humana.

Se realiza el modelo mediante el software de diseño Inventor 2014, sin embargo este software nos restringe la creación de superficies y curvas libres, por lo que el modelo es exportado al software Inventor Fusión, que permite trabajar formas complejas como las presentes en la anatomía de la mano (Figura 3.8). El procedimiento se repite para realizar la tapa de la palma.

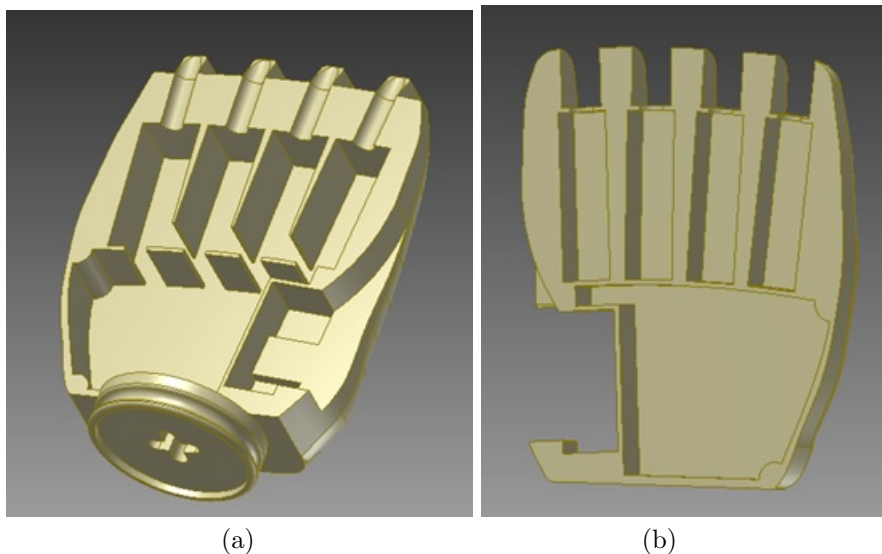


Figura 3.8: Cuerpo de la mano. a) Mano, b) Tapa.

Luego se procede a diseñar los dedos y su sistema de funcionamiento, basándose en la forma de la prótesis biomecánica versión 1, sus medidas son similares a las de la mano izquierda del paciente y se logra una forma estéticamente aceptable creando superficies complejas mediante el software Inventor Fusion, su sistema de eslabonamiento será el mismo utilizado en la primera versión de la prótesis (Figura 3.9 ).

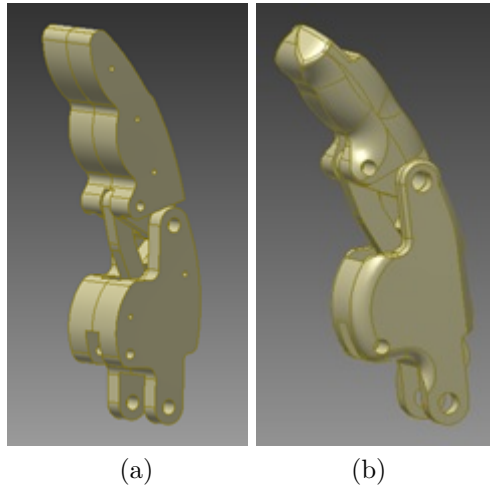


Figura 3.9: a) Diseño anterior b) Diseño actual.

El sistema del pulgar de la prótesis se conserva debido a su correcto funcionamiento, sin embargo sus dimensiones son reducidas a comparación de las originales (Figura 3.10), se eliminan las aristas presentes en el antiguo modelo por curvas que asimilen la estética del pulgar.

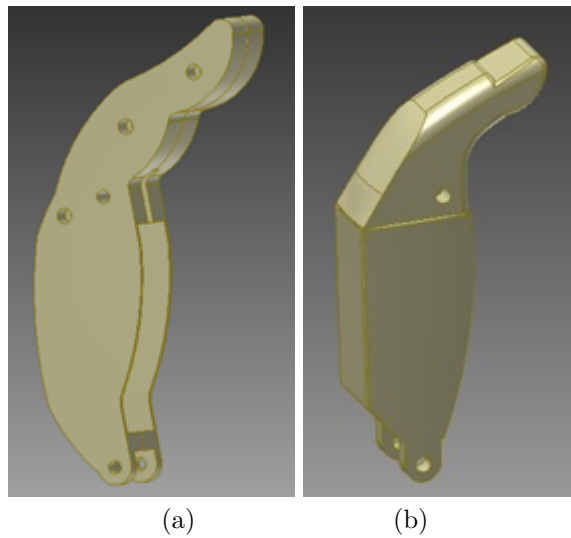


Figura 3.10: a) Pulgar original b) Pulgar modificado.

Se realiza un ensamble computarizado de todo el conjunto obteniendo el siguiente modelo (3.11).



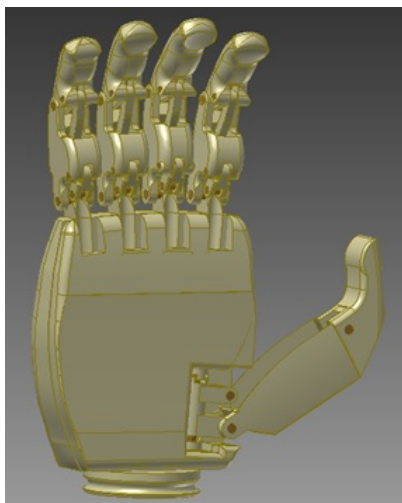


Figura 3.11: Primer diseño de la mano.

### **Fabricación.**

Para el proceso de fabricación de la mano se opta por la impresión 3D, teniendo en cuenta que el trabajo en CNC implica mayor tiempo de mecanizado así como la dificultad de mecanizar superficies curvas, las cuales pueden ser realizadas mediante un cuarto eje aumentando el costo de fabricación; debido a las herramientas utilizadas en este proceso no se puede obtener aristas planas en las cavidades.

La fabricación en impresión 3D nos permite realizar cualquier tipo de sólido tridimensional en un tiempo reducido, con un acabado superficial aceptable, y sin tener que pasar por una serie de procesos de fabricación; el material a utilizar es ABS (Acrilonitrilo Butadieno Estireno).

El proceso de impresión 3D se realizó en la impresora cubeX trio (Figura 3.12 3.13), este procedimiento será detallado al final del capítulo.

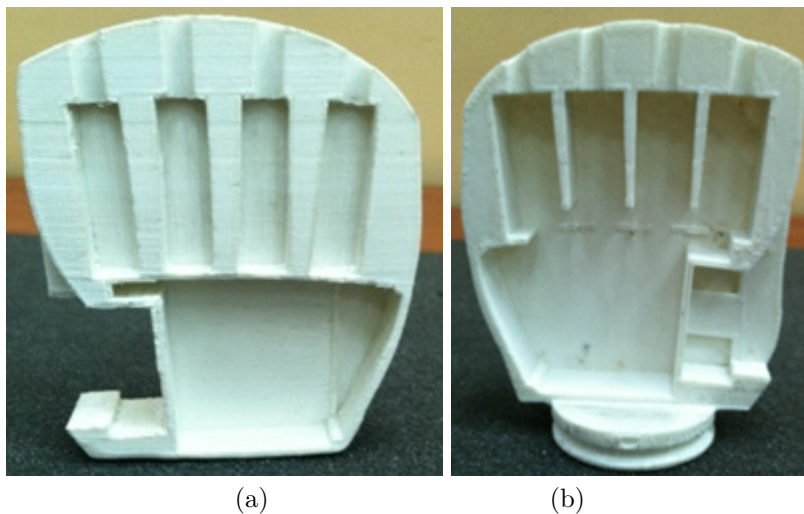


Figura 3.12: a) Tapa b) Cuerpo



Figura 3.13: Impresión de los 4 Dedos.

#### **Análisis del Primer prototipo.**

Las piezas muestran una resistencia y acabado superficial aceptable, sin embargo existen inconvenientes tanto en las dimensiones como en la estética del prototipo. Existe diferencia entre la pieza obtenida por impresión 3D y el diseño original.

Las tolerancias dimensionales de todas las piezas no cumplen con lo especificado en el manual de la impresora.

Al analizar el cuerpo de la mano se puede observar que existe un espacio hueco lo suficientemente amplio para permitir la ubicación de una batería pequeña.

El sistema de trinquete utilizado para el movimiento del pulgar, se rompe con facilidad debido al espesor y material utilizado en sus componentes.

No existe un sistema de sujeción entre el cuerpo y la tapa de la palma.

#### **3.1.1.3. Diseño y desarrollo del Segundo Prototipo de la mano.**

Basados en el análisis del primer prototipo se comienza a rediseñar la mano.

Se procede a variar las medidas de todas las piezas en el software de diseño tomando en cuenta la contracción presentada por las piezas, este proceso se realiza únicamente en el archivo enviado a la impresora 3D, para las cavidades interiores se aumenta 1mm por ancho y alto, para los agujeros se aumenta 0.5mm en diámetro. Se realiza una segmentación al cuerpo de la palma, en esta se diseña una cavidad que albergara la batería, las dimensiones exteriores de la mano son reducidas hasta obtener una forma estética de la mano, respetando cada uno de los espacios interiores de los componentes de la mano.

Se diseña los nudillos metacarpianos en el cuerpo de la palma, estos permiten tanto el movimiento como la sujeción de los dedos.

Se realiza agujeros en los tres componentes de la palma (Figura 3.14), estos permiten una sujeción mediante tornillos metálicos. Debido a los inconvenientes presentados en el sistema de trinquete del pulgar se opta por cambiar el material y el tipo de fabricación, los nuevos componentes serán fabricados con Poliamida Nylon 66 y su mecanizado se realizara mediante CNC debido a la complejidad de sus formas, las dimensiones de todos los componentes se encuentran especificados en los Anexos.

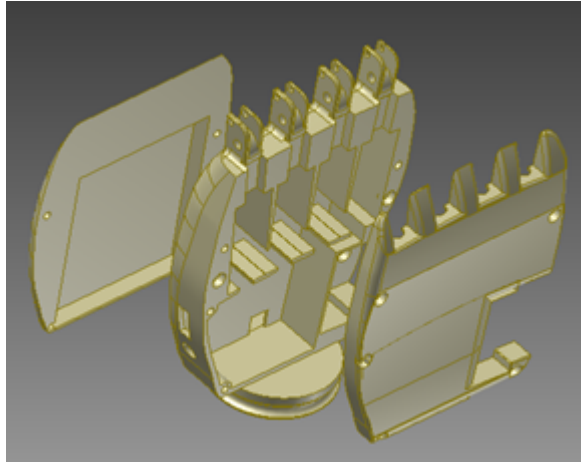


Figura 3.14: Componentes de la Palma.

Se realiza un ensamble completo del prototipo final obteniendo el modelo a ser fabricado (Figura 3.15).

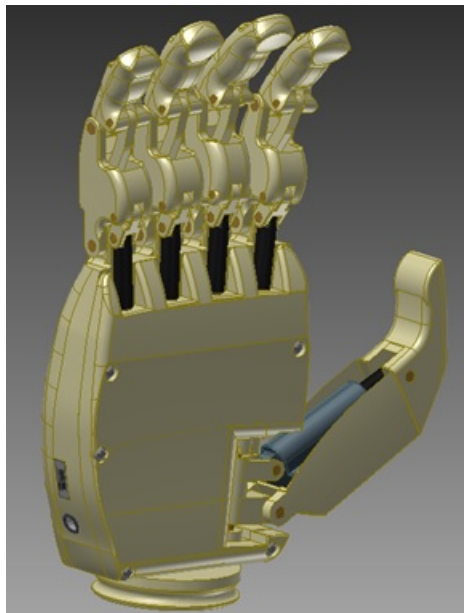


Figura 3.15: Diseño final de la mano.

### **Fabricación.**

Una vez realizadas las debidas correcciones y mejoras se procede a la fabricación del prototipo final mediante el proceso de impresión 3D. Este proceso se realiza en dos

etapas, en la primera se construye los tres componentes de la palma y el dedo pulgar, la impresión dura alrededor de 12: 37 horas y utiliza 123.4 gramos de ABS, con una resolución intermedia del extrusor de 0.25mm; estos datos son obtenidos mediante el software de la impresora. En el inicio del proceso se genera una malla de soporte (Figura 3.16) la misma que mantendrá unida la pieza con la mesa de impresión.



Figura 3.16: Creación de la malla de soporte.

Luego de la creación de la malla de soporte se comienza a imprimir la pieza, la cual tendrá soportes interiores que deberán ser removidos (Figura 3.17).



Figura 3.17: Impresión 3D terminada.

Para tener una pieza completamente funcional se retira los excedentes del material y sus soportes (Figura 3.18). Los agujeros donde irán ubicados los tornillos y pasadores serán retocados con un taladro.

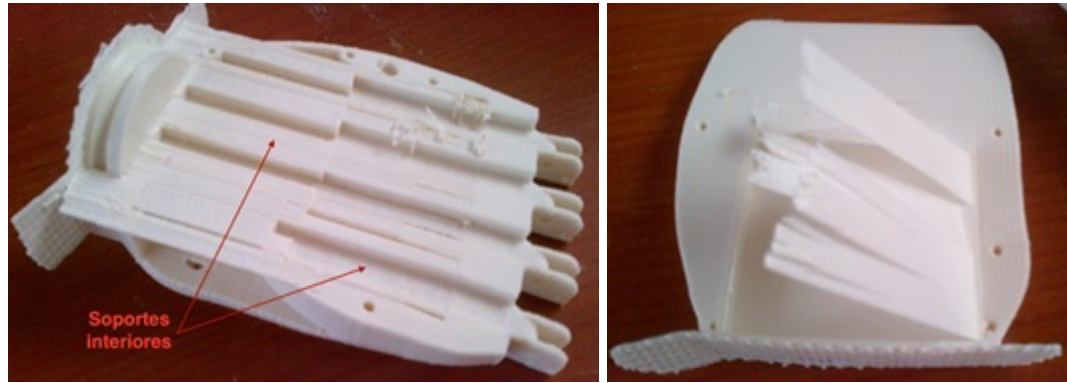


Figura 3.18: Soportes interiores y retirado del mismo.

En la segunda etapa de impresión se realiza los dedos: meñique, anular, medio e índice (Figura 3.19); que tiene una duración de 5:59 horas y consume 52.86 gramos de ABS, la resolución utilizada para estas piezas es de 0.25mm.



Figura 3.19: Dedos impresos.

Una vez realizado todos los procedimientos anteriores, se ensambla todo el conjunto mecánico (Figura 3.20), comprobando sus tolerancias dimensionales que irán acorde a las medidas de los componentes electrónicos ubicados internamente en la mano.

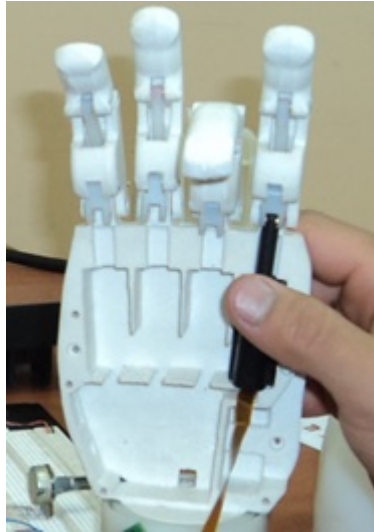


Figura 3.20: Mano impresa ensamblada.

El prototipo es evaluado, y se comprueba el correcto funcionamiento de todos sus componentes y mecanismos, su antropometría y estética son similares a la mano humana, por lo tanto se toma como diseño final.

#### 3.1.1.4. Consideración a tomar en cuenta para la impresión 3D.

En la fabricación de piezas mediante impresión 3D (CubeX Trio) (Figura 3.21), se debe tomar en cuenta ciertas consideraciones, las cuales se han presentado durante la fabricación de los prototipos, provocando la pérdida de tiempo y material en la impresión.

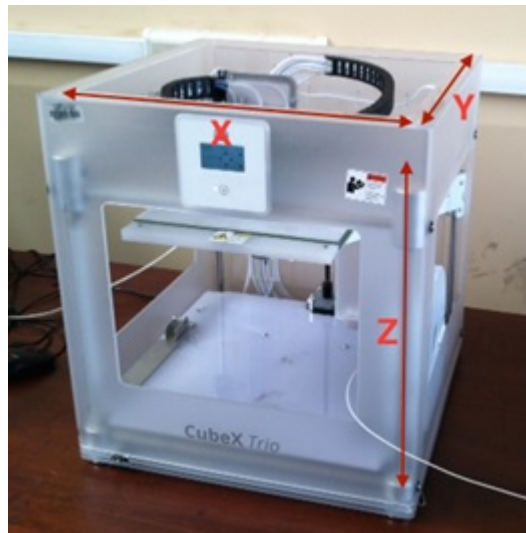


Figura 3.21: Impresora 3D CubeX Trio, ejes de desplazamiento de los extrusores.

En la figura anterior se muestra la impresora 3D utilizada, se debe tener en cuenta



los movimientos que genera la máquina. Los cabezales extrusores se mueven en los ejes X y Y, mientras que la mesa de impresión se mueve en el eje Z.

### **Tolerancias dimensionales.**

Una de las principales consideraciones a tomar en cuenta es la tolerancia dimensional que presenta la impresora; en nuestro equipo es de  $\pm 0.1\text{mm}$ , sin embargo al realizar las primeras impresiones constatamos que esta tolerancia no se cumple, dando como resultado las siguientes tolerancias dimensionales:

- 1mm en el eje X y Y. (Cavidades para motores y tarjeta electrónica)
- 0.5 mm para los diámetros de los agujeros. (Pasadores)
- En el eje Z no se presenta una variación de medidas considerable.

Tomando en cuenta estas tolerancias se decide ampliar la escala en el software de diseño CubeX, que nos genera el mismo error dimensional, presentando una variación de 0.8 mm en las cavidades donde van ubicados los motores y 0,2mm en los diámetros, tanto cavidades como agujeros son de dimensiones menores a las necesarias; en las dimensiones exteriores la variación es mínima, teniendo en cuenta estos errores se decide aumentar las medidas de cavidades y agujeros en el diseño original.

### **Calibrado de las boquillas de extrusión.**

El calibrado de las boquillas de extrusión se realiza en referencia a la altura de la mesa de impresión (Figura 3.22), la distancia entre estos dos componentes debe ser 0.5mm, este proceso debe ser realizado una sola vez instalada la máquina, sin embargo la boquilla choca con la mesa al realizar una calibración, se efectúan varias pruebas y se concluye que la mesa deberá ser calibrada por dos ocasiones para su correcto funcionamiento, y se la realizara antes de cada impresión.



Figura 3.22: Calibración de las boquillas con la mesa de impresión.

### Nivelado de la base de impresión.

Al iniciar el proceso de impresión la mesa debe estar correctamente nivelada en sus cuatro extremos para evitar el choque de las boquillas de extrusión con la mesa (Figura 3.23).

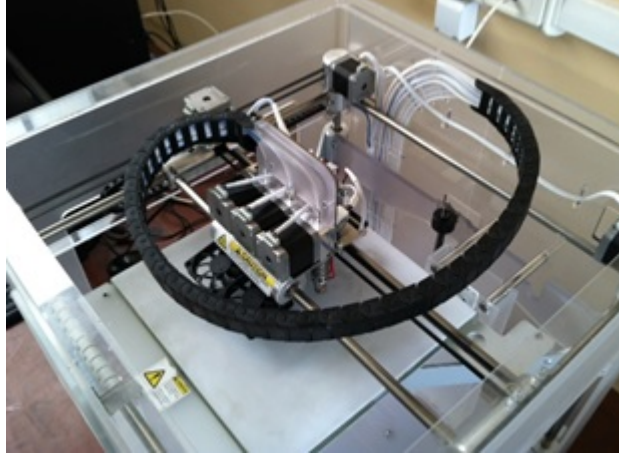


Figura 3.23: Nivelado de la mesa de impresión en cada uno de sus lados.

### Ubicación de las piezas en la placa base.

Luego de realizar varias pruebas se concluye que las piezas a imprimir serán ubicadas a lo largo del eje Y, esto permite crear una malla de soporte con excelentes características, que nos ayuda a fijar y crear apoyos en la pieza impresa (Figura 3.24).

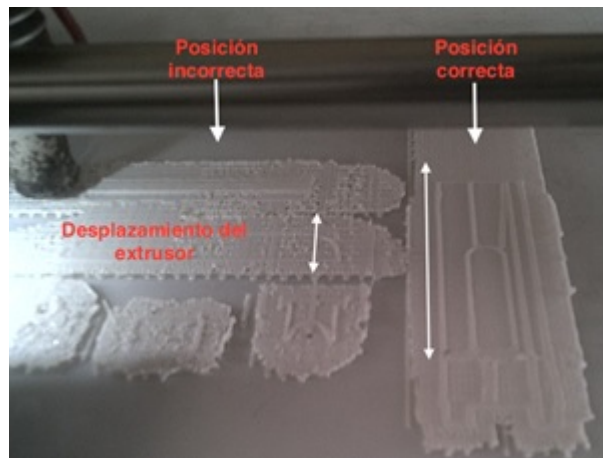


Figura 3.24: Ubicación de las piezas de impresión en la mesa.

Como se observa en la figura anterior el lado izquierdo de la mesa presenta una malla de soporte incompleta, esto se debe al poco espacio físico de desplazamiento que tiene el extrusor para crear la malla, debido a que la pieza fue colocada a lo largo del eje X. Caso contrario sucede en el lado derecho de la mesa que presenta una malla de soporte con excelentes características.



### **Carretes con filamento de ABS.**

El filamento de ABS se traba al ser halado por el extrusor, deteniendo el proceso de impresión por completo, se realiza una inspección visual constatando que el carrete produce este inconveniente, por este motivo el material es sacado de su carrete evitando que se trabe (Figura 3.25).



Figura 3.25: Carretes de impresión.

