



ESPE
UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

**DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y
MECÁNICA**

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

**TRABAJO DE TITULACIÓN, PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO
DE INGENIERO EN MECATRÓNICA**

**TEMA: DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE
PRÓTESIS DE MANO BIÓNICA DE CONTROL MIOELÉCTRICO
PARA LA MANIPULACIÓN DE OBJETOS DE HASTA UN
KILOGRAMO.**

**AUTORES: DE LA CRUZ CHIQUITO, HENRY RENE
PAUCAR SOCASI, ELVIS PATRICIO**

DIRECTORA: ING. CONSTANTE PRÓCEL, PATRICIA NATALY

LATACUNGA

2018



DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

CERTIFICACIÓN

Certifico que el trabajo de titulación, “**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS DE MANO BIÓNICA DE CONTROL MIOELÉCTRICO PARA LA MANIPULACIÓN DE OBJETOS DE HASTA UN KILOGRAMO**” realizado por el señor **HENRY RENE DE LA CRUZ CHIQUITO** y el señor **ELVIS PATRICIO PAUCAR SOCASI**, ha sido revisado en su totalidad y analizado por el software anti-plagio, el mismo cumple con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de Fuerzas Armadas ESPE, por lo tanto me permito acreditarlo y autorizar al señor **HENRY RENE DE LA CRUZ CHIQUITO** y al señor **ELVIS PATRICIO PAUCAR SOCASI** para que lo sustente públicamente.

Latacunga, 05 de septiembre de 2018

Ing. Patricia Constante.
DIRECTORA



DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD

Nosotros, **HENRY RENE DE LA CRUZ CHIQUITO**, con cédula de identidad N° 0503238255, y **ELVIS PATRICIO PAUCAR SOCASI**, con cédula de identidad N° 1719696013, declaráramos que este trabajo de titulación "**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS DE MANO BIÓNICA DE CONTROL MIOELÉCTRICO PARA LA MANIPULACIÓN DE OBJETOS DE HASTA UN KILOGRAMO**" ha sido desarrollado considerando los métodos de investigación existentes, así como también se ha respetado los derechos intelectuales de terceros considerándose en las citas bibliográficas.

Consecuentemente declaramos que este trabajo es de nuestra autoría, en virtud de ello nos declaramos responsables del contenido, veracidad y alcance de la investigación mencionada.

Latacunga, 05 de septiembre de 2018

HENRY RENE DE LA CRUZ CHIQUITO

C.C.: 0503238255

ELVIS PATRICIO PAUCAR SOCASI

C.C.: 1719696013



DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

AUTORIZACIÓN

Nosotros, **HENRY RENE DE LA CRUZ CHIQUITO** y **ELVIS PATRICIO PAUCAR SOCASI**, autorizamos a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar en el repositorio institucional el trabajo de titulación “**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS DE MANO BIÓNICA DE CONTROL MIOELÉCTRICO PARA LA MANIPULACIÓN DE OBJETOS DE HASTA UN KILOGRAMO**” cuyo contenido, ideas y criterios son de nuestra autoría y responsabilidad.

Latacunga, 05 de septiembre de 2018

HENRY RENE DE LA CRUZ CHIQUITO

C.C.: 0503238255

ELVIS PATRICIO PAUCAR SOCASI

C.C.: 1719696013

DEDICATORIA

Dedico este trabajo a mis padres, Jun José y Olga Eugenia, quienes no me dejaron desmayar en este caminar, enseñándome que todo sacrificio tiene su recompensa.

A mis hermanos, Silvia y Jimmy, con quienes nos hemos apoyado incondicionalmente en cualquier circunstancia de la vida.

A mis sobrinos Joel, Jeremy y Alan, quienes brindan mucha alegría a la familia y son como unos hermanos más.

Henry Rene De La Cruz Chiquito.

Este trabajo de investigación y carrera profesional lo dedico a toda mi familia y especialmente a la mejor madre del mundo María Socasi quien fue la principal inspiración para construir una carrera profesional, gracias a su ejemplo, apoyo incondicional, enseñanzas y consejos que me ha brindado a lo largo de toda mi vida me he convertido en la persona que soy, y a pesar del sacrificio de estar lejos durante la época universitaria siempre me hizo sentir que se encuentra junto a mí en todo momento.