### **Colocación del pegamento.**

Se debe colocar una capa generosa de pegamento sobre la mesa y dejar un tiempo aproximado de 4 minutos para posteriormente proceder a la impresión, esto ayuda a la correcta sujeción de las piezas sobre la mesa de impresión.

### **Deformación por contracción (WARPING).**

Uno de los principales problemas que presentan la mayoría de impresoras 3D es la deformación por contracción, más conocida actualmente como Warping (Figura 3.26), esto se debe al choque térmico que existe en el proceso de impresión, ya que el material fundido, sea ABS o PLA está en contacto con la temperatura ambiente, causando deformaciones en toda la estructura de la pieza.

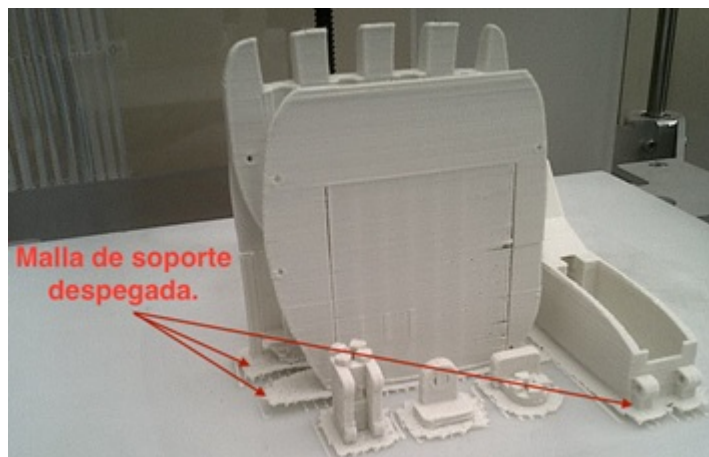


Figura 3.26: Malla de soporte despegado debido a la contracción del material.

### 3.2. Diseño y construcción del sistema giratorio de la muñeca.

La prótesis actual cuenta con un acople rígido entre socket y palma, que no permite el movimiento giratorio, esto impide el posicionamiento en diferentes ángulos de la mano para realizar actividades cotidianas.

En búsqueda de una solución a este problema se realiza el diseño de un sistema giratorio que asimile la rotación de la muñeca.

Las dimensiones del sistema serán lo más reducidas posibles y tendrán que cumplir con las siguientes características para un óptimo funcionamiento.

- El sistema tendrá como diámetro máximo el diámetro menor de la muñeca.
- La longitud del sistema será lo más reducido posible.
- Permitirá la rotación continua y alineada de la mano.
- Será de fácil acople entre muñeca y mano.
- Su material será resistente y de bajo peso.
- Permitirá el fácil montaje de sus elementos tanto mecánicos como electrónicos.

Teniendo en cuenta las características necesarias del sistema giratorio se realiza el diseño y fabricación de un primer prototipo.

#### 3.2.1. Diseño y desarrollo del Primer Prototipo de muñeca.

Para realizar el diseño se deberá tomar en cuenta tanto las dimensiones de la muñeca de una mano real como las dimensiones y ubicación de los diferentes componentes electrónicos que estarán situados dentro y fuera del sistema.

Primero se toman las dimensiones de la muñeca de la mano izquierda del usuario (Figura 3.27), las cuales nos servirán como referencia para el diseño.



Figura 3.27: Toma de medidas del muñón

Tabla 3.1: Dimensiones de la muñeca izquierda del usuario.

	Ancho (mm)	Perímetro (mm)
Muñeca	65.39	204

Con la dimensión del perímetro (Tabla 3.1) se procede a buscar el radio, este servirá para tener como referencia el diámetro máximo que podrán tener los componentes.

$$perimetro = 2\pi x radio$$

$$204mm = 2\pi x radio$$

$$radio = \frac{204mm}{2\pi} = 32,46mm$$

$$\phi muñeca = 2xradio = 2x32,46mm = 64,93mm$$

Luego se analiza tanto las dimensiones y ubicación de los componentes electrónicos para el movimiento giratorio, toma de señales y alimentación de la prótesis, esta información nos permitirá realizar un diseño adecuado y una optimización del espacio en el sistema giratorio.

Para realizar el giro de la mano se utiliza un micro-motor Pololu 1000:1 (Figura 3.28), ya que comercialmente es el motor de menor dimensión y permite el giro de la mano debido a su torque.

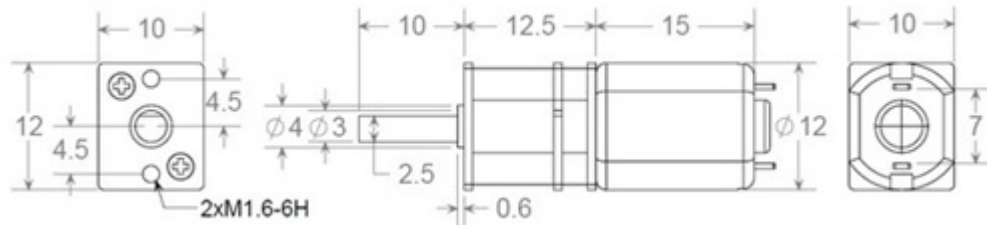


Figura 3.28: Dimensiones del micro-motor Pololu 1000:1 (unidades en mm).

Para la alimentación de energía y control del circuito ubicado en la palma se decidió colocar una pista y escobillas para la transmisión (Figura 3.29), los cuales permitirán el paso de energía al estar en contacto entre sí, manteniendo energizada la prótesis y permitiendo el giro del conjunto, este sistema es el más adecuado debido a la rotación de la mano.

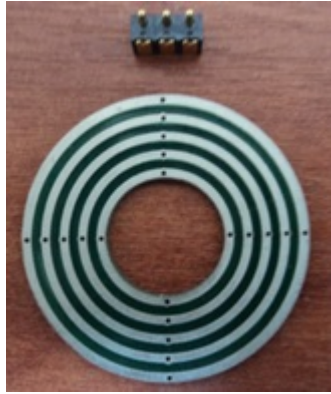


Figura 3.29: Pista y escobilla.

Para la transmisión del movimiento giratorio entre el motor y la mano se utiliza el sistema de eje y cubro brochado, analizado en el capítulo 2.

Se procede a diseñar el sistema giratorio compuesto por dos partes simétricas que forman una circunferencia, estos componentes serán guiados mediante pasadores para su correcta ubicación, la sujeción se la realiza con tornillos metálicos, al interior del diseño existen cavidades rectangulares que albergaran el motor, escobillas y cables necesarios para el sistema de control y alimentación.

El diseño cuenta con 16 agujeros que albergaran rulimanes, asimilando un acople rápido que permite tanto la sujeción de la mano como su rotación.

Para el montaje y desmontaje de la mano en el sistema giratorio mediante el posicionamiento de rulimanes se diseña un anillo exterior, que al ser desplazado hacia arriba empujara los rulimanes sobre la guía semicircular de la mano, permitiendo el acople entre estos dos componentes.

#### **Fabricación.**

El material a utilizar para la construcción será la poliamida Nylon 66 o más comúnmente llamado grillón debido a que presenta excelentes propiedades mecánicas como la resistencia al calor, impacto, desgaste y rigidez (Figura 3.30).

Este diseño consta de las siguientes características:

- Espacio para la ubicación de tarjetas que posteriormente transmitirán el control, y paso de energía.
- El cubo brochado tiene una canal de media caña donde irán ubicadas los rulimanes que permitirán el giro del mismo, como también su sujeción.
- El eje brochado consta de un chavetero para fijar el eje del motor.



Figura 3.30: Primer diseño y prototipo del sistema giratorio.

Se hace un análisis visual y mecánico determinando que, para la ubicación de la tarjeta con la pista que permitirán el paso de la energía, control y señales entre la palma, muñeca, socket, no podrá ser posible por el espacio reducido que tiene el engrane macho lo cual afectaría a la tarjeta en sí y a su vez al engrane. El chavetero que va en el eje brochado no soporto el torque que se generó al ubicar un motor y someterlo con una carga. Se decide realizar otro diseño y a su vez mecanizar otro prototipo tomando en cuenta los errores anteriormente descritos.

Se hace un análisis visual y se rediseña por completo el sistema.

- El material poliamida Nylon 66 (grillón) será el mismo para el cubo brochado y de aluminio para el eje, esto se debe a que el eje del motor dañó el agujero anterior del eje brochado.
- Tanto el eje como cubo brochado serán más pequeño debido a que su ubicación no permite el posicionamiento de la pista.
- El eje brochado será de aluminio no solo por su peso sino por el mecanizado posterior para el ingreso del eje del motor.
- El cubo brochado ira fijo en la palma, el mismo que generara el giro entre muñeca y palma.

### 3.2.2. Diseño y desarrollo del Segundo Prototipo de la mano.

En el siguiente modelo se realiza un eje y cubo brochado a diferencia que el eje es de pequeñas dimensiones y consta de 4 dientes, la mitad del sistema de giro anterior, también consta de un canal alrededor del eje donde se ubicaran los rulimanes que permitirán el giro y acople (Figura 3.31). Todo este conjunto permitirá la correcta ubicación de la pista y escobillas. El sistema transmisión de giro quedara formado en un solo cuerpo unido con la palma. (Ver ANEXO 1. Eje y cubo brochado.)



Figura 3.31: Segundo prototipo del sistema giratorio.

Al momento de fabricar se observa que no se puede dejar borde planos externos tanto en el cubo brochado como también en el eje por lo que se realiza chaflanes para garantizar un ajuste fácil y sin daños en los elementos. Se analiza el acoplamiento entre la mano y la muñeca el cual debe ser de fácil montaje y desmontaje por parte del beneficiario de la prótesis, además deberá presentar rigidez.

#### **Fabricación.**

El mecanizado completo de la muñeca se realizó mediante las maquinas herramientas: torno, fresadora y taladro, el material utilizado en todo el proceso de la muñeca y como se ha ido detallando ha sido la poliamida 66 (grillón).

A continuación se detalla la construcción de la muñeca:

1. Se divide por la mitad el material cilíndrico de grillón, al cual posteriormente es mecanizado en la fresadora dejando así las dos caras completamente planas para su posterior torneado. Se realiza los agujeros para colocar ejes guías que unirán las dos piezas facilitando la sujeción para el torneado.
2. Una vez realizado el torneado completo se procede al mecanizado en la fresadora donde se elaborara la cavidad en la que ira ubicado el micro-motor, seguido de esto se realiza las cavidades donde ira ubicados las escobillas del sistema eléctrico.
3. Luego del fresado se procede a realizar el taladrado de los agujero alrededor de la muñeca donde irán ubicados los rulimanes para facilitar el giro de la muñeca.

Para la sujeción del sistema de giro se decide unir las partes mediante tornillos, además se utiliza pasadores para el correcto posicionamiento de las dos partes. Se cierra el conjunto y se atornilla para fijar el ensamble, una vez realizado todos los procesos anteriores se ubica el anillo que permitirá tanto el cierre y la apertura del ajuste entre mano y muñeca.

### **3.3. Mejora del socket.**

En base al análisis realizado, el socket debe mejorar su similitud con el antebrazo disminuyendo su espesor y peso, además debe contar con un acople que permita la sujeción fija del sistema giratorio de la muñeca.

Conjuntamente con los cambios que requiere el socket, se debe cumplir con las siguientes características para garantizar su estética y correcto funcionamiento.

- Su forma interior debe ser cómoda y garantizar una sujeción firme.
- El exterior del socket debe ser anatómicamente parecido al antebrazo.
- Permitirá insertar o retirar el muñón con facilidad.
- El material empleado será resistente, estético y de bajo peso.
- Permitirá el movimiento libre del muñón.
- Su forma permitirá el uso de prendas de vestir con mangas largas como busos o camisetetas.

Para buscar una solución que cumpla con los requerimientos antes mencionados se procede a diseñar y fabricar los siguientes prototipos:

#### **3.3.1. Diseño y desarrollo del Primer Prototipo del socket.**

Para este prototipo se propone un socket compuesto por tres partes, el primer componente será rígido y anatómicamente similar al antebrazo, permite su colocación y posterior desmontaje con facilidad, garantizando una sujeción firme y fija entre el antebrazo y el socket.

El segundo componente permite el acople entre el sistema giratorio y el socket en una posición fija, su posicionamiento es de forma manual y permite la integración de los componentes de una forma rápida y estable, la parte superior permite el acople con el socket y la parte inferior con el sistema giratorio de la muñeca.

El tercer componente albergara la batería y estará ubicado en la parte inferior del socket (Figura 3.36).

#### **Fabricación.**

El socket es fabricado de forma artesanal por parte de un Ortopedista, mediante un proceso de termoformado al vacío, los tres componentes están fabricados con planchas de polipropileno con un espesor de 5mm, lo cual garantiza que los componentes sean rígidos, resistentes y de fácil fabricación cumpliendo con las características antes mencionadas.



Primero se realiza un vendaje de yeso sobre el antebrazo (Figura 3.32), previamente cubierto con vaselina para evitar que las vendas se adhieran a la piel, se deja secar por alrededor de 5 minutos y se realiza un corte a lo largo del vendaje para poder retirarlo, obteniendo un molde negativo del antebrazo.



Figura 3.32: Vendaje de yeso sobre el antebrazo

El molde negativo es recubierto por vendas de yeso en las zonas donde se realizaron cortes para su desmoldeo, luego de este proceso se vierte una mezcla de yeso y agua dentro del molde y se lo deja fraguar, obteniendo un molde positivo del antebrazo.

Este positivo será retocado en las zonas críticas donde el muñón o el antebrazo puedan ser lastimados, debido a la presión ejercida por las paredes del socket.

Se procede a calentar una plancha de polipropileno de 5 mm de espesor, a una temperatura de 180 °C hasta reblandecerlo, el material es colocado sobre el modelo de yeso (Figura 3.33) y mediante una bomba de vacío es empujada sobre las paredes del molde.

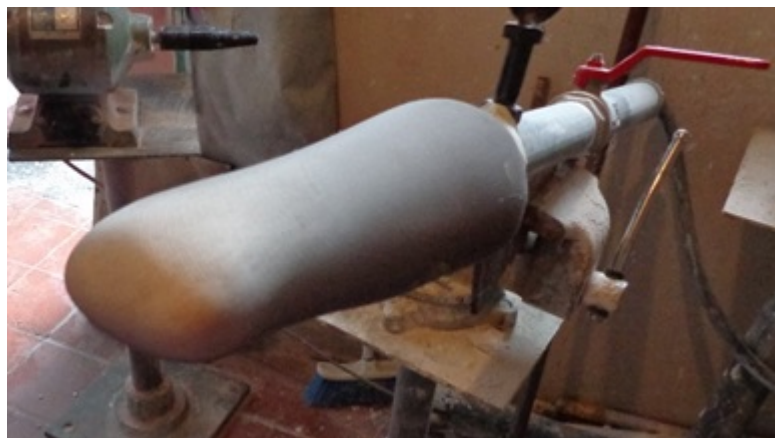


Figura 3.33: Molde de yeso del antebrazo

Para la construcción del segundo componente que realiza la unión entre el socket y el sistema giratorio de muñeca; se utiliza el mismo proceso de construcción y material



con la particularidad que en la parte inferior del modelo de yeso se colocará un postizo que asimila la forma y dimensiones del muñón (Figura 3.34).



Figura 3.34: Integración de postizo inferior.

El tercer componente es una carcasa que permite sujetar la batería en el socket, se utiliza el mismo proceso de fabricación antes mencionado; se procederá a colocar un postizo con la misma forma y dimensiones de la batería al costado inferior del molde (Figura 3.35), esto nos proporcionara la forma necesaria para obtener la pieza.



Figura 3.35: Sujeción del postizo para la batería.

Luego de realizar las primeras pruebas con este prototipo, identificamos algunos inconvenientes:

La carcasa que aloja la batería ubicada al costado inferior del socket cumple con la función requerida sin embargo causa incomodidad al utilizar prendas de vestir con mangas largas.

La unión entre socket y sistema giratorio de muñeca cumple con los requerimientos especificados, pero presenta líneas de soldadura al ser adaptado en el socket lo que

disminuye la estética del conjunto (Figura 3.36).



Figura 3.36: Componentes del socket.

En base a los inconvenientes presentados en este prototipo, se realiza un nuevo diseño.

### 3.3.2. Diseño y desarrollo del Segundo Prototipo del socket.

Para eliminar los inconvenientes presentes en el prototipo 1 se realiza un nuevo diseño en el cual se elimina la batería en el socket (Figura 3.37), conservando la similitud del elemento con el antebrazo y disminuyendo su peso, la batería será reubicada en la parte dorsal de la mano en donde no causa ningún inconveniente. El nuevo diseño constara de un solo elemento en el que estarán integrados tanto el socket como el acople para el sistema giratorio de muñeca, esto eliminara las líneas de soldadura mejorando la estética del elemento.

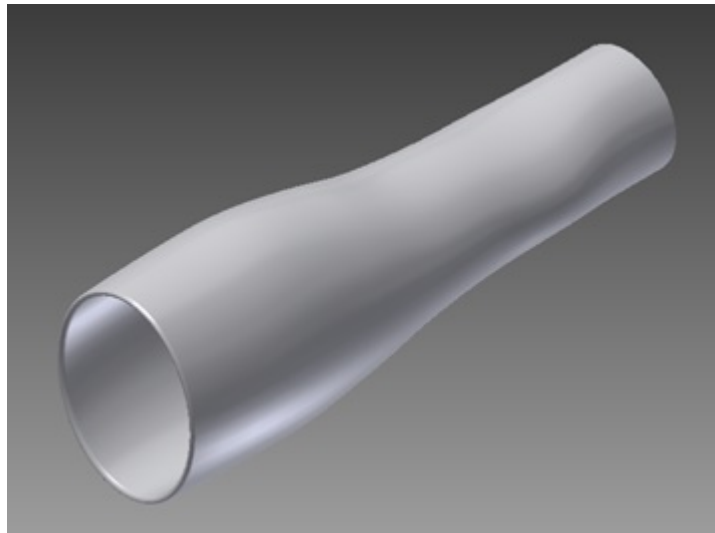


Figura 3.37: Diseño de un solo miembro.

## Fabricación.

Para la construcción del nuevo prototipo se utiliza el mismo proceso artesanal mediante termoformado, con la particularidad que en la parte inferior del molde positivo del antebrazo se colocara un postizo con la misma forma y dimensión del sistema giratorio (Figura 3.38), esto garantiza que tanto la cavidad presente en el socket como el sistema giratorio cuenten con las mismas dimensiones, proporcionando un acople preciso entre estos dos elementos.



Figura 3.38: Molde del antebrazo con acople inferior.

Luego de realizar las adecuaciones necesarias en el molde de yeso se procede a realizar el termoformado y obtener el elemento deseado, se procede a pulir el elemento con un disco de algodón mejorando su aspecto visual y eliminando los filos que pudiesen lastimar el antebrazo.

El nuevo diseño cumple con las características necesarias para su correcto funcionamiento, es estético, liviano y al ser acoplado en el miembro del usuario no pierde la simetría con el brazo.

Al cumplir de forma satisfactoria los requerimientos impuestos en el diseño, se decide validar el elemento como el diseño final (Figura 3.39).



Figura 3.39: Socket final

### **3.4. Diseño e implementación del sistema de control.**

Partiendo de la mejora antropométrica de la mano, la movilidad de la muñeca y el nuevo sistema de socket, se procede a realizar el diseño e implementación del control de la prótesis, para esto se utilizan diferentes componentes electrónicos que ayudaran a corregir varios aspectos obtenidos en el diagnóstico.

#### **3.4.1. Adquisición de la señal.**

Para el manejo de los movimientos de los dedos y la muñeca de la prótesis se necesita un sistema de control que sea cómodo y factible para el usuario, para ello se analiza las señales en el brazo que tiene la amputación a nivel de muñeca.

Se analizan tres tipos de adquisición que son:

- Electromiografía (EMG).
- Sensor óptico.
- Brazaletes MYO.

##### **3.4.1.1. Electromiografía (EMG).**

Este sistema mide la activación muscular por medio del potencial eléctrico generado por la flexión y la extensión del músculo[17].

Para este caso se realiza el análisis sobre los músculos que intervienen en el movimiento de la mano. Se mide la actividad eléctrica del antebrazo, las señales producidas están por los valores de microvoltios por lo que su procesamiento no es factible, se realiza un circuito en el que se amplifica y filtra la señal con el fin de poder analizarla de una manera correcta.

#### **Diseño del circuito.**

La señal electromiográfica del brazo tiene una diferencia de potencial muy bajo, se usa un amplificador de instrumentación AD620 que eleva la señal hasta un valor considerable.

La conexión del AD620 consiste en la colocar electrodos superficiales en tres partes diferentes del cuerpo (Figura 3.40), dos de ellos están directamente en los músculos y el tercero en una zona del cuerpo que funcione como referencia o tierra.

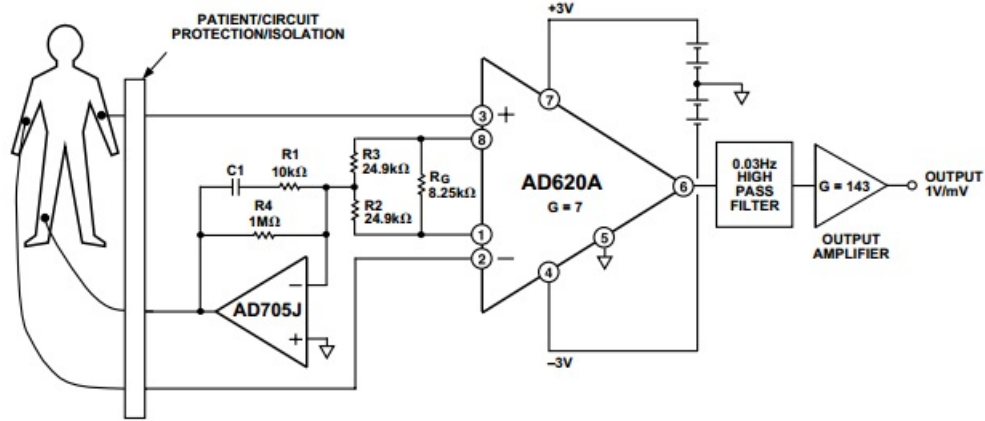


Figura 3.40: Amplificador instrumental AD620 [39].

La señal obtenida del AD620 sigue siendo baja por lo que se le amplifica nuevamente a 50 veces el voltaje de entrada (Figura 3.41) .

$$V_{out} = -V_{in} \frac{R_2}{R_1} \quad (3.1)$$

$$V_{out} = -V_{in} \frac{500K\Omega}{10K\Omega}$$

$$V_{out} = -50.V_{in}$$

Las señales EMG se encuentran en el rango de 10-500Hz, de igual manera señales provenientes de los cables y de las fuentes se encuentran entre 0 y 15 Hz [17]. Para eliminar señales innecesarias de baja frecuencia se añade un filtro activo paso alto. (Figura3.41).

La frecuencia de corte está definida por la siguiente ecuación:

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_3 C_1} \quad (3.2)$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi \times 82K\Omega \times 0,1\mu f}$$

$$f_c = 19,409Hz$$

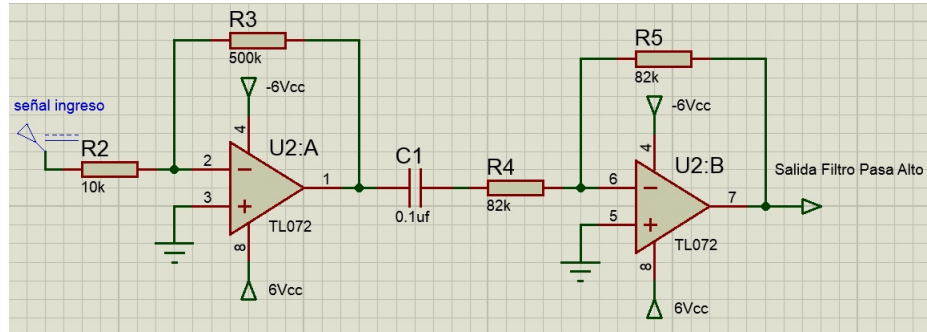


Figura 3.41: Amplificación y Filtro Pasa Alto.

Señales que tengan una frecuencia menor que 20Hz no son consideradas.

En esta etapa la señal esta formada de valores de voltaje positivos y negativos, para el procesamiento digital es necesario eliminar o rectificar la parte negativa para ello se utiliza un rectificador de instrumentación de onda completa (Figura3.42).

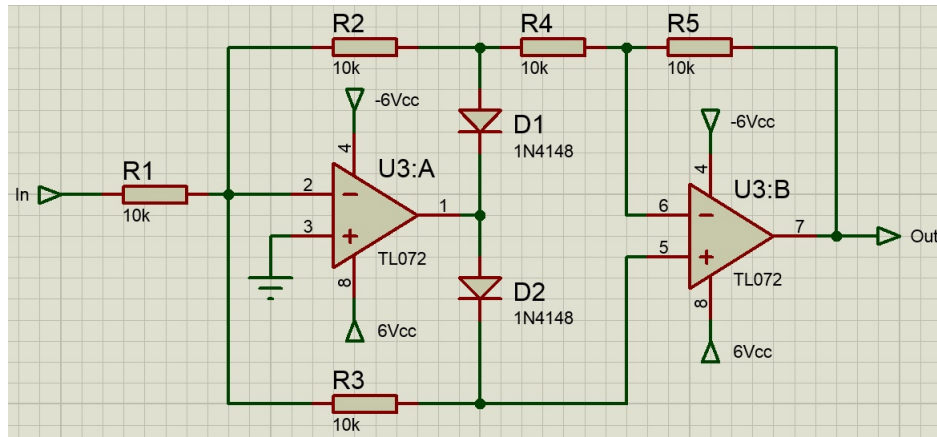


Figura 3.42: Etapa de rectificación.

Finalmente a la señal se aplica un filtro pasa bajo para eliminar señales mayores a 500Hz (Figura3.43).

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_2 C} \quad (3.3)$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi \times 3,3K\Omega \times 0,1\mu}$$

$$f_c = 482Hz$$

El amplificador tiene una ganancia variable de 0 a 20 veces el voltaje de entrada (Figura3.43).

$$V_{out} = -V_{in} \frac{R_2}{R_1} \quad (3.4)$$

$$V_{out} = -V_{in} \frac{0K\Omega}{10K\Omega} = 0$$

$$V_{out} = -V_{in} \frac{20K\Omega}{1K\Omega}$$

$$V_{out} = -V_{in} \cdot 20$$

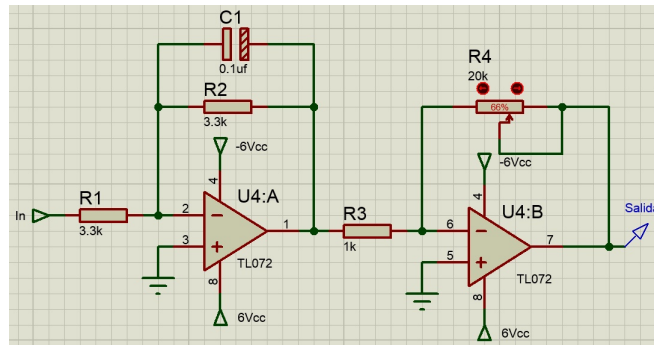


Figura 3.43: Filtro pasa bajo y amplificador variable.

Los electrodos superficiales se usan para obtención de la señal ECG y no se requiere la supervisión médica en el momento de la aplicación sobre el músculo. Se usaron tres electrodos para la adquisición, el electrodo inversor, el no inversor y el de referencia; los electrodos inversor y no inversor se encuentran en los músculos del antebrazo mientras que el electrodos de referencia se colocó en la muñeca [?].

(Figura3.44).



Figura 3.44: Posición de los electrodos para la obtención se la señal.

La señal esta adecuada para el procesamiento, en este caso se le conecta al micro-controlador Arduino. A continuación se muestra las características(Tabla3.2 [1]) para el diseño el sistema de medición EMG.

Tabla 3.2: Características de los transductores de señales mioeléctricas.

Indicador	Acción	Descripción
Alimentación	2	Fuentes simétricas de corriente continua.
Cableado	3	Apantallado de diámetro exterior igual a 3mm.
Complejidad de circuitos	Si	Protecciones contra el ruido generado por los actuadores.
Errores de medida	Si	Depende de la etapa de filtrado.
Interferencia	Si	Voltajes que son menores a 10mV.
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, al momento de retirarlo generan laceraciones.
Lectura constante	Si	Detecta cambios de umbrales en los músculos.
Tipo de señal	Mioeléctrica	Varia de persona en persona.
Zonas de detección	3	Posiciones fijas.

### 3.4.1.2. Sensor Óptico

El sensor óptico consiste en un transductor infrarrojo de corto alcance y lo conforma en un diodo emisor de luz y un receptor [40]. A continuación se muestra la configuración de pines y el diagrama de conexión (Figura3.45 ).

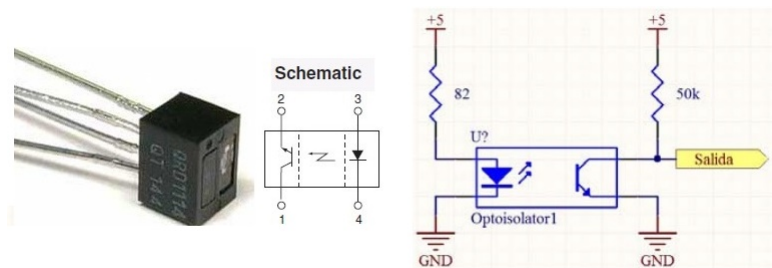


Figura 3.45: Configuración de pines y Diagrama [1]

La alimentación del circuito es de 5V, por lo que el voltaje a la salida varía de 0 a 5V dependiendo de la distancia a la que se encuentre el objeto que refleja la señal infrarroja. En el muñón del usuario se produce un movimiento debido a la flexión y la



extensión del músculo, este movimiento crea un desplazamiento de piel y es captado por el sensor (Figura3.46).

El sensor detecta la distancia que genera una diferencia de potencial que varía desde 1V a 3.6V, no es necesario aplicarle filtros ni amplificadores.

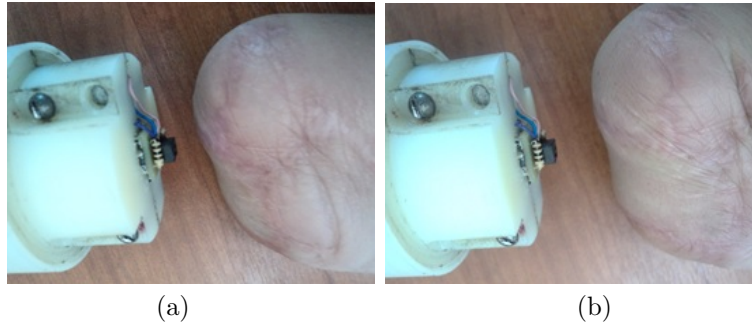


Figura 3.46: a)Muñón relajado, b)Muñón contraído.

Las características del sistema óptico se presentan a continuación . (Tabla3.3).

Tabla 3.3: Características de los Sensores Ópticos.[1]

Indicador	Acción	Descripción
Alimentación	1	Fuentes corriente continua
Cableado	3	Cobre diámetro exterior igual a 0.8mm
Complejidad de circuitos	No	Acople de amplitudes de voltaje
Errores de medida	Si	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	Si	Señal de ingreso analógica
Retroalimentación	Si	Control de lazo cerrado
Tipo de Contacto	Ninguno	Una distancia de 5mm del muñón
Lectura constante	Si	Detecta cambio 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

### 3.4.1.3. Brazaletes MYO.

MYO es un brazalete electromiográfico de la empresa Thalmic Labs [41] capaz de controlar diferentes dispositivos gadgets a través de los movimientos de la mano. Mediante electrodos incorporados, capturan las señales electromiográficas del brazo, los procesa y los envía mediante una conexión bluetooth al dispositivo a controlar (Figura 3.47).



Figura 3.47: Brazaletes MYO

Las aplicaciones que existe para el brazalete son realizadas por una computadora por lo tanto no se puede realizar una conexión directa con la prótesis, el brazalete trabaja con un código fuente en C++ y necesita de un interfaz computarizada para enviar la trama de datos hacia un microcontrolador. Estas aplicaciones están en desarrollo y por el momento no es posible el control de la prótesis con el brazalete MYO; presenta ciertas características (Tabla 3.4) que lo hacen interesante para el control de prótesis.

Tabla 3.4: Características MYO

<b>Indicador</b>	<b>Acción</b>	<b>Descripción</b>
Alimentación	1	Fuentes corriente continua.
Cableado	1	Cable USB solo para alimentación.
Complejidad de circuitos	No	Comunicación bluetooth.
Errores de medida	Si	Tiene movimientos específicos.
Interferencia	No	Comunicación robusta bluetooth.
Vida Útil	Alta	No se conecta con la prótesis.
Mantenimiento	Esporádico	No necesita mayor mantenimiento.
Control de posición	Si	Señales miográficas.
Retroalimentación	Si	Control de lazo cerrado.
Tipo de Contacto	contacto	Se coloca directamente en la mano.
Lectura constante	Si	Detecta movimientos del musculo.
Tipo de señal	Analógica	Por lo pronto solo nos da movimientos específicos que dependiendo de la persona a veces resulta complicados.
Zonas de detección	1	Movimientos de los musculos.

Luego de haber evaluado las tres maneras de adquisición de la señal, se realiza una tabla comparativa (Tabla3.5) y se indica en un rango de 0 a 5 el cumplimiento de factores requeridos para el diseño. Se califica con un valor bajo si la característica no es la ideal para el proceso de control y con un valor alto si la característica cumple para que sea un sistema simple y fiable.

Tabla 3.5: Tabla comparativa entre diferentes maneras de obtención de la señal.[1]

<b>Valoración por tipo de obtención de la señal</b>			
<b>Características</b>	<b>Circuito EMG</b>	<b>Sensor Infrarrojo</b>	<b>Brazalete MYO</b>
Alimentación	2	5	5
Cableado	2	5	4
Complejidad de circuitos	1	5	3
Errores de medida	3	4	4
Interferencia	1	4	5
Vida Útil	1	5	5
Mantenimiento	1	4	3
Control de posición	4	2	4
Retroalimentación	2	4	3
Tipo de Contacto	1	5	3
Lectura constante	4	5	3
Tipo de señal	1	4	2
Zonas de detección	1	4	2
<b>Total</b>	<b>23</b>	<b>66</b>	<b>46</b>

La primera prótesis usa un sensor óptico para el control de movimientos, en este caso se analizó otras alternativas incluyendo la del sensor infrarrojo. De acuerdo a los resultados de la Tabla 3.5 el sensor óptico obtuvo la puntuación más alta por lo que se decidió seguir usando el mismo sistema ya que es simple y confiable, no es invasivo es decir el usuario no tiene un contacto directo que pueda lastimarlo, su mantenimiento es fácil y no tiene interferencia.

### 3.4.2. Manejo de la señal.

El manejo consiste en procesar la señal y codificarla para obtener varias secuencias de movimiento. El sensor óptico capta la distancia entre el muñón y el infrarrojo, y lo que se obtiene son trenes de pulsos que varían de 0 cuando esta relajado hasta un 5V cuando esta flexionado. La señal es analógica y se la procesa con el convertidor analógico - digital del microcontrolador. Los pulsos son codificados usando el sistema Morse.

#### 3.4.2.1. Código Morse a través de la señal.

La versión 1 de la prótesis tiene tres secuencias que son: agarre cilíndrico, de punta y lateral, se los ejecuta con código morse. Para esta versión se mantiene el mismo sistema y se le agrega más secuencias de movimiento.

El código morse consiste en puntos y rayas que representa las letras y números del alfabeto. La duración del punto es la mínima posible y la raya tiene aproximadamente la duración de tres puntos.

Para emular el punto y raya se captura el movimiento del muñón. Se tiene un voltaje mayor a cero cuando el músculo esta flexionado y cero cuando está relajado, el tiempo que se lo mantiene contraído da la pauta para que sea considerado como un

punto o como una raya.

A continuación (Figura 3.48) se muestra una señal que representa un punto. Cuando la señal de ingreso sobrepasa un voltaje umbral con un valor de 1 Voltio, se obtiene el pulso y alcanza 2V aproximadamente. El tiempo que dura el pulso es muy corto por lo que genera el punto en código morse.

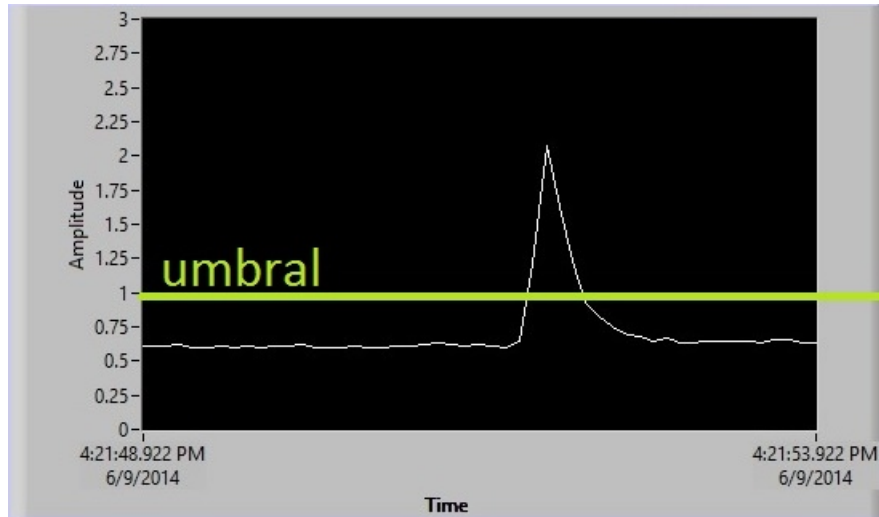


Figura 3.48: Señal que representa un punto.

En cambio para la raya (Figura 3.49) se observa que el voltaje de la señal de ingreso alcanza los 3.4V y el tiempo que dura el pulso es mayor que cuando se obtuvo el punto.

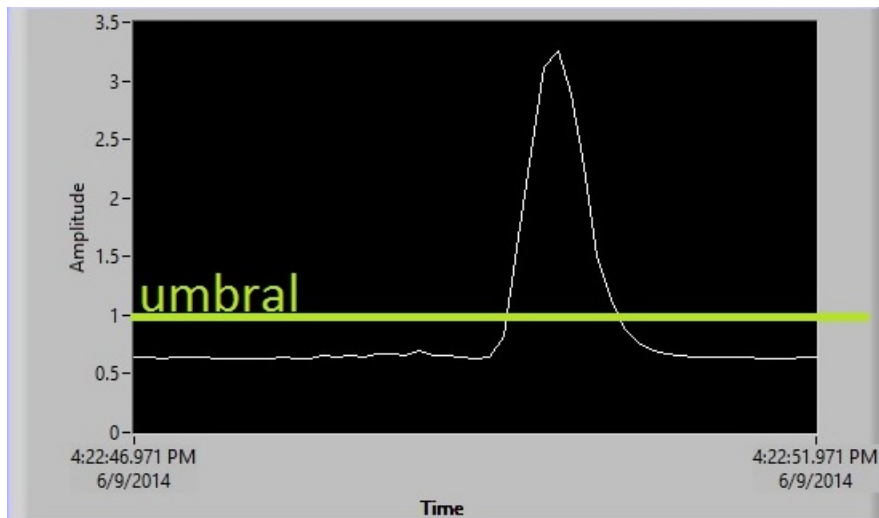


Figura 3.49: Señal que representa una raya.

Aprender el Código Morse requiere de varias sesiones de práctica, donde los factores son la velocidad y la precisión con la que se lo realice y depende de las destrezas y las habilidades del usuario.

Se toman las letras que resultan fáciles al momento de ejecutarlas y se le asigna a las secuencias más relevantes de la prótesis como son el agarre cilíndrico, agarre lateral, agarre de punta, posición de tecleo, giro a la izquierda y a la derecha.

En las pruebas realizadas se dieron buenos resultados, el paciente domino cada una de las letras del Código Morse, además con practica se podrá aumentar la velocidad de ejecución para el control de la prótesis. La calibración de la señal se lo hace con un voltaje umbral, y se lo efectúa si el usuario muestra un cambio en el muñón o si se tiene otro usuario con una amputación similar.

A continuación se muestra algunas de las señales generadas por el código morse a través del sistema del sensor óptico.

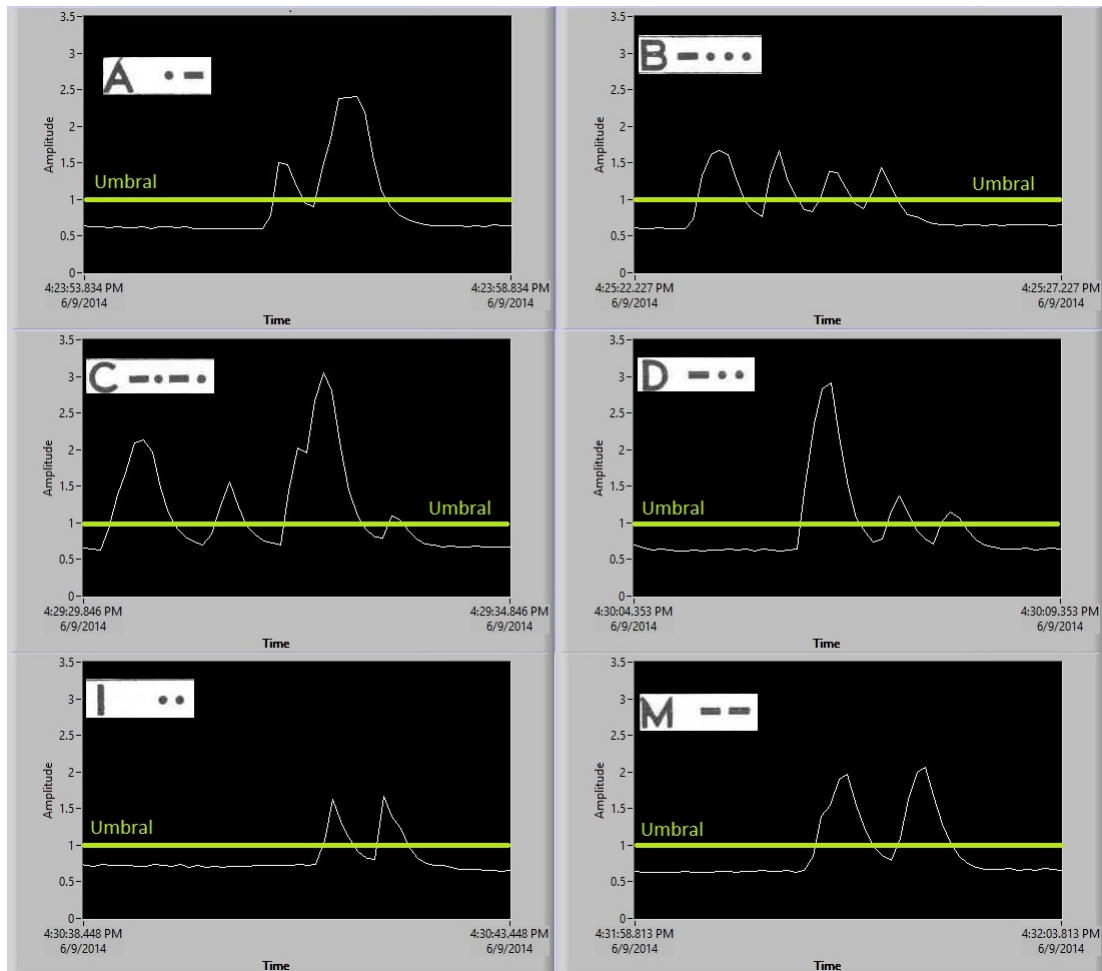


Figura 3.50: Código Morse representado por las señales.