A mis tíos quienes siempre han estado pendientes de mí y apoyándome en todo momento, A mis primos que los considero como si fueran mis hermanos

Elvis Patricio Paucar Socasi

AGRADECIMIENTO

Al Todopoderoso por haberme permitido nacer en el seno de esta gran familia, a mis padres que siempre me brindan su apoyo incondicional, llenándome de amor y forjándome con muchos valores, porque gracias a ello, hoy puedo defenderme en la vida.

A mis hermanos y sobrinos que siempre me animan a salir adelante y me apoyan con su granito de arena, y por nunca abandonarnos en momentos de dificultad.

A todos esos buenos amigos y familiares que siempre estuvieron en este transcurso de mi vida.

A la Ing. Patricia Constante quien me guio y acompaño en el desarrollo del proyecto.

Henry Rene De La Cruz Chiquito.

Agradeciendo a Dios por brindarnos salud, vida y las ganas de seguir adelante día a día, por iluminarme y darme la sabiduría y permitirme culminar mi carrera profesional, a mi familia y madre que han estado siempre en todo momento, también a la Ingeniera Patricia Constante por guiarnos en la realización de este trabajo y además agradeciendo a la Universidad De Las Fuerzas Armadas Espe Extensión Latacunga y a sus Docentes por las enseñanzas compartidas durante toda la carrera.

Elvis Patricio Paucar Socasi

ÍNDICE DE CONTENIDO.**CARÁTULA**

CERTIFICACIÓN	ii
AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD	iii
AUTORIZACIÓN	iv
DEDICATORIA	v
AGRADECIMIENTO	vi
ÍNDICE DE CONTENIDO	vii
ÍNDICE DE FIGURAS	x
ÍNDICE DE TABLAS	xiv
RESUMEN	xvi
ABSTRACT	xvii

CAPÍTULO I**FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA**

1.1	Introducción.....	1
1.2	Mano humana.	2
1.3	Niveles de amputación del miembro superior.....	5
1.4	Prótesis robóticas.....	7
1.4.1	Tipos de sistemas de prótesis artificiales de mano.....	7
1.4.2	Prótesis estéticas.....	8
1.4.3	Prótesis Mecánica.	8
1.4.4	Prótesis Eléctrica.	9
1.4.5	Prótesis Neumática.....	10
1.4.6	Prótesis Mioeléctricas.....	10
1.4.7	Prótesis Híbridas.....	11
1.4.8	Evolución tecnológica de las prótesis de mano	11
1.4.9	Prótesis biónica I-Limb ultra revolution.	12
1.4.10	Prótesis Bebionic 3.....	13
1.5	Señales mioeléctricas.....	14
1.6	Procesamiento de la señal mioeléctrica.	14
1.6.1	Segmentación de los Datos.....	16
1.6.2	Extracción de Características	18
1.6.3	Clasificación	22
1.7	Tarjetas controladoras.....	23
1.7.1	BeagleBone.....	23
1.7.2	Nanode.....	24
1.7.3	Arduino.....	24

1.8	Sensores.	25
1.8.1	Sensores de fuerza resistivo (FSR).	25
1.8.2	Sensores mioeléctricos.	26
1.8.3	Sensor magnético unipolar Hall como sensor de posición.	27
1.9	Metodología de diseño.	27
1.9.1	V-Modell según VDI 2206.	28

CAPÍTULO II

METODOLOGIA Y DISEÑO

2.1	Requerimientos del sistema	30
2.2	Diseño del sistema	36
2.3	Diseño específico.	37
2.3.1	Diseño mecánico.	38
2.3.2	Diseño Electrónico.	74
2.3.3	Sistema de Control	89
2.4	Ensamblaje del prototipo de prótesis de mano bionica.	100

CAPITULO III

PRUEBAS Y RESULTADOS

3.1	Prueba de reconocimiento de cada gesto.	105
3.2	Prueba de agarre cilíndrico.	105
3.3	Pruebas de agarre de gancho	107
3.4	Prueba de agarre de pinza	108
3.5	Pruebas de agarre lateral	109
3.6	Pruebas de agarre esférico	110
3.7	Prueba de movimiento de muñeca	111
3.8	Prueba realizada a un paciente que sufre amputación de la mano	112
3.9	Prueba de caídas.	116
3.10	Validación de la hipótesis	119
3.11	Análisis financiero.	123
3.11.1	Diseño e Ingeniería.	123
3.11.2	Materiales	123

CAPITULO IV**CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES**

4.1 Conclusiones..... 126

4.2 Recomendaciones..... 129

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS..... 130

ANEXOS 139

CERTIFICACIÓN 140

ÍNDICE DE FIGURAS.