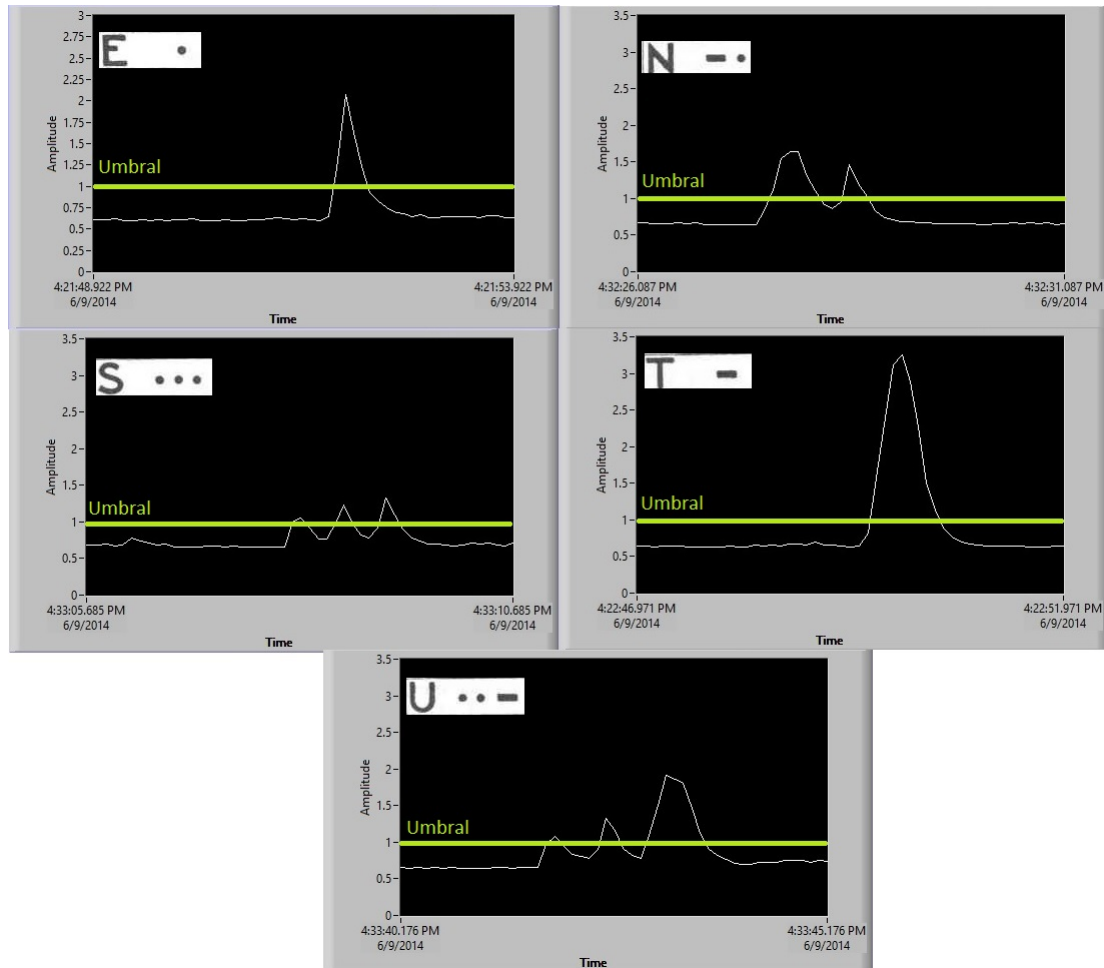


Figura 3.51: Código Morse representado por las señales.

Las secuencias de los movimientos son asignados a aquellas letras que le resultan más fácil de ejecutar al usuario, al principio se genera un gran esfuerzo en el movimiento del muñón pero con la práctica este movimiento es más suave y cómodo.

### 3.4.3. Sistema de control.

Una vez dominado el código morse se diseña los diferentes tipos de secuencias de la prótesis. La programación consiste en procesar la señal de control y aplicar movimiento a los dedos y la muñeca.

La tarjeta Arduino que usa un microcontrolador de la familia Atmel AVR tiene características (Tabla 3.6) favorables para el control de la prótesis, y permite el acceso a la programación directamente con la finalidad de actualizar o realizar cambios en la programación de las secuencias.

Tabla 3.6: Características del Arduino Nano

Microcontrolador	Atmel ATmega168 o ATmega328
Tensión de Operación (nivel lógico)	5 V
Tensión de Entrada (recomendado)	7-12V
Tensión de Entrada (límites)	6-20V
Pines E/S Digitales	14 (de los cuales 6 proveen de salida PWM de 8-bits)
Entradas Analógicas	8 de 10 bits de resolución (1024 valores diferentes)
Corriente máx por cada PIN de E/S	40 mA
Memoria Flash	16 KB (ATmega168) o 32 KB (ATmega328) de los cuales 2KB son usados por el bootloader
SRAM	1 KB (ATmega168) o 2 KB (ATmega328)
EEPROM	512 bytes (ATmega168) o 1 KB (ATmega328)
Frecuencia de reloj	16 MHz
Dimensiones	18,5mm x 43.2mm

El Arduino integra el proceso desde la adquisición de la señal hasta el control de posición de los motores lineales. En el siguiente diagrama (Figura 3.52) se muestra el proceso de control.

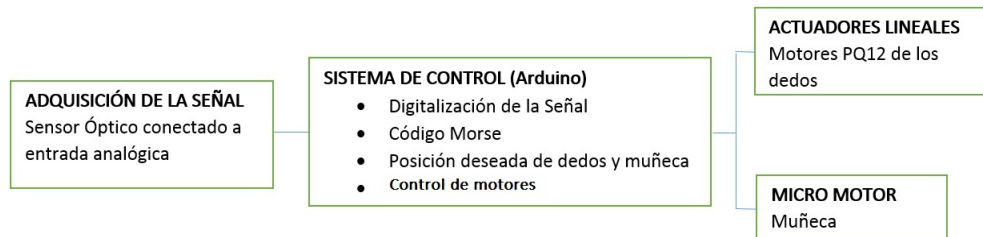


Figura 3.52: Proceso de control

#### 3.4.4. Actuadores.

Los motores PQ12 poseen un vástago que tiene un movimiento lineal y un potenciómetro incorporado que indica la posición donde se encuentra. La diferencia de potencial determina la posición del vástago, en valores digitales cuando se tiene un valor de 0 el vástago está completamente afuera y se tiene 1023 cuando ingresa (Figura 3.53).





Figura 3.53: Desplazamiento del vástago. [1]

Para colocar el vástago en posiciones intermedias se determina un valor entre 0 y 1023 como valor de referencia, el sistema ubica el dedo en la posición previamente asignada.

La configuración de pines del cable plano de motor PQ12 se representa a continuación (Figura 3.54).

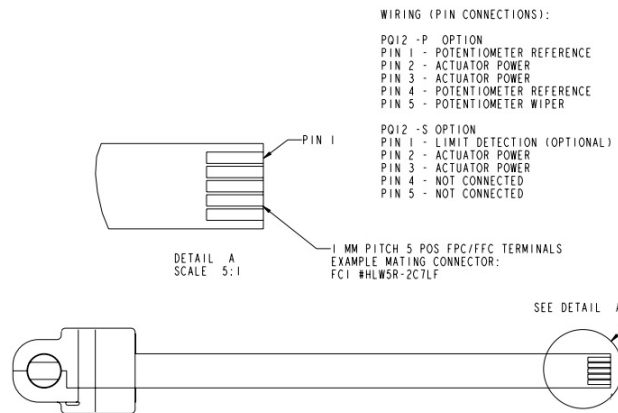


Figura 3.54: Distribución de pines del PQ12[26].

De esta manera tenemos que:

- Pin1 Referencia potenciómetro.
- Pin2 Alimentación del actuador.
- Pin3 Alimentación del actuador.
- Pin4 Referencia potenciómetro.
- Pin5 Deslizamiento del potenciómetro.

Según la distribución los pines 2 y 3 controla la entrada y salida del vástago del actuador lineal. Los pines 1 y 4 son la alimentación del potenciómetro de referencia para la retroalimentación, donde el pin 1 se conecta a GND y el pin 4 a 5Vcc. El pin 5 es el valor que nos da el potenciómetro en voltios respecto a la distancia donde se encuentre el vástago.

El control de giro del motor lineal se lo hace con el driver L293DD (Figura 3.55).

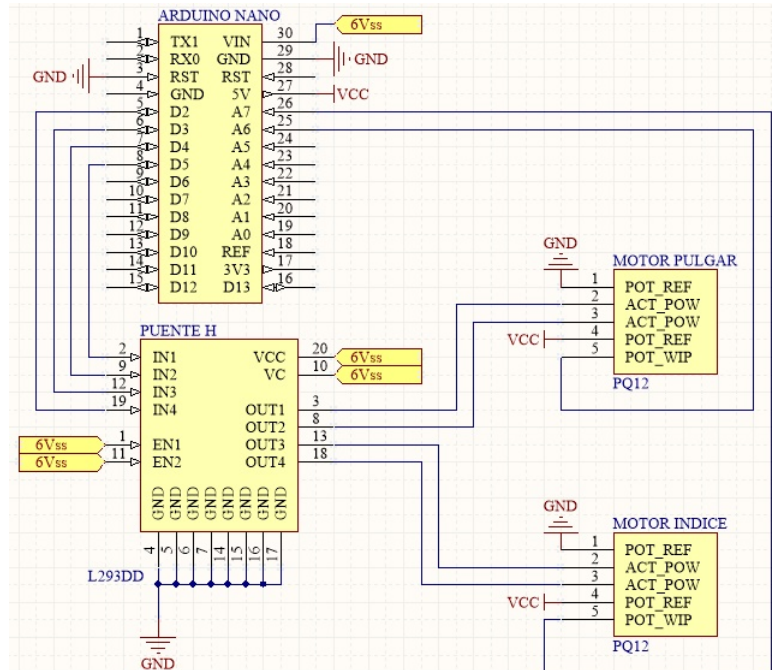


Figura 3.55: Conexión del Arduino, puente H, y motores.

### 3.4.5. Programación.

Para la programación se usa el lenguaje de Arduino, basando en “Wiring” que es una estructura de código abierto. Cuenta con librerías que facilitan la programación convirtiéndole en un entorno amigable.

La conexión con la placa Arduino es directa, lo que facilita a la hora de programar o actualizar, el usuario está en la capacidad de modificar el programa sin tener mayor conocimiento del lenguaje.

#### Procesamiento de la señal.

El convertidor analógico-digital del arduino tiene una resolución de 10 bits por lo que se obtiene valores digitales comprendidos entre 0 y 1024.

$$ValorDigital = 2^n - 1 \quad (3.5)$$

$$ValorDigital = 2^{10} - 1 = 1023$$

Se utiliza el pin A1 para la obtención de la señal de control a través del siguiente código.

```
sensor=analogRead(A1);
```

El valor de un potenciómetro en la entrada analógica A3 es un voltaje de umbral que se compara con la señal del sensor, si es menor se obtiene un valor digital bajo (0), y si es mayor se tiene un valor digital alto (1).

El tiempo que el voltaje de sensor sea mayor que el de referencia determina si la señal sea un punto o una raya.

```

sensor=analogRead(A3); //señal de control
int sensorValue = analogRead(A1); //señal del potenciómetro
if (sensorValue>sensor) // se compara para un valor alto o bajo
{
digitalWrite(led, LOW);
}
else
{
digitalWrite(led, HIGH);
}

```

En el diagrama (Figura3.54) se indica los puertos a los que son conectados los pines el voltaje de referencia y del sensor. Se utiliza un potenciómetro multivuelta para tener una mayor precisión en el umbral.

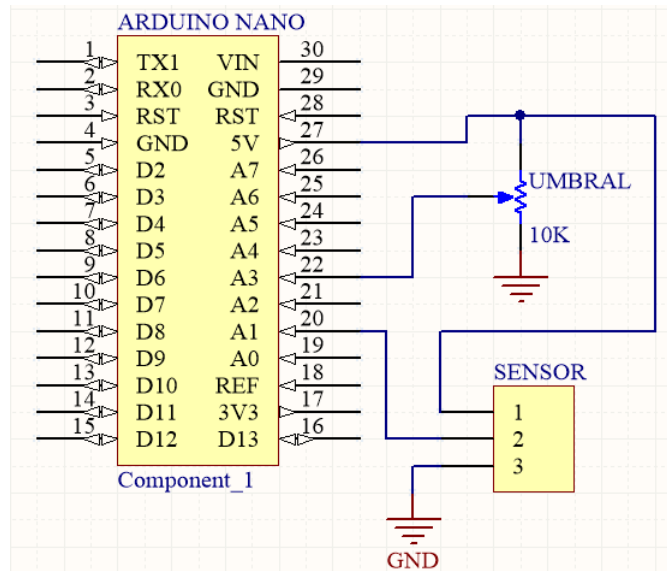


Figura 3.56: Obtención de la señal del sensor y la de referencia

### Procesamiento del Código Morse.

La librería del código Morse para arduino permite manejar las 27 letras y los 10 números del alfabeto, de esta manera se puede tener 37 secuencias diferentes. EL sensor óptico genera los pulsos, cada vez que existe un cambio lógico de 1 a 0, se espera 0.5 segundos antes de enviarlo a codificar, si existe otro cambio antes de ese tiempo sigue receptando los pulsos ya sean estos puntos o rayas.

```

//Librerias//
#include <avr/pgmspace.h>
#include <MorseEnDecoder.h>
#include <Button.h>

```

```

if (morseInput.available()) //Si existe ingreso de señal morse, analiza la letra
{ char receivedMorse = morseInput.read(); // la letra resultante la guarda en un dato tipo char
/////AGARRE CILINDRICO// // se compara y si se obtiene algunas de los
//movimientos programados los ejecuta.
if(receivedMorse =='S')
{
agarreCilindrico();
}
/////Demostracion//
if(receivedMorse =='B')
{
demo();
}
//ACCION DE MOVIMIENTO//
if(receivedMorse =='E')
{
move1();
}
// GIRO IZQUIERDA
if(receivedMorse =='I')
{
girarIzquierda();
}
// GIRO DERECHA;
if(receivedMorse =='T')
{
girarDerecha();
}
///TECLEAR
if(receivedMorse =='M')
{
teclear();
}
//AGARRE PALMAR
if(receivedMorse =='A')
{
agarrePalmar();
}
/////AGARRE DE PINZA/////
if(receivedMorse =='D')
{
agarrePinza();
} //REPOSO
if(receivedMorse =='N')
{
reposo();
}
//dosDedos
if(receivedMorse =='R')
{
dosDedos();
}
}
}

```

### **Control de actuadores lineales y micromotor.**

El control consiste en mover los dedos y la muñeca de manera precisa para ubicarlos en posiciones parecidas al de la mano humana.

Se tiene 5 actuadores lineales para cada dedo, la salida del potenciómetro interno que representa la posición del vástago se conecta a las entradas analógicas del arduino.

- Pulgar a la entrada A7
- Índice a la entrada A6
- Medio a la entrada A5
- Anular y Meñique a la entrada A4

Cada motor necesita de una salida digital y una salida PWM (modulación por ancho de pulso) para controlar la velocidad con la que sale o entra el vástago.

- Pulgar: pin digital D2 y pin PWM D3
- Índice: pin digital D4 y pin PWM D5
- Medio: pin digital D7 y pin PWM D6
- Anular y Meñique: pin digital D8 y pin PWM D9

El actuador del dedo meñique comparte la misma programación que el dedo anular emulando la mano humana ya que si se mueve el uno arrastra consigo el movimiento del otro.

Para el posicionamiento del dedo se utiliza un control proporcional, debido a que los motores tienen autoenclavamiento y son lentos. (Figura3.57). La referencia o posición deseada se determina dentro del programa dependiendo del movimiento que se lo quiera dar. La posición en donde realmente se encuentra el vástago está dado por el potenciómetro interno del PQ12 y está conectada a la entrada analógica. El control de giro del motor para la ubicación del vástago se lo realiza por medio del puente H el driver L293DD.

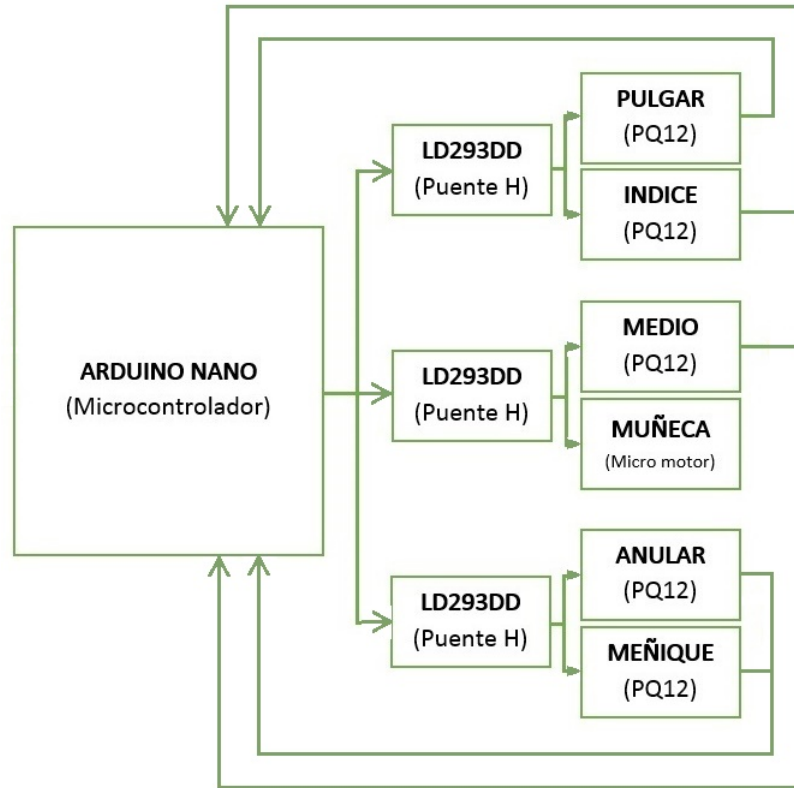


Figura 3.57: Control de los actuadores.

Las constantes para el controlador se tomaron de la primera prótesis [1] y fueron incluidas en el control digital del microprocesador.

Al ejecutar la letra correspondiente a la secuencia que involucre a los actuadores lineales, se asignan posiciones a los dedos con valores de 0 a 1023, el control se encarga de mover los actuadores hasta conseguir estas posiciones de una manera exacta.

```
int Motor_Pwm[] = {3,5,6,9,10}; // control motores velocidad
int Motor_Dig[] = {2,4,7,8,11}; //control motores
```

```
int posicion[5];
```

```
int proporcional[5];
```

```
int error[5];
```

```
int referencia[5];
```

```
int ventana=20;//15
```

```
int flag[5];
```

```
void controlpulgar0()
```

```
{
```

```
  posicion[0] = analogRead(A7);
```

```
  error[0] = posicion[0] - referencia[0];
```

```
  if(error[0] < -ventana)
```

```
  { analogWrite(Motor_Pwm[0], -240);
```

```
    digitalWrite(Motor_Dig[0], HIGH );
```

```
  }
```

```
  else if(error[0] > ventana)
```

```
  { analogWrite(Motor_Pwm[0], 240);
```

```
    digitalWrite(Motor_Dig[0], LOW); }
```

```
  else { digitalWrite(Motor_Pwm[0], LOW);
```

```
digitalWrite(Motor_Dig[0], LOW); flag[0]=1; } }
```

Para el sistema de la muñeca se optó por un micromotor con relación 1000:1. El sentido de giro es controlado con una salida digital D10 y una PWM D11. Cuando se recibe la letra en Morse asignada al movimiento de la muñeca el motor empieza a girar a la izquierda o la derecha, el usuario debe mantener un estado digital alto (1) hasta consiga la posición deseada. Para este control no se tiene una retroalimentación conectada al arduino (Figura 3.57), por lo que el usuario se convierte en la retroalimentación y el controlador, es decir él inicia el movimiento y lo detiene cuando él lo desee.

```
void girarIzquierda()
{
while(!button.isPressed())
{
sensor=analogRead(A3);
int sensorValue = analogRead(A1);
if (sensorValue>sensor)
{
digitalWrite(led, LOW);
}
else{
digitalWrite(led, HIGH);
}
analogWrite(Motor_Pwm[4], -255);
digitalWrite(Motor_Dig[4], HIGH );
}
digitalWrite(Motor_Pwm[4], LOW);
digitalWrite(Motor_Dig[4], LOW);
delay(300); palmar=0;
}
void girarDerecha()
{
while(!button.isPressed())
{
sensor=analogRead(A3);
int sensorValue = analogRead(A1);
if (sensorValue>sensor)
{
digitalWrite(led, LOW);
}
else{
digitalWrite(led, HIGH);
}
analogWrite(Motor_Pwm[4], 255);
digitalWrite(Motor_Dig[4], LOW);
}
digitalWrite(Motor_Pwm[4], LOW);
digitalWrite(Motor_Dig[4], LOW);
delay(300); palmar=0;
}
}
```

### 3.4.6. Diseño de circuitos Impresos.

En la tarjeta de circuito impreso se coloca los distintos componentes tanto elementos pasivos como activos que conformar el sistema de control, se definen las pistas de material conductor para la circulación de corriente sobre un material aislante, se especifica el tamaño, formas y orden de cada dispositivo.

#### 3.4.6.1. Parámetros de diseño.

Observando la forma y las dimensiones donde se va alojar el PCB (Printer Circuit Board) (Figura 3.58) y los diferentes esquemas de control y adquisición de la señal, se procede a realizar los diseños de los circuitos impresos utilizando el software de diseño Altium Designer 2013.

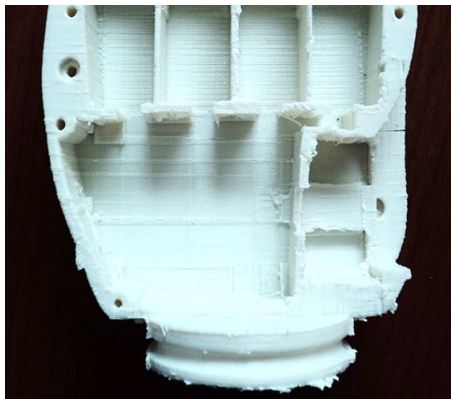


Figura 3.58: Cavity de la palma de prótesis.

Tomando en cuenta las medidas de longitud de la cavity de la palma (Figura 3.59), se define el tamaño del circuito impreso en función del espacio y de la forma que se requiere.



Figura 3.59: Dimensiones de la tarjeta de control.

En este espacio se debe ajustar la tarjeta de control, definiendo cada distancia con



la ayuda de las coordenadas que delimitan el PCB y unas rectas denominadas track (Figura 3.60), en dicha área de trabajo se colocara cada dispositivo.

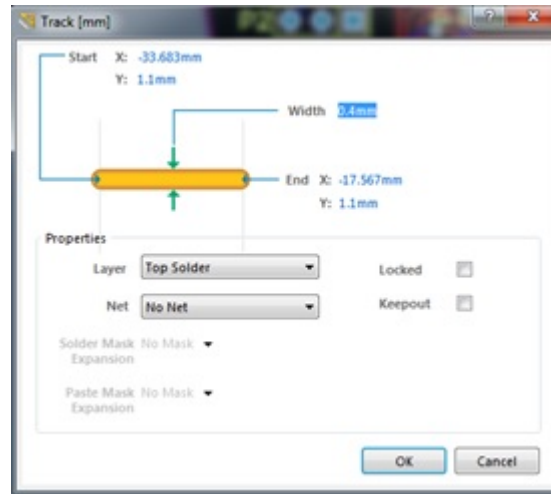


Figura 3.60: Coordenada del track en la capa de las pistas. Software Altium Designer 2013.

El circuito impreso se lo realiza a dos capas que van unidas a través de unas vías conductoras (Figura 3.61) debido al número de componentes electrónicos que se deberán colocar, tanto en la cara superior como en la inferior.

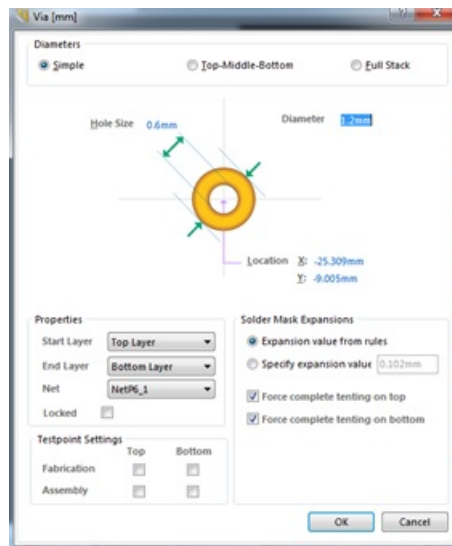


Figura 3.61: Dimensiones de vías PCB. Software Altium Designer 2013.

### 3.4.6.2. Placa de control.

En el diagnóstico de la tarjeta de control de la primera versión se ve que el tamaño es adecuado, tomando en consideración esto se realiza el nuevo diseño aprovechando algunos espacios, se colocan los componentes como el controlador de arduino que se encarga de procesar las señales de entrada y salida, los drives y los conectores para los actuadores lineales y el micromotor, el sistema de regulación de voltaje que incluye un

conversor elevador CD-CD; de la misma manera se han trabajado con componentes de montaje superficial para minimizar el área de la tarjeta.

Para cada elemento electrónico que va en la tarjeta de control se realiza el diseño con las dimensiones y tamaño de pads correspondientes, basadas en las características de cada dispositivo (Figuras 3.62 3.63).

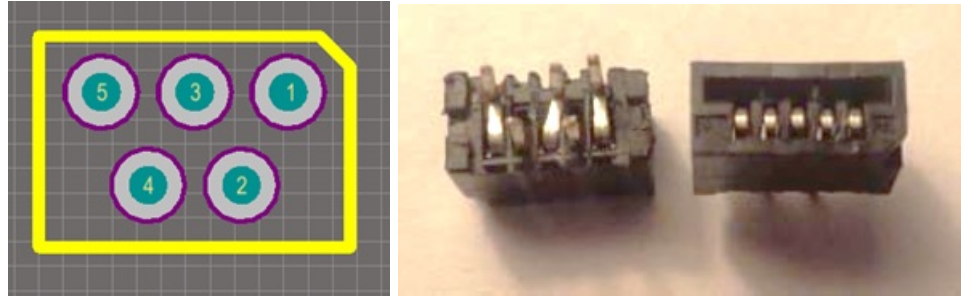


Figura 3.62: Diseño de los conectores de los motores.



Figura 3.63: Diseño del elevador de voltaje

A cada dispositivo se lo ordena de manera que se pueda rutear sin problemas y las pistas no rodeen de manera exagerada la placa (Figura 3.64).

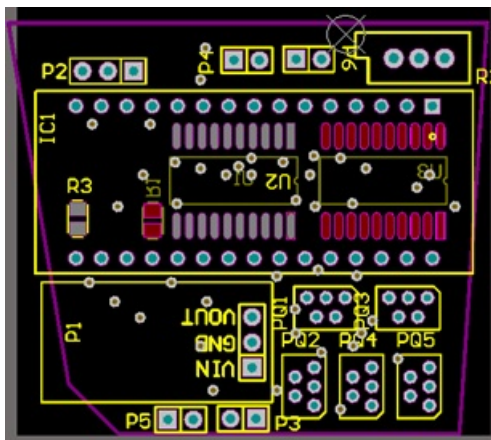


Figura 3.64: Componentes del placa de control.

Para definir cada una de las pistas se utiliza la herramienta de ruteo automático de Altium, tomando en cuenta que no haya pistas cruzadas ni alguna clase de error

que pueda involucrar el correcto funcionamiento.

Una vez ruteado se obtienen las pistas de acuerdo a la posición de cada encapsulado (Figura 3.65).

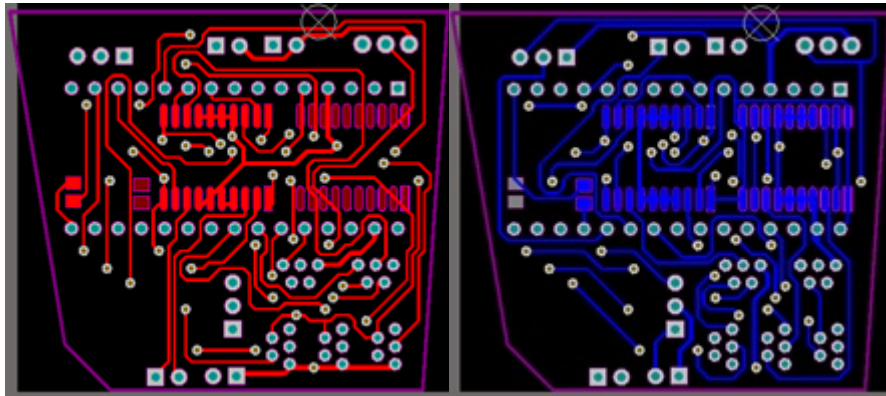


Figura 3.65: Ruteado de la placa a doble cara.

Al concluir con el diseño final se procede a la fabricación, con la ayuda de algunos sistemas de fresado y CNC obteniendo el producto final (Figura 3.66).

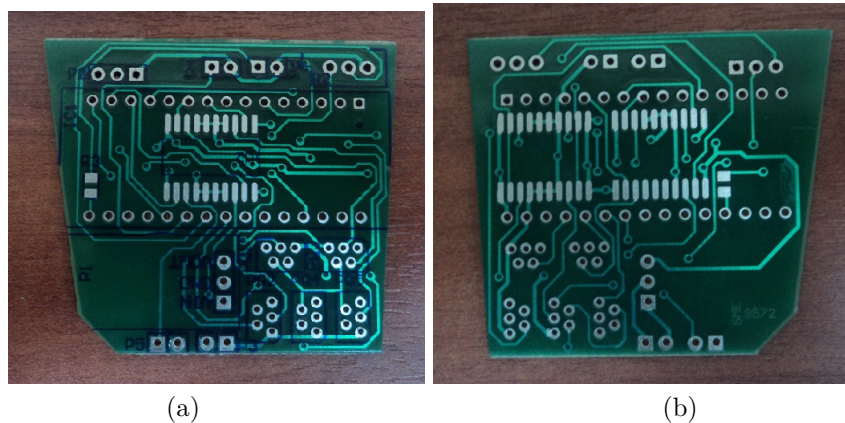


Figura 3.66: Placa de control a) Cara superior b) Cara inferior.

Se procede a colocar cada componente con la ayuda del estaño y un cautín de aproximadamente 40 W, verificando el orden de cada elemento, tomando en consideración los componentes de montaje superficial, que deben ser soldados con cuidado para que no se de uniones de pines o sueldas frías.

### 3.4.6.3. Placa de adquisición de la señal.

Se realiza el diagrama esquemático para posterior realizar el PCB, donde se incluye el sensor óptico, resistencias limitadoras y un conector (Figura 3.67).

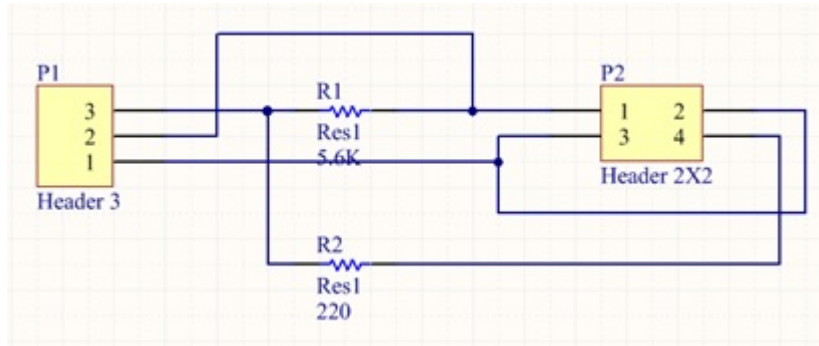


Figura 3.67: Esquema del sensor óptico.

De la misma manera que la placa de control tomando en cuenta las especificaciones se diseña una tarjeta, donde ira el sensor encargado de recibir la señal del muñón (3.68).

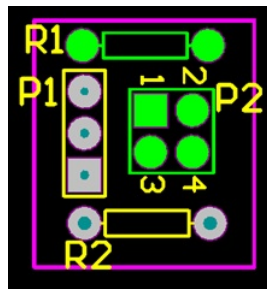


Figura 3.68: Componentes que conforman la tarjeta de adquisición de la señal.

Esta tarjeta se debe colocar entre el socket y el acople de la muñeca, por lo que su tamaño debe ser reducido (Figura 3.69), obteniendo unas dimensiones de 13.34x14.99 mm.

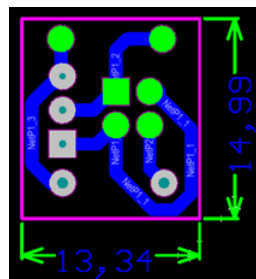


Figura 3.69: Ruteado y dimensiones de la placa del sensor.

La placa es ruteada en una sola cara y debido al tamaño no se optó por un mecanizado como la de control; sino que se la fabrico de manera convencional, que consiste en imprimir el diseño en papel de transferencia, luego plasmarlo en una placa virgen de cobre y con ayuda del percloruro férrico se quita el cobre restante, obteniendo el diseño de la tarjeta final (Figura 3.70).

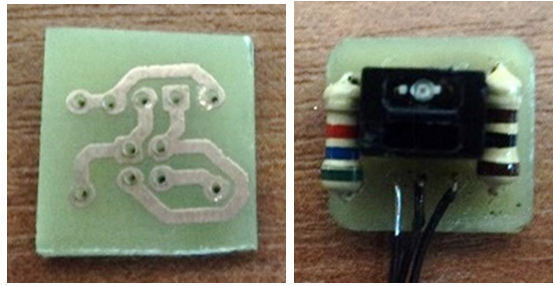


Figura 3.70: Tarjetas de sistema de adquisición de la señal.

#### 3.4.6.4. Placa de sistema de anillos colectores.

Para el control del micromotor y la adquisición la señal a través del sensor fue necesario diseñar una tarjeta de anillos colectores deslizantes que permita conectar el sistema giratorio entre la muñeca y la mano observando el diámetro que existe en el acople (Figura 3.71).



Figura 3.71: Acople giratorio de la muñeca.

La tarjeta consta de 5 anillos que se encargan de llevar cada una de las señales de control, distribuidos de manera que tres anillos son para la alimentación y adquisición de la señal del sensor y dos para controlar el sentido del micromotor de la muñeca (Figura 3.72).

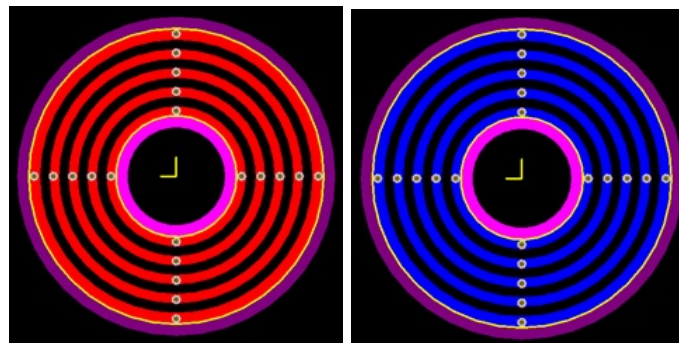


Figura 3.72: Tarjeta de anillos colectores.

Al concluir con el diseño final se procede a la fabricación, con la ayuda de algunos



sistemas de fresado y CNC se obtiene el producto final (Figura 3.73).



Figura 3.73: Anillos colectores.

Conjuntamente con los anillos se utilizó unos conectores tipo pin (Figura 3.74) que se encargan de intercambiar las señales, acoplándose en forma de escobillas para mantener el contacto al realizar el giro de la muñeca.

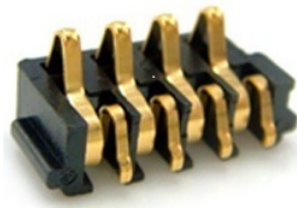


Figura 3.74: Conectores tipo pin.

Se ajusta el anillo colector y las escobillas en cada uno de los acoples de sistema giratorio de la muñeca y se conecta a cada una de las señales de control (Figura 3.75).

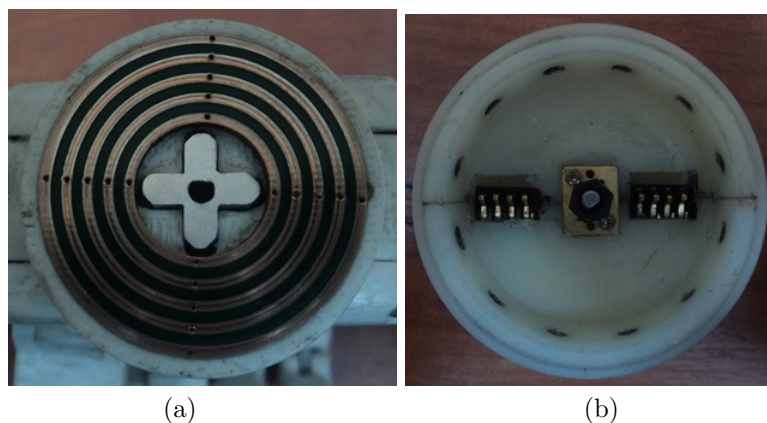


Figura 3.75: a) Anillos colectores. b) Sistema de escobillas.

### 3.5. Mejoras en el sistema de alimentación.

#### 3.5.1. Alimentación.

La primera versión de la prótesis funciona con una batería tipo NiMH (Níquel Hidruro Metálico), y según las características esta batería representa un peso y tamaño significativo por lo que se reemplazó por una batería de polímero Ion de Litio. La batería Ion de litio tiene ciertas ventajas y desventajas en comparación con la de NiMH, la tabla 3.7 nos da a conocer cada una de ellas.

Tabla 3.7: Ventajas y Desventajas de la batería Ion de Litio. Modificada de [19]

Ventajas	Desventajas
Una elevada densidad de energía (mayor acumulación de energía).	Duración media: depende de la cantidad de carga que almacene.
Poco peso: ocupan menos volumen que las de tipo Ni-MH y mucho menos que las de Ni-Cd y plomo.	Duración media: depende de la cantidad de carga que almacenen.
Gran capacidad de descarga.	
Poco espesor: se presentan en placas rectangulares, con menos de 5 mm de espesor.	Pueden sobrecalentarse hasta el punto de explotar.
Alto voltaje por célula: cada batería proporciona 3,7 voltios, lo mismo que tres baterías de Ni-MH o Ni-Cd.	Peor capacidad de trabajo en frío.
Mínimo efecto memoria.	Voltaje muy variable
Descarga lineal. Eso facilita el conocer con buena precisión el estado de carga de la batería.	
Larga vida en las baterías profesionales para vehículos eléctricos.	
Facilidad para saber la carga que almacenan.	
Muy baja tasa de auto descarga.	

Para la nueva versión de la prótesis se optó por una batería de Ion de litio (Figura 3.76) para reducir el peso y el tamaño que ocupaba en el socket. La batería es de 3.7V con una corriente de 2000mA.

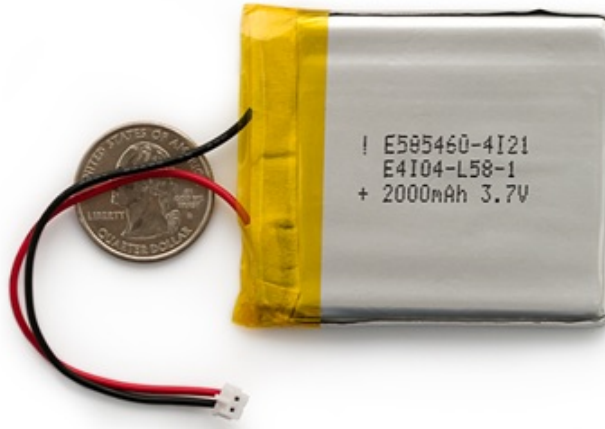


Figura 3.76: Batería ion de Litio

Si bien la corriente y el voltaje son bajos, el peso y el volumen son 7.36 y 5.6 veces respectivamente menor que la batería de NiMH.

Debido a que se trabaja con valores de voltaje sobre los 3.7V y los actuadores funcionan a 6V, es necesario usar un pequeño convertidor de voltaje (Pololu Adjustable Boost Regulator 2.5-9.5V [37]) (Figura 3.77), que eleva de 3.7V hasta 6V, cuyas características fueron analizadas con anterioridad.



Figura 3.77: Elevador de Voltaje [37].

### 3.5.2. Placa del cargador de la batería.

Para mantener la funcionalidad y abastecer de energía a la batería es necesario un sistema de carga, basándonos en el diseño de la primera versión se realizó un cargador con las características similares, tomando en cuenta que la carga ahora será un batería de 3.7V-2000mA de Li-ion (Figura 3.78).



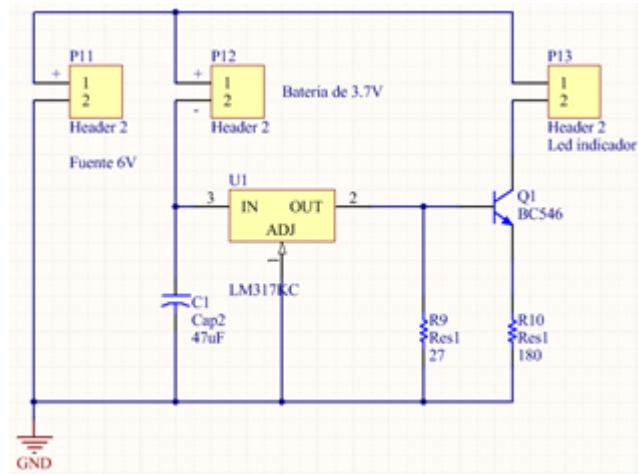


Figura 3.78: Esquema del cargador de batería.

Con las especificaciones basadas en las tarjetas desarrolladas anteriormente se realiza el diseño del cargador de la batería (Figura 3.79).

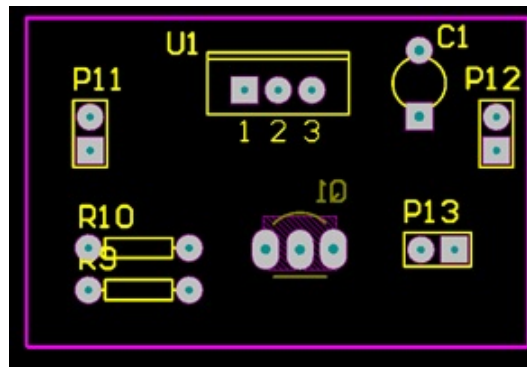


Figura 3.79: Componentes de la tarjeta del cargador de la batería.

La tarjeta del cargador de la batería es ruteada a una sola cara (Figura 3.80) y fabricada de manera convencional, obteniendo un buen resultado (Figura 3.81).

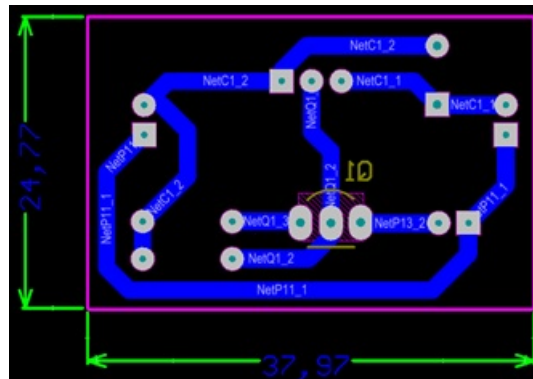


Figura 3.80: Dimensiones y ruteado de la tarjeta del cargador de la batería.