Figura 1. Huesos de la mano humana.....	2
Figura 2. Movimientos de la muñeca.....	3
Figura 3. Movimientos de los dedos de la mano a) Flexión, b) Extensión, c) Aducción y d) Abducción.....	3
Figura 4. Movimientos del dedo pulgar. a) Flexión y extensión, b) Aducción y c) Abducción.....	4
Figura 5. Pronación y supinación del antebrazo. a) Pronación, b) Supinación y c) Grados de Pronación-Supinación de la mano cerrada.....	4
Figura 6. Prensiones. a) Cilíndrico, b) De punta, c) De gancho, d) Palmar, e) Esférico y f) Lateral.....	5
Figura 7. Niveles de amputación.....	6
Figura 8. Amputación. a) Tercio proximal, b) Tercio medio y c) Tercio distal.....	7
Figura 9. Prótesis cosméticas.....	8
Figura 10. Prótesis mecánica.....	9
Figura 11. Prótesis de mano eléctrica.....	9
Figura 12. Prótesis Neumática.....	10
Figura 13. Configuración básica de una prótesis mioeléctrica.....	11
Figura 14. Prótesis biónica I-Limb ultra revolution.....	13
Figura 15. Prótesis Bebionic 3.....	13
Figura 16. Señal EMG extensión de los dedos, movimiento completo.....	14
Figura 17. Segmentación ventanas disjuntas.....	17
Figura 18. Segmentación ventana deslizante.....	18
Figura 19. Beaglebone.....	23
Figura 20. Nanode.....	24
Figura 21. Arduino.....	25
Figura 22. Sensor de fuerza resistivo (FSR).....	26
Figura 23. Electrodo para mediciones de señales mioeléctricas.....	26
Figura 24. Estructura básica de un sistema Mecatrónico.....	28
Figura 25. V-Modell.....	29
Figura 26. Estructura básica de la prótesis de mano biónica.....	36
Figura 27. Antropometría de la mano según la norma DIN 33402(Parte1).....	38
Figura 28. Antropometría de la mano según la norma DIN 33402(Parte 2).....	39

Figura 29. Antropometría de la mano según la norma DIN 33402(Parte 3).....	40
Figura 30. a) Flexión y b) Extensión de los dedos de la mano.	41
Figura 31. Flexión y Extensión de dedo pulgar.....	41
Figura 32. Movimiento de aducción y abducción del dedo pulgar. a) Aducción, b) Abducción y c) Grados de movilidad Aducción-Abducción.	42
Figura 33. Pronación y supinación del antebrazo. a) Pronación, b) Supinación y c) Grados de Pronación-Supinación de la mano cerrada.	42
Figura 34. Diseño general del dedo índice, medio, anular y meñique.	44
Figura 35. a) Corte transversal dedo anular, b) Corte transversal dedo índice y c) Corte transversal dedo índice con componentes.....	45
Figura 36. Diseño completo del dedo índice, medio, anular y meñique.....	46
Figura 37. Mecanismo de conducción del modo-dual activo TSA.	47
Figura 38. a) Distribución de fuerzas, b) Distancias para cálculo de ángulo y c) Diagrama de cuerpo libre en el punto O.....	50
Figura 39. Disposición de torque.	51
Figura 40. Pruebas de movimiento con diseño anterior.....	52
Figura 41. Sistema de engranes movimiento de abducción y aducción.	53
Figura 42. Palma con tapa.....	54
Figura 43. a) Pulgar con parte y b) Corte transversal del pulgar y elementos.	55
Figura 44. Acople de palma y muñón mediante rodamiento.....	55
Figura 45. Despiece muñón.....	56
Figura 46. Prótesis de mano biónica.	57
Figura 47. Grados de libertad mano humana.	58
Figura 48. Grados de libertad prototipo.	60
Figura 49. Falange Distal y media.	62
Figura 50. Diagrama de cuerpo libre.	62
Figura 51. a) Diagrama de fuerzas y b) Diagrama de momentos flexores.....	63
Figura 52. Falange proximal.	65
Figura 53. Diagrama de cuerpo libre.	65
Figura 54. a) Diagrama de fuerzas