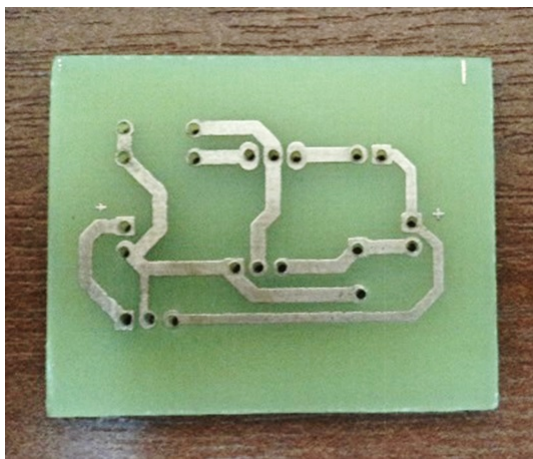


Figura 3.81: Tarjeta de cargador de la batería.

# Capítulo 4

## EVALUACIÓN DE LA NUEVA PRÓTESIS.

Para determina el correcto funcionamiento de la prótesis biomecánica versión 2, se realiza dos tipos de pruebas:

- Pruebas realizadas en el laboratorio.
- Pruebas realizadas con el usuario de la prótesis.

### 4.1. Pruebas realizadas en el laboratorio.

Esta pruebas comprenden el funcionamiento completo de la prótesis tanto en la parte electrónica como mecánica. Se realiza la pruebas pertinentes que comprende: estética y antropometria, mano, muñeca, socket, y control.

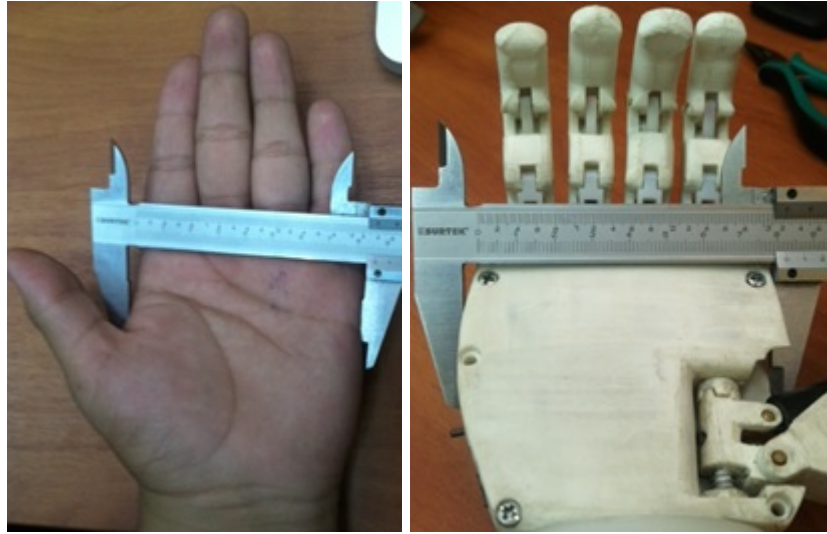
#### 4.1.1. Estética y antropometría.

El nuevo diseño de la prótesis presenta mejoras tanto en su aspecto visual, como también en su geometría a continuación se compara la mano izquierda del beneficiario con la prótesis (Tabla 4.1).

Tabla 4.1: Medidas de la mano humana y la prótesis.

Localización	Mano izquierda (mm)	Prótesis Biomecánica (mm)
Ancho de la mano.	86	82.5
Ancho de la muñeca.	65.3	57
Ancho del dedo pulgar	20	18
Ancho de los dedos	19.5	15
Espesor de la palma	31	34
Longitud de la palma	102	92
Longitud de los dedos	80	62
Longitud de apertura del dedo pulgar	125.4	142.5
Longitud de antebrazo y mano	42	42.5

Las dimensiones de la prótesis son muy similares al de la mano izquierda del beneficiario. Mejorando así el aspecto visual que tiene esta prótesis. A continuación se presenta la ubicación donde fueron tomadas las medidas en la prótesis y la mano del usuario.



(a)

(b)

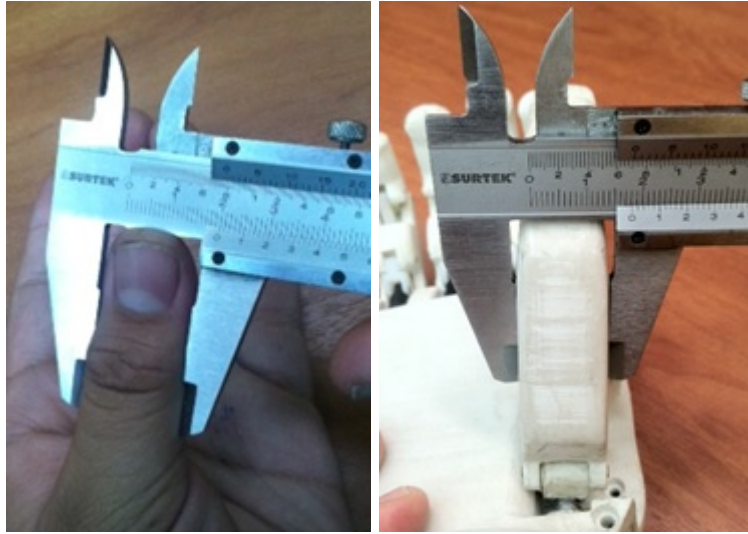
Figura 4.1: Medidas del ancho de la mano. a) 86mm, b) 82.5mm



(a)

(b)

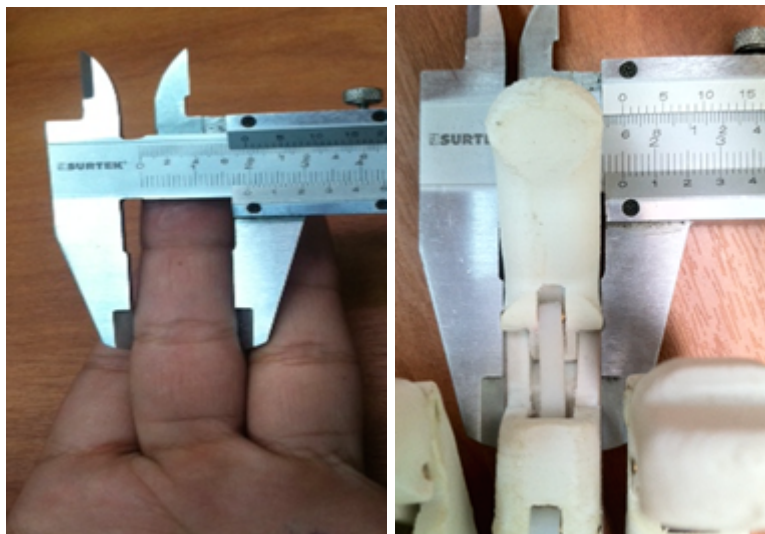
Figura 4.2: Medidas del ancho de la muñeca. a) 65.3mm, b) 57mm



(a)

(b)

Figura 4.3: Medidas del ancho del dedo pulgar. a) 20mm, b)18mm



(a)

(b)

Figura 4.4: Medidas del ancho de los dedos. a) 19.5mm, b) 15mm.

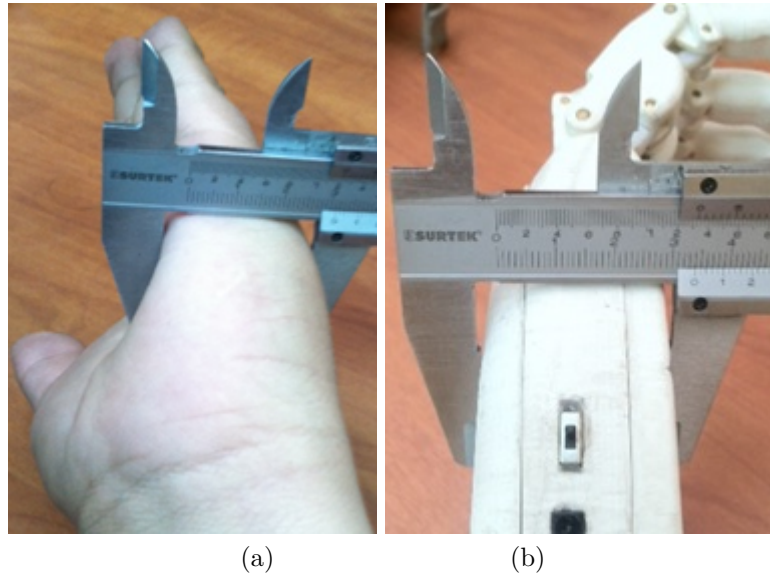


Figura 4.5: Medidas del espesor de la palma. a) 31mm, b) 34mm.

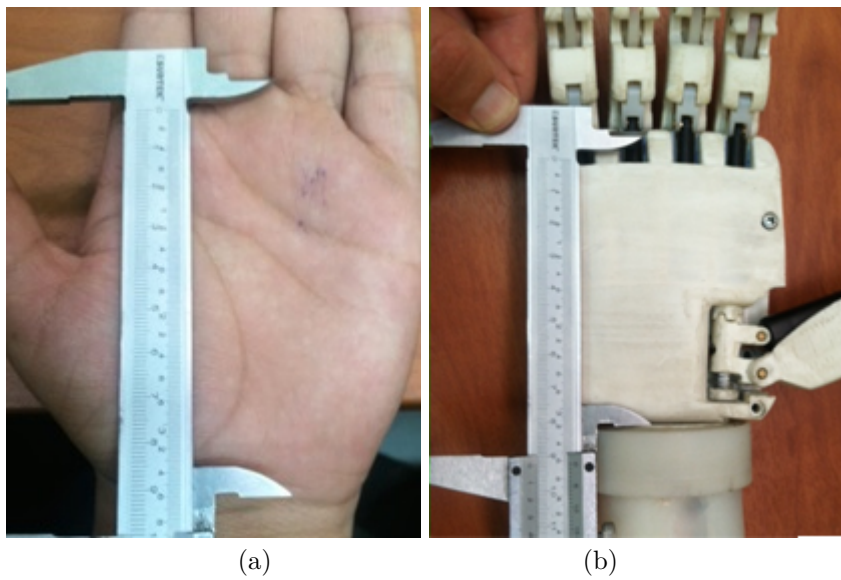
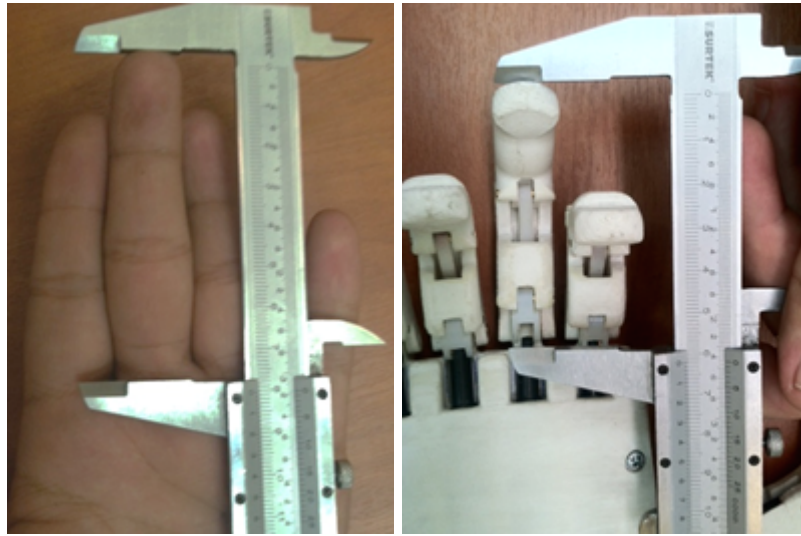


Figura 4.6: Medidas de la longitud de la palma. a) 102mm, b) 92mm.

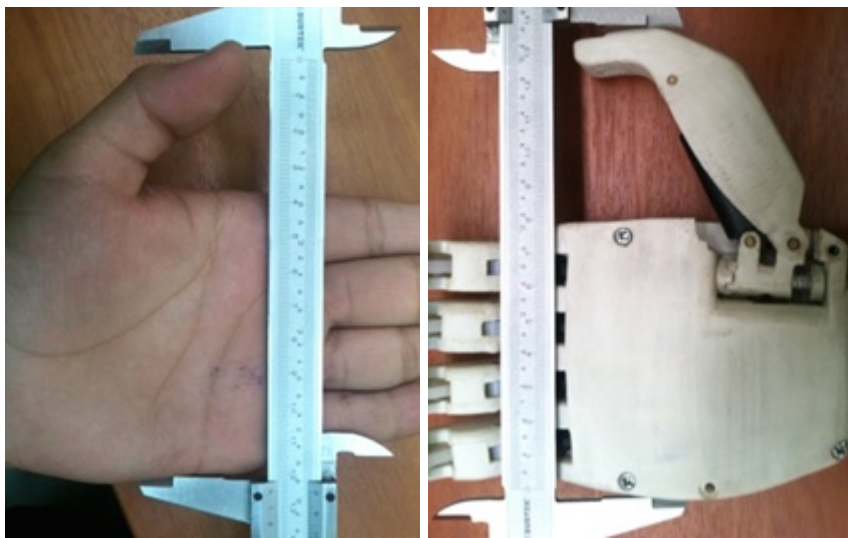




(a)

(b)

Figura 4.7: Medidas de la longitud de los dedos. a) 80mm, b) 62mm.



(a)

(b)

Figura 4.8: Medidas de la longitud de apertura del dedo pulgar.

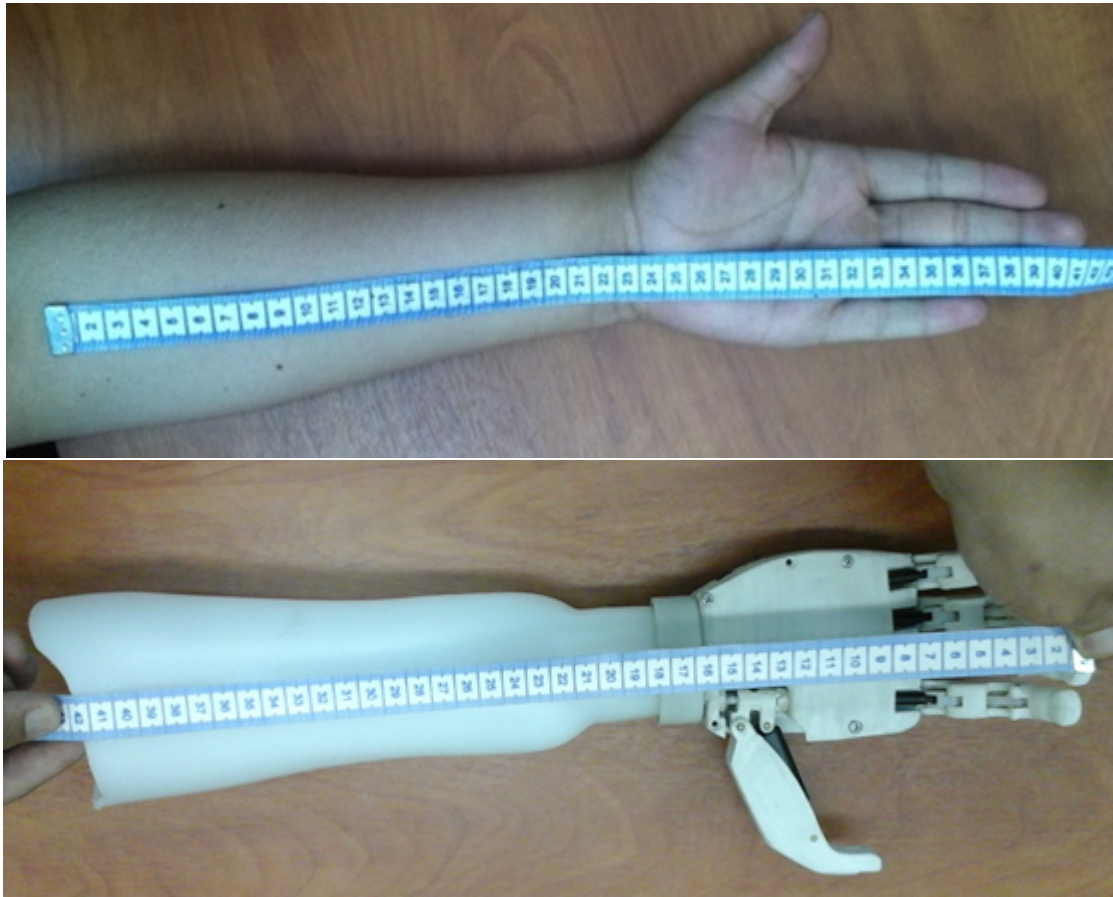


Figura 4.9: Medidas de la longitud total del antebrazo y mano.

#### 4.1.2. Mano.

Se integra cada uno de los motores lineales en la mano, se accionaran cada motor con el fin de comprobar el funcionamiento adecuado de los motores, también se observa la trayectoria que genera cada dedo comprobando su función de cierre y apertura (Figura 4.10). La mano en si tiene 2 horas de autonomía completa realizando un demo que contiene algunos movimientos programados.



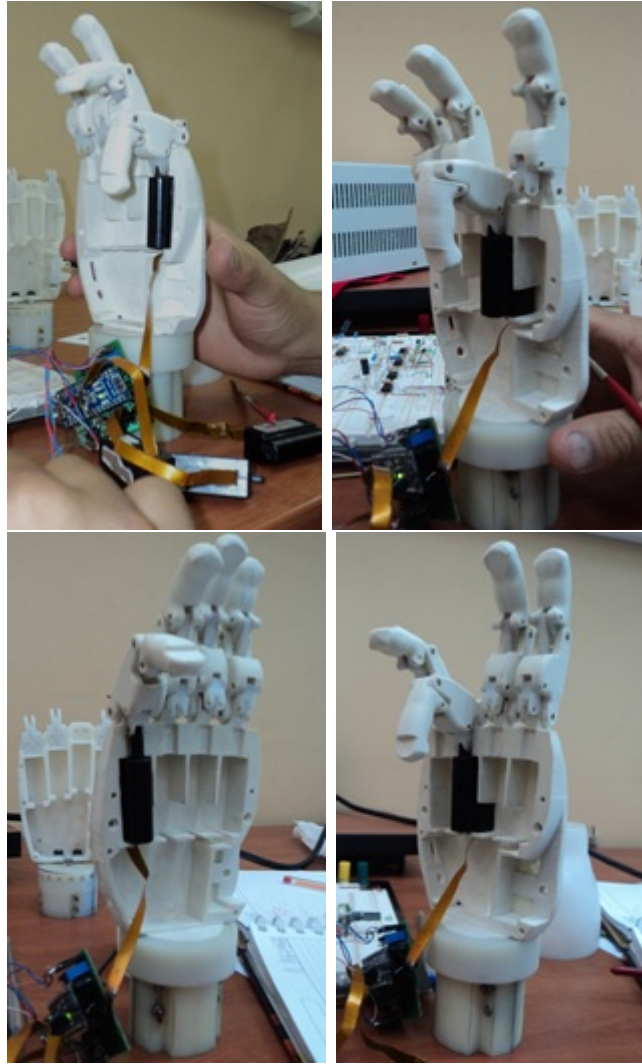


Figura 4.10: Análisis del movimiento de cada dedo.

Al verificar cada dedo cumple con la función de cierre y apertura, se tuvo que regular la programación en el arduino para mantener una distancia máxima y mínima de salida del vástago permitiendo mantener alineados los dedos.

#### 4.1.3. Muñeca.

Se comprueba el giro de la muñeca verificando si no existe dificultad en la rotación de toda la mano (Figura 4.11). Luego de verificar se puede observar que genera una vibración al girar, esto se debe a imperfecciones que presenta la impresión 3D en el sistema de transmisión de giro ubicado en la mano, por lo que decide colocar pasta abrasiva para evitar estas imperfecciones y se coloca una pequeña cantidad de grasa para facilitar aun mas el giro, con esta corrección se mejora el sistema de giro.

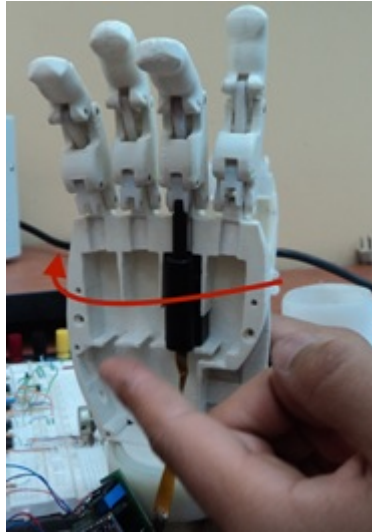


Figura 4.11: Comprobación del giro de la muñeca.

#### 4.1.4. Socket.

El socket fabricado se acopla con la muñeca y mano, esta le da una sujeción compacta y difícil de desprenderse al estar unida a todo el conjunto.

### 4.2. Pruebas realizadas con el usuario.

Se realiza las pruebas donde el usuario generara los pulsos para obtener los respectivos movimiento de la prótesis: Agarre cilíndrico, lateral, pinza, de precisión, teclados, saludo y giro, los mismos son asimilados en un tiempo de 20 minutos generando cada posición.

#### 4.2.1. Socket.

El socket desde su construcción fue elaborado específicamente para el beneficiario (Figura 4.12), las dimensiones que tiene el socket se ajustan de manera ergonómica al antebrazo que sufrió la amputación, permitiendo mover el brazo en cualquier dirección sin desprenderse el socket del mismo.



Figura 4.12: Socket del usuario.

Posteriormente se ubico el sensor, que captará la señales emitidas por el beneficiario (Figura 4.13). Esto se realizo midiendo la distancia entre la muñeca y el muñón, permitiendo adquirir correctamente las señales, estas distancias son de 9.56mm cuando el músculo esta relajado y de 11. 68 mm cuando esta contraído.

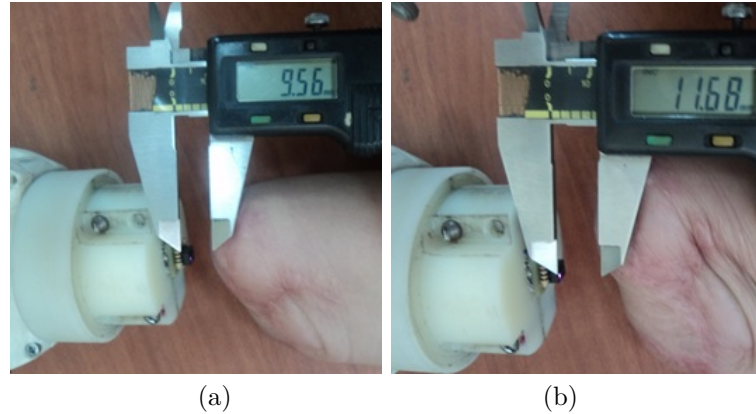


Figura 4.13: Distancia del muñón con el musculo A) relajado y b) contraído.

Una vez realizado todos estos proceso entre el socket y la muñeca se logró obtener una señal optima, permitiendo así al usuario de la prótesis generar las señales en código morse de manera fácil, sin esfuerzo.

#### 4.2.2. Mano.

La mano realizara los movimientos generados por el usuario, demostrando su capacidad de maniobra de la prótesis.

#### 4.2.3. Código morse y ejecución de los movimientos.

Para la ejecución de los movimientos programados se debe realizar correctamente el código morse. En la tabla 4.2 se tiene los movimientos asignados a una letra.

Tabla 4.2: Asignación de movimientos a cada letra.

Morse	Letra	Movimiento
—	T	Agarre cilíndrico (diámetro pequeño)
. . —	U	Agarre cilíndrico (diámetro grande)
— . . .	B	Demo
.	E	Abrir/ cerrar dedos
— — —	O	Giro anti-horario
. — .	R	Giro horario
— —	M	Posición tecleo
— . .	D	Agarre de punta o de precisión
. —	A	Agarre Lateral
— .	N	Reset
. . .	S	Posición dos dedos

En la tabla 4.3 se puede observar los tiempos que tarda el usuario de la prótesis en ejecutar cada letra asignada a un movimiento, se realizan 4 intentos obteniendo un

tiempo promedio.

Tabla 4.3: Tiempo promedio para realizar un movimiento.

	Tiempo de ejecución del código (segundos)										
# intentos	T	U	B	E	O	R	M	D	A	N	S
1	3,46	3,31	2,69	2,00	2,60	2,17	3,67	2,69	1,89	3,20	3,64
2	2,00	3,14	3,06	1,67	2,72	1,93	4,92	2,78	1,90	3,33	3,63
3	2,38	3,18	2,68	1,69	2,85	1,73	4,30	2,67	1,96	2,95	3,75
4	2,28	2,90	3,02	1,68	2,56	1,73	4,08	2,85	1,90	3,48	3,67
<b>Promedio</b>	<b>2,53</b>	<b>3,13</b>	<b>2,86</b>	<b>1,76</b>	<b>2,68</b>	<b>1,89</b>	<b>4,24</b>	<b>2,75</b>	<b>1,92</b>	<b>3,24</b>	<b>3,67</b>

Se presentan con una línea continua el comportamiento para cada intento generado en cada tiempo que se necesitan para ejecutar y accionar cada movimiento (Figura 4.14), siendo los tiempos de mayor y menor duración la posición de tecleo y la acción de abrir y cerrar los dedos respectivamente.

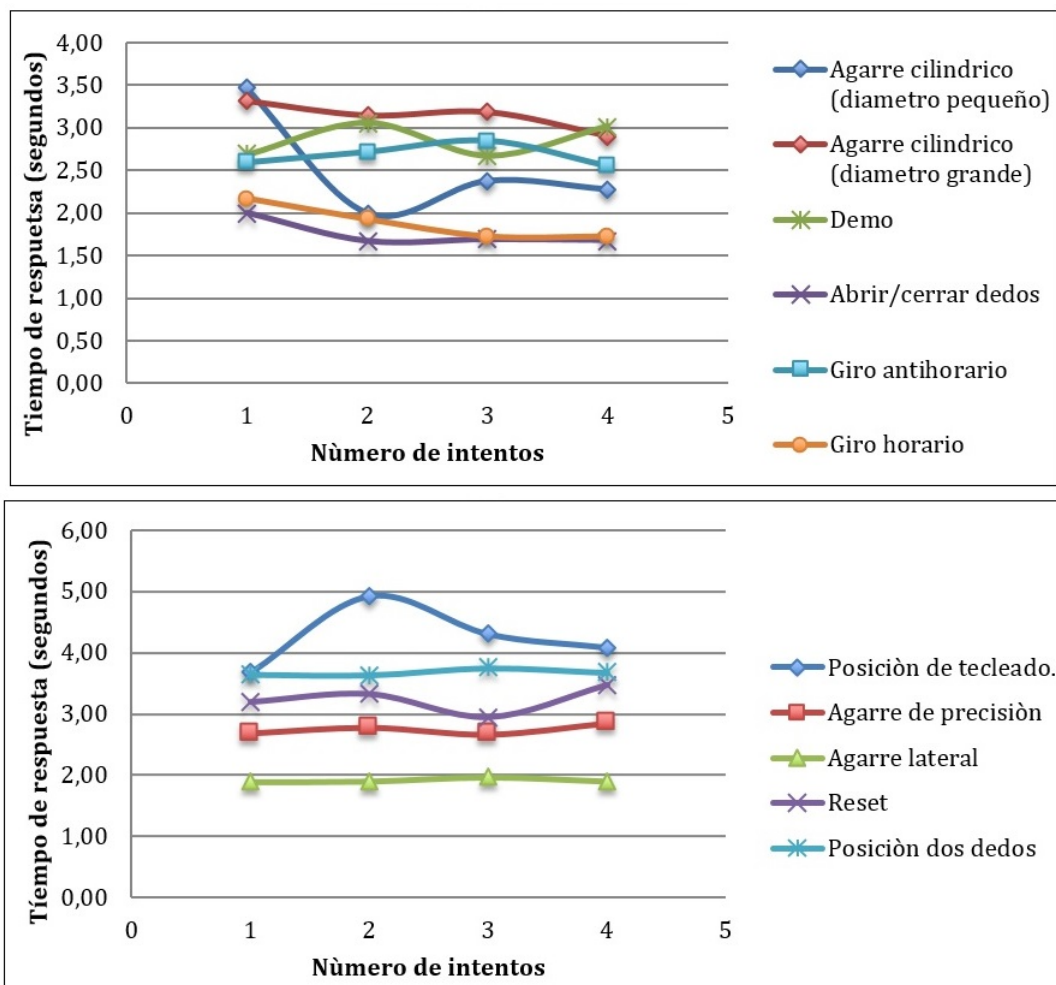


Figura 4.14: Tiempo de respuesta en la ejecución del código Morse.

#### 4.2.3.1. Agarre cilíndrico.

Se le pide al usuario que sostenga una botella que tiene un diámetro máximo de 58 mm un diámetro mínimo de 25mm (Figura 4.15). La mano permite una sujeción fija de los objetos, el tiempo promedio de reacción y ejecución es de 2.53 segundos para el diámetro máximo y de 3.13 segundos para diámetro mínimo.

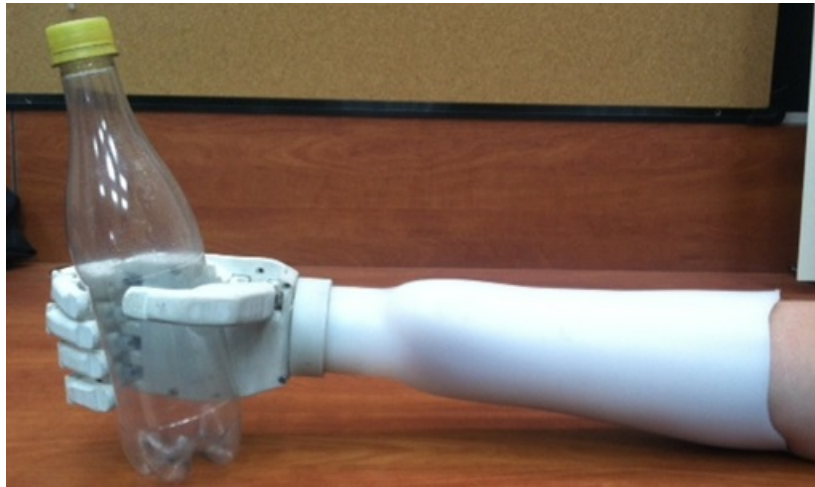


Figura 4.15: Sujeción cilíndrica.

#### 4.2.3.2. Agarre de punta o de precisión.

El usuario realiza el agarre de precisión de objetos pequeños desde 2.5 mm hasta 40mm con total facilidad, el tiempo promedio de reacción y ejecución es de 2.75 segundos (Figura 4.16).



Figura 4.16: Sujeción de precisión.

#### 4.2.3.3. Agarre lateral.

El agarre lateral realizado por el usuario de la prótesis le permite una correcta sujeción de tarjetas de espesores de 2,5 mm hasta 20 mm sin dificultad (Figura 4.17),

el tiempo promedio de reacción y ejecución es de 1.91 segundos.



Figura 4.17: Agarre lateral.

#### **4.2.4. Movimiento combinados.**

Se le pide al usuario de la prótesis que realice los movimientos de la mano combinados con el giro de la muñeca.

##### **4.2.4.1. Giro de muñeca.**

El usuario genera los pulsos para permitir girar la muñeca en sentido horario con un tiempo promedio de ejecución de 1.89 segundos y anti horario con un tiempo promedio de ejecución de 2.68 segundos, permitiendo detener el giro en cualquier posición (Figura 4.18).



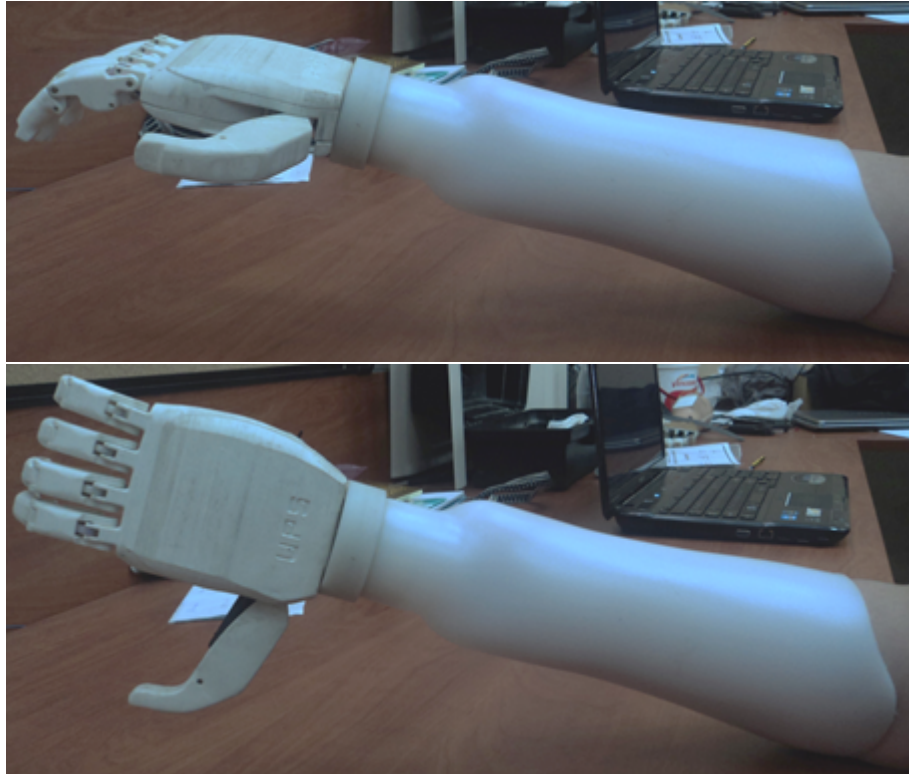


Figura 4.18: Giro y detención de la mano a cierta posición.

#### 4.2.4.2. Agarre cilíndrico y giro de muñeca.

Esta combinación de movimientos permite tomar objetos cilíndricos y rotarlos, estos es muy usual utilizado en bebidas para el vaciado de botellas (Figura 4.19).



Figura 4.19: Rotación de objetos cilíndricos.

El tiempo de ejecución de estos movimientos combinados son la suma de los tiempos promedio de ejecución de cada movimiento, en sentido horario es de 5.21 segundos y en sentido anti-horario es de 4.42 segundos.

#### 4.2.4.3. Posición de teclado.

Para la posición de teclado se realiza la combinación de pulsos para permitir al usuario ubicar el dedo índice extendido mientras los demás permanecen retraídos y permitiendo a la mano ubicarse en posición de pronación (Figura 4.20). Estos movimientos se lo realizan de manera fácil y correcta. El tiempo de ejecución de este movimiento es de 6.92 segundos.

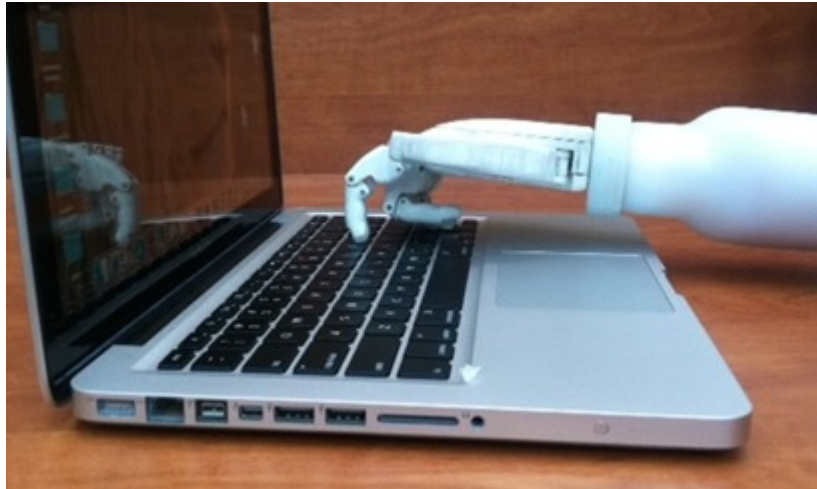


Figura 4.20: Posición para teclear.

#### 4.2.4.4. Sujeción de objetos en posición vertical.

Se puede sujetar y rotar objetos de 30 gramos hasta 5 kilogramos manteniendo unido la prótesis al antebrazo (Figura 4.21).



Figura 4.21: Sujeción de objetos en posición vertical.



#### 4.2.4.5. Saludo.

Uno de los movimientos mas cotidianos de la mano es el saludo (Figura 4.22), el mismo que no demuestra dificultad por parte del usuario de la prótesis sin provocar ninguna sobrepresión en la mano de la otra persona.



Figura 4.22: Saludo con la prótesis.

# Capítulo 5

## ANÁLISIS DE COSTOS.

En este capítulo se desglosa cada monto utilizado en la investigación, diseño y construcción de la prótesis biomecánica versión 2. Dentro de estos están inmersos la cantidad de materiales, maquinaria, mano de obra, entre otros gastos que serán analizados para determinar el costo final de cada prototipo.

### 5.1. Costos de los prototipos.

A continuación se analizará los precios de todos los componentes que conforman cada uno de los prototipos.

#### 5.1.1. Costos del primer prototipo.

##### 5.1.1.1. Costos de materiales del primer prototipo.

Se hace un desglose de los materiales con sus respectivos costos aplicados en la parte electrónica y mecánica que intervienen en el primer prototipo. Tabla 5.1.

Tabla 5.1: Costos de materiales del primer prototipo.

Cantidad	Descripción	Valor unitario \$	Valor total \$
1	Socket de polietileno	224,00	224,00
1	Grilón Ø 2" 1/2 x 160 mm	40,00	40,00
1	Rulimanes	0,02	0,02
1	Pegamento Cubex	40,00	40,00
864	Carrete de ABS (gramos)	0,18	155,52
5	Alginato	4,50	22,50
1	Varilla de bronce Ø 3 mm X 1000 mm	2,00	2,00
1	Varilla de bronce Ø 2 mm X 1000 mm	2,00	2,00
1	Placa de grilon 100x100 x 8 mm	1,00	1,00
6	Yeso	1,20	7,20
3	Bandas de yeso	1,50	4,50
1	Eje acero inoxidable Ø 8mm X 1.6 m	20,00	20,00
1	Platina 3/4" X 1/8" X 1.6 m.	2,00	2,00
1	Acero de transmicion Ø3/4" X 150mm	5,00	5,00
<b>Sub total elementos mecánicos</b>			<b>525,74</b>
3	L293D SMD	6,83	20,49
1	QRD1114	1,74	1,74
1	Arduino mini	44,20	44,20
1	Micromotor 1000:1 HP	23,08	23,08
1	HUB - 3MM	9,46	9,46
3	TB6612FNG	6,65	19,95
1	ATMEGA 168	4,78	4,78
2	CRY 16 MHZ	0,98	1,96
1	PUL SMD	0,27	0,27
2	Boost regulador 2.5V - 9.5V	14,20	28,40
1	PCB 90x135mm	60,00	60,00
2	Brazalete MYO	149,00	298,00
5	PQ12 63:1	63,05	315,25
3	Placa Impresa	20,25	60,75
3	Placa anillos colectores	25,00	75,00
1	Paquete de electrodos	10,00	10,00
2	Resistencias smd	10,00	20,00
4	Resistencias	0,02	0,08
1	LM317	2,50	2,50
1	Condensador	0,10	0,10
1	Led	0,10	0,10
1	Transistor 3904	0,50	0,50
1	Cable	5,00	5,00
1	PCB sensor y PCB cargador	10,00	10,00
2	Batería de Litio 3.7V-2A	19,20	38,40
<b>Subtotal componentes electrónicos.</b>			<b>1050,01</b>
<b>Subtotal mecánica + electrónica</b>			<b>1575,75</b>
		12% IVA	189,09
		<b>TOTAL</b>	<b>1764,84</b>

#### 5.1.1.2. Costos de la maquinaria implementada en el primer prototipo.

Se muestra el total de los costos por hora de la maquinaria utilizada para la construcción de cada una de las partes mecánicas. Tabla 5.2.

Tabla 5.2: Costos de la maquinaria implementada en el primer prototipo.

Cantidad	Descripción	Valor unitario \$	Valor total \$
4	Torno	15,00	60,00
4	Fresadora	18,00	72,00
1	Taladro de Coordenadas	8,00	8,00
96	Impresión 3D	0,98	93,87
	Sub Total		233,87
	12 % IVA		28,064
	<b>TOTAL</b>		<b>261,93</b>

#### 5.1.1.3. Costos de herramientas del primer prototipo.

Las herramientas que se utilizaron en la parte de la construcción se detallan sus precios y cantidades a continuación. Tabla 5.3.

Tabla 5.3: Costos de herramientas del primer prototipo.

Cantidad	Descripción	Valor unitario \$	Valor total \$
1	Broca esférica de Ø 5 mm.	5,00	5,00
1	Juego de brocas	9,00	9,00
1	Broca de centro.	8,00	8,00
1	Fresa de Ø10 mmm	25,00	25,00
1	Fresa de Ø 5mm	25,00	25,00
1	Fresa de Ø 3 mm	28,00	28,00
1	Electrodos	3,50	3,50
1	Servicio de suelda	3,00	3,00
	Sub Total		103,50
	12 % IVA		12,42
	<b>TOTAL</b>		<b>115,92</b>

#### 5.1.1.4. Costos del diseño y construcción del primer prototipo.

Dentro de la fabricación del primer prototipo esta involucrado las horas aplicadas al diseño y construcción. Tabla 5.4.

Tabla 5.4: Costos del diseño y construcción del primer prototipo.

Cantidad	Descripción	Valor unitario \$	Valor total \$
80	Diseño mecánico (horas)	10,00	800,00
24	Diseño electrónico (horas)	10,00	240,00
24	Ensamblaje mecánico (horas)	10,00	240,00
10	Ensamblaje electrónico (horas)	10,00	100,00
	Sub Total		1380,00
	12 % IVA		165,60
	<b>TOTAL</b>		<b>1545,60</b>

#### 5.1.1.5. Costos adicionales del primer prototipo.

Se presenta los costos adicionales que intervienen directamente en la fabricación del primer prototipo. Tabla 5.5.

Tabla 5.5: Costos adicionales del primer prototipo.

Cantidad	Descripción	Valor unitario \$	Valor total \$
6	Lijas	0,25	1,50
20	Tornillos	0,16	3,20
14	Transporte	1,50	21,00
1	Componentes pasivos	20,00	20,00
		Sub Total	45,70
		12% IVA	5,48
		<b>TOTAL</b>	<b>51,18</b>

#### 5.1.1.6. Costo total del primer prototipo.

Se realiza la sumatoria total de todos los costos implicados en la construcción del primer prototipo. Tabla 5.6.

Tabla 5.6: Costo total del primer prototipo.

Descripción	Valor \$
Materiales primer prototipo	1764,84
Maquinaria utilizada	261,93
Herramientas	115,92
Costos de construcción MOD	1545,60
Costos adicionales	51,18
<b>TOTAL</b>	<b>3739,47</b>

#### 5.1.2. Costos del prototipo final.

##### 5.1.2.1. Costos de materiales del prototipo final.

Se calcula todos los valores de los materiales utilizados en el prototipo final, teniendo en cuenta los nuevos requerimientos para obtener el conjunto final, como también se obviará los material que ya no serán utilizados en este. Tabla 5.7.

Tabla 5.7: Costos de materiales del prototipo final.

Cantidad	Descripción	Valor unitario \$	Valor total \$
1	Socket de polietileno	224,00	224,00
1	Grilón Ø 2" 1/2 x 160 mm	40,00	40,00
14	rulimanes	0,02	0,08
1	Pegamento Cubex	40,00	40,00
15	bujes de aluminio Ø 3 mm	0,05	0,75
220	Carrete de ABS (gramos)	0,18	39,60
<b>Sub total elementos mecánicos</b>			<b>344,63</b>
3	L293D SMD	6,83	20,49
1	QRD1114	1,74	1,74
1	Plug de carga	1,00	1,00
1	Microswitch	0,75	0,75
1	Arduino nano	24,00	24,00
1	Micromotor 1000:1 HP	23,08	23,08
1	Boost regulador 2.5V - 9.5V	14,20	14,20
1	Batería de litio 3.7V - 2A	19,20	19,20
5	Actuador lineal PQ12 63:1	63,05	315,25
1	Placa Impresa	60,75	60,75
1	PCB sensor y PCB cargador	10,00	10,00
1	Placa anillos deslizantes.	75,00	75,00
2	Resistencias SMD	10,00	10,00
4	Resistencias	0,02	0,08
1	LM317	2,50	2,50
1	Condensador	0,10	0,10
1	Led	0,10	0,10
1	Transistor 3904	0,50	0,50
1	Cable	5,00	5,00
<b>Subtotal componentes electrónicos.</b>			<b>593,74</b>
<b>Subtotal mecánica + electrónica</b>			<b>938,37</b>
12 % IVA			112,60
<b>TOTAL</b>			<b>1050,97</b>

#### 5.1.2.2. Costo de la maquinaria implementada en el prototipo final.

La mayoría de los procesos de producción aplicados a la fabricación del prototipo final son similares al anterior, variando solamente en las horas de ejecución. Tabla 5.8.

Tabla 5.8: Costos de la maquinaria implementada en el prototipo final.

Cantidad	Descripción	Valor unitario \$	Valor total \$
3	Torno	15,00	60,00
2	Fresadora	18,00	72,00
1	Taladro de coordenadas	8,00	8,00
25	Impresión 3D	0,98	24,50
Sub Total			164,50
12 % IVA			19,74
<b>TOTAL</b>			<b>184,24</b>

#### 5.1.2.3. Costos de herramientas del prototipo final.

Las herramientas utilizadas en la fabricación de la prótesis final no son muchas

debido a que las herramientas adquiridas anteriormente para el primer prototipo se encuentran totalmente funcionales. Tabla 5.9.

Tabla 5.9: Costos de herramientas del prototipo final.

Cantidad	Descripción	Valor unitario \$	Valor total \$
1	Machuelos M3	2,70	2,70
		Subtotal	2,70
		12 % IVA	0,32
		<b>TOTAL</b>	<b>3,02</b>

#### 5.1.2.4. Costos de diseño y construcción del prototipo final.

Se debe tener en cuenta en el diseño y construcción del prototipo final, las horas aplicadas en los mismos son menores debido que se realizado solamente correcciones y ajustes. Tabla 5.10.

Tabla 5.10: Costos de diseño y construcción del prototipo final.

Cantidad	Descripción	Valor unitario \$	Valor total \$
8	Diseño mecánico (horas)	10,00	80,00
10	Diseño electrónico (horas)	10,00	100,00
8	Ensamblaje mecánico (horas)	10,00	80,00
10	Ensamblaje electrónico (horas)	10,00	100,00
		Sub Total	360,00
		12 % IVA	43,2
		<b>TOTAL</b>	<b>403,20</b>

#### 5.1.2.5. Costos adicionales del prototipo final.

Los costos adicionales que favorecen al proceso de obtención del prototipo final son los siguientes. Tabla 5.11.

Tabla 5.11: Costos adicionales del prototipo final.

Cantidad	Descripción	Valor unitario \$	Valor total \$
1	Desaduanización de actuadores lineales	250,00	250,00
4	Lijas	0,25	1,00
8	Tornillos	0,16	1,28
4	Transporte	1,50	6,00
1	Componentes pasivos	10,00	10,00
		Sub Total	268,28
		12 % IVA	32,19
		<b>TOTAL</b>	<b>300,47</b>

#### 5.1.2.6. Costo total del prototipo final.

Se realiza una suma de todos los costos que implican en la fabricación del prototipo final. Tabla 5.12

Tabla 5.12: Costo total del prototipo final.

<b>Descripción</b>	<b>Valor \$</b>
Materiales primer prototipo	1050,97
Maquinaria utilizada	184,24
Herramientas	3,02
Costos de construcción MOD	403,20
Costos adicionales	300,47
<b>TOTAL</b>	<b>1941,91</b>

## **5.2. Costo de una sola prótesis.**

Una vez determinados los costos de cada prototipo se determinará el precio que resultara de la realización una sola prótesis, se tendrá en cuenta todos los valores que son involucrados en la fabricación de los prototipos anteriores y que son aplicados en la construcción de una sola.

### **5.2.1. Costos de los materiales para la realización de una sola prótesis.**

Se especifica el material y costo de cada componente que ira ubicado dentro de la prótesis. Tabla 5.13.



Tabla 5.13: Costos de materiales para la realización de una sola prótesis.

Cantidad	Descripción	Valor unitario \$	Valor total \$
1	Grilón Ø 2" 1/2 x 160 mm	40,00	40,00
12	Rulimanes	0,02	0,24
1	Pegamento Cubex	40,00	40,00
15	Bujes de aluminio Ø 3 mm	0,05	0,75
1	Varilla de bronce Ø 3 mm X 500 mm	1,00	1,00
1	Varilla de bronce Ø 2 mm X 500 mm	1,00	1,00
200	Carrete de ABS (gramos)	0,18	36,00
<b>Sub total elementos mecánicos</b>			<b>118,99</b>
3	L293D SMD	6,83	20,49
1	QRD1114	1,74	1,74
1	Plug de carga	1,00	1,00
1	Microswitch	0,75	0,75
1	Arduino nano	24,00	24,00
1	Micromotor 1000:1 HP	23,08	23,08
1	Boost regulador 2.5V - 9.5V	14,20	14,20
1	Batería de litio 3.7V - 2A	19,20	19,20
5	Motor linela PQ12 63:1	63,05	315,25
1	Placa Impresa	60,75	60,75
1	PCB sensor y PCB cargador	10,00	10,00
1	Placa anillos colectores.	75,00	75,00
2	Resistencias SMD	10,00	20,00
4	Resitencias	0,02	0,08
1	LM317	2,50	2,50
1	Condensador	0,10	0,10
1	Led	0,10	0,10
1	Transistor 3904	0,50	0,50
1	Cable	5,00	5,00
<b>Subtotal componentes electronicos.</b>			<b>593,74</b>
<b>Subtotal mecànica + electronica</b>			<b>712,73</b>
			12 % IVA
			<b>TOTAL</b>
			<b>798,26</b>

### 5.2.2. Costos de la maquinaria para la realización de una sola prótesis.

Las maquinaria que ejecutará el proceso de fabricación del la prótesis serán las mismas lo que variara serán su horas de mecanizado. Tabla 5.14.

Tabla 5.14: Costos de la maquinaria para la realización de una sola prótesis.

Cantidad	Descripción	Valor unitario \$	Valor total \$
4	Torno	15,00	60,00
4	Fresadora	18,00	72,00
1	Taladro de coordenadas	8,00	8,00
20	Impresión 3D	0,98	19,60
Sub Total			159,60
12 % IVA			19,15
<b>TOTAL</b>			<b>178,75</b>

### 5.2.3. Costos de herramientas utilizadas para la realización de una sola prótesis.

Se detalla los costos de las herramientas utilizadas en el proceso de fabricación de la prótesis; se descartan algunas de ellas. Tabla 5.15.

Tabla 5.15: Costo de herramientas utilizadas para la realización de una sola prótesis.

Cantidad	Descripción	Valor unitario \$	Valor total \$
1	Machuelos M3	2,70	2,70
1	Broca esférica de Ø 5 mm.	5,00	5,00
1	Juego de brocas	9,00	9,00
1	Broca de centro.	8,00	8,00
1	Fresa de Ø 5mm	25,00	25,00
1	Fresa de Ø 3 mm	28,00	28,00
1	Servicio de suelda	3,00	3,00
		Sub Total	80,70
		12% IVA	9,68
		<b>TOTAL</b>	<b>90,38</b>

### 5.2.4. Costos de servicios contratados para la realización de una sola prótesis.

Se detallara los costos de servicios contratados fuera de la universidad. Tabla 5.16.

Tabla 5.16: Costos de servicios contratados para la realización de una sola prótesis.

Cantidad	Descripción	Valor unitario \$	Valor total \$
1	(Ortopedista) Socket	224,00	224,00
		Sub Total	224,00
		12% IVA	26,88
		<b>TOTAL</b>	<b>250,88</b>

### 5.2.5. Costos de ensamble para la realización de una sola prótesis.

Se detalla los costos del ensamble de todo el conjunto tanto de componentes electrónicos como mecánicos. Tabla 5.17.

Tabla 5.17: Costos de servicios contratados para la realización de una sola prótesis.

Cantidad	Descripción	Valor unitario \$	Valor total \$
18	Ensamblaje electrónico y mecánico.	10,00	180,00
		Sub Total	180,00
		12% IVA	21,60
		<b>TOTAL</b>	<b>201,60</b>

### 5.2.6. Costos adicionales para la realización de una sola prótesis.

Se detalla los costos adicionales de una sola prótesis. Tabla 5.18.

Tabla 5.18: Costos adicionales para la realización de una sola prótesis.

Cantidad	Descripción	Valor unitario \$	Valor total \$
1	Desadunización de motores lineales	250,00	250,00
4	Lijas	0,25	1,00
8	Tornillos	0,16	1,28
5	Transporte	1,50	6,00
		Sub Total	258,28
		12 % IVA	30,99
		<b>TOTAL</b>	<b>289,27</b>

### 5.2.7. Costo total para la realización de una sola prótesis.

Se realiza la sumatoria de cada costo resultado de cada material, herramienta, maquinaria entre otros que son utilizados para la fabricación e una sola prótesis. Tabla 5.19.

Tabla 5.19: Costo total de para la realización de una sola prótesis.

Descripción	Valor \$
Materiales primer prototipo	798,26
Maquinaria utilizada	178,75
Herramientas	90,38
Servicios contratados	250,88
Costos de construcción	201,60
Costos adicionales	289,27
<b>TOTAL</b>	<b>1809,15</b>

Para determinar el costo total incluyendo el diseño se tomará un porcentaje del 18 % del valor del proceso de fabricación. Tabla 5.20.

Tabla 5.20: Costo total de la una sola prótesis.

<b>COSTO TOTAL</b>	
Costo de diseño	325,65
Costo de fabricación.	1809,15
<b>TOTAL</b>	<b>2134,79</b>

### 5.2.8. Costos total de la investigación.

Se realiza una sumatoria total de los costos del proyecto de investigación, tomando en cuenta los costos totales del primer prototipo y el prototipo final. Tabla 5.21.

Tabla 5.21: Costo total de la investigación.

<b>COSTO TOTAL</b>	
Costo del primer prototipo	3739,47
Costo del segundo prototipo	1941,91
<b>TOTAL</b>	<b>5681,39</b>

# Capítulo 6

## CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.

### 6.1. Conclusiones.

La prótesis biomecánica versión 2 tiene un aspecto visual agradable, su antropometría es similar a la mano izquierda del beneficiario de la prótesis.

La integración del diseño con la etapa constructiva dio como resultado las características de un modelo con superficies complejas , excelente acabado superficial, y un producto totalmente funcional.

Los componentes electrónicos y mecánicos se encuentran integrados en la mano, formando un solo conjunto, esto permite que el usuario de la prótesis pueda colocarse prendas de vestir como camisas, buzos preferentemente de manga larga sin retirarse la prótesis.

Al implementar el movimiento giratorio en la prótesis de mano gracias a un sistema de muñeca móvil, permite al usuario realizar posiciones mas cómodas para sus actividades diarias.

La ergonomía que tiene el socket permite al usuario generar las señales que son captadas mediante el sensor óptico, posteriormente estas señales son codificadas en un microprocesador, que ejecuta cada uno de los movimientos de la prótesis.

Se asigna los movimientos a la secuencias de códigos morse, estas permitirán realizar acciones rápidas , con la posibilidad de ser cambiadas dependiendo de las destrezas y habilidades del usuario.

La integración de todos los elementos electrónicos y mecánicos permite diferentes movimientos en la prótesis, dichos movimientos son captados y asimilados por la persona beneficiada logrando tener el control de la misma.

### 6.2. Recomendaciones.

El usuario de la prótesis debe tener mucho cuidado de derramar , introducir, o limpiar la prótesis con cantidades excesivas de agua que podrían dañar los circuitos

electrónicos internos.

Se recomienda usar pequeñas cantidades de lubricante (grasa) en las guías donde van los rulimanes de la muñeca, esto facilitara el giro y permitirá que el motor no se trabe.

No se deben forzar los dedos de manera manual ya que causarían que los engranes del motor se rompan, quedando inservibles. De igual manera, no se debe tratar de mover o detener el giro de la muñeca ya que este provocaría la rotura interna total de los engranes.

El motor de la muñeca tiene un torque limitado, por lo que se aconseja no tratar de mover objetos demasiado pesados.

# Bibliografía

- [1] Brito, J., Quinde, X., Y Cusco, D., «Diseño, construcción e implementación de una prótesis biomecánica de mano derecha», Técnico, Universidad Politécnica Salesiana, Cuenca - Ecuador, 2013.
- [2] Cyberhand, “CyberHand Project - Bio-inspired Mechatronic Hand,” Cyberhand.org. [Online]. Available: <http://www-arts.sssup.it/Cyberhand/introduction/biomechand.htm>. [Accessed: 26-Feb-2015].
- [3] Dr.Stefano Tognoli and Dr. Francesco Macaro, “Cyberhand: Materials and technological characteristics | LifeHand 1,” www.unicampus.it, 02-Oct-2014. [Online]. Available: <http://www.unicampus.it/lifehand-1/cyberhand-materials-and-technological-characteristics>. [Accessed: 26-Feb-2015].
- [4] Touch bionics, “i-limb-ultra-gallery7.jpg (JPEG Imagen, 505 × 336 píxeles) - Escalado (94 %),” www.touchbionics.com. [Online]. Available: <http://www.touchbionics.com/sites/default/files/image-gallery/i-limb-ultra-gallery7.jpg>. [Accessed: 26-Feb-2015].
- [5] Touch bionics, “prótesis i-limb - Manual de usuario.” 03-Feb-2013.
- [6] Dr. Stanley Hoppenfeld, Exploración física de la columna vertebral y las extremidades. Editorial El Manual Moderno , México,D.F.-Santafè de Bogotá.
- [7] Dr.Taboadela Claudio H., Goniometría Una herramienta para la evaluación de las incapacidades laborales., Primera Edición. Argentina: ASOCIART SA ART. © 2007, 2007.
- [8] Dr. Stefano Tognoli and Dr. Francesco Macaro, “Cyberhand: materials and technological characteristics 02-Oct-2014. [Online]. Available: <http://www.unicampus.it/lifehand-1/cyberhand-materials-and-technological-characteristics>.
- [9] I Limb, “I Limb ultra revolution clinician manual final-ES\_screen.pdf.” [Online]. Available: [http://www.touchbionics.es/downloads/MA%2001140%20ES%20ilimb%20ultra%20revolution%20clinician%20manual%20final-ES\\_screen.pdf](http://www.touchbionics.es/downloads/MA%2001140%20ES%20ilimb%20ultra%20revolution%20clinician%20manual%20final-ES_screen.pdf) [Accessed: 24-Feb-2015].
- [10] Bebionic, “Multi-Flex\_User\_Guide\_web1.pdf.” [Online]. Available: [http://bebionic.com/uploads/files/Multi-Flex\\_User\\_Guide\\_web1.pdf](http://bebionic.com/uploads/files/Multi-Flex_User_Guide_web1.pdf). [Accessed: 23-Feb-2015].

- [11] Ottobock, “Fasziniert. Mit Michelangelo® Präzise Technik perfekt nutzen,” OTTOBOCK. [Online]. Available: [http://www.vivir-con-michelangelo.es/fileadmin/downloads/techniker/deutsch/produktbroschuere\\_techniker.pdf](http://www.vivir-con-michelangelo.es/fileadmin/downloads/techniker/deutsch/produktbroschuere_techniker.pdf) [Accessed: 24-Feb-2015].
- [12] “Torno Compañía,” <http://www.tornoyciasas.com/index.html>. [Online]. Available: <http://www.tornoyciasas.com/galeria.html>. [Accessed: 28-Jan-2015].
- [13] Pololu, “Pololu - 1000:1 Micro Metal Gearmotor HP.” [Online]. Available: <https://www.pololu.com/product/1595>. [Accessed: 04-Feb-2015].
- [14] Ttmotor, “TT motor product classification features gm16-050sh.” shenzhen tt motor co. ltd.
- [15] Longway N20 “N20 engranaje de la CC Motor N20 DC Motor de miniatura de baja velocidad del motor Robot Motor con Metal Gear Box en Motor DC de Industria y Negocio en AliExpress.com | Alibaba Group,” [http://es.aliexpress.com/item/N20-DC-Gear-Motor-N20-DC-Motor-of-Miniature-Low-speed-Motor-Robot-Motor-with-Metal/1255308477.html?src=ibdm\\_d03p0558e02r02](http://es.aliexpress.com/item/N20-DC-Gear-Motor-N20-DC-Motor-of-Miniature-Low-speed-Motor-Robot-Motor-with-Metal/1255308477.html?src=ibdm_d03p0558e02r02). [Accessed: 30-Jan-2015].
- [16] Ubiedo Berges, “Valvula de acoplamiento rapido (16 de mayo de 1972).”
- [17] Irving Aaron Cifuentes González. «Diseño y construcción de un sistema para la detección de señales electromiográficas». Mérida, Yucatán, Septiembre 20
- [18] Harold A. Romo, ESP., Judy C. Realpe, Ing., Pablo E. Jojoa, PhD. Universidad del Cauca. Análisis de Señales EMG Superficiales y su Aplicación en Control de Prótesis de Mano.
- [19] Matías N López, Víctor Toranzos Y Oscar G Lombardero, Sistema de adquisición y visualización de señales mioeléctricas, Grupo Ingeniería en Rehabilitación, Departamento de Ingeniería, Facena, UNNE.
- [20] Karen Tatiana Naranjo Contreras, Juan Jairo Montoya García, Marcela Tobón Rivera, Daniel Eduardo Visbal fernández. Sensor infrarrojo, Grupo Naranja.
- [21] Codigo Morse, [Online] Available: [http://www.lu5da.org.ar/index.php?view=article&catid=22%3A sitio&id=5%3A codigo-morse&format=pdf&option=com\\_content&Itemid=28](http://www.lu5da.org.ar/index.php?view=article&catid=22%3A sitio&id=5%3A codigo-morse&format=pdf&option=com_content&Itemid=28)
- [22] Carpio Alemán Marco Alexander. Evaluación de desempeño de los controladores digitales pid y predictivo tolerante a fallas, aplicados al control de nivel del líquido en un tanque.
- [23] Ing. Mauricio Améstegui Moreno. Apuntes de control PID Universidad Mayor de San Andres. la Paz – Bolivia. enero de 2001
- [24] Benjamin C, Kuo. Sistemas de control digital. Septima edición.
- [25] Arduino [Online] Available: <http://www.arduino.cc>

- [26] 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.
- [27] M. Orozco, “Control No Lineal de convertidores Conmutados CC/CC: Análisis de Prestaciones y Verificación Experimental”. Barcelona: Universidad Politécnica de Cataluña, 2006.
- [28] D. Hart, “Electrónica de Potencia”, Madrid: Prentice Hall, 2001.
- [29] Muhammad H. Rashid. Electrónica de Potencia. Circuitos, dispositivos y Aplicaciones. Tercera edición.
- [30] Ottobock, “MyoFacil prosthetic hand,” Ottobock. [Online]. Available:<http://www.ottobock.com.mx/technical-pages/404.html>. [Accessed: 27-Feb-2015].
- [31] I. I. N. D. Lavana, “Diseño y construcción de un socket de miembro superior con suspensión ajustable,” Técnico, Universidad Autonoma de Mexico, Mexico D. F., 2008.
- [32] Mariano Jiménez Calzado, “La fabricación aditiva. la evidencia de una necesidad,” Interempresas, 22-Nov-2013. [Online]. Available: <http://www.interempresas.net/MetalMecanica/Articulos/116342-La-fabricacion-aditiva-La-evidencia-de-una-necesidad.html>. [Accessed: 11-Feb-2015].
- [33] 3D Systems, Impresora 3D Cubex guía del usuario, 3d Systems, Inc . 333 Three D Systems Circle | Rock Hill, SC | 29730 Cubify . com.
- [34] Matias, “ABS,” 12-Aug-2005. [Online]. Available: <http://www.textoscientificos.com/polimeros/abs>. [Accessed: 18-Feb-2015].
- [35] “Comprar Impresora 3D CubeX Trio.” [Online]. Available: <http://www.impresoras-3d.es/p/3/Impresoras%203D%20CubeX/CubeX%20Trio/> [Accessed: 27-Feb-2015].
- [36] Pololu “Pololu - Adjustable 4-12V Step-Up Voltage Regulator U3V50ALV” [Online]. Available: <https://www.pololu.com/product/2570> [Accessed: 03-Mar-2015].
- [37] Pololu “Pololu - Adjustable Boost Regulator 2.5-9.5V” [Online]. Available: <https://www.pololu.com/product/791> [Accessed: 03-Mar-2015].
- [38] Marcela González Valencia. Alfonso Alzate Gómez. Diseño estático de un convertidor DC/DC reductor-elevador bidireccional. Universidad Tecnológica de Pereira. Pereira, Colombia. 2009.
- [39] AD620-Analog Devices. [Online]. Available:<http://users.ece.utexas.edu/~valvano/Datasheets/A>
- [40] QRD1114 Fairchild Semiconductor [Online]. Available: <https://www.fairchildsemi.com/datasheets/QR/QRD1114.pdf>
- [41] MYO Thalmic Labs [Online]. <https://www.thalmic.com/en/myo/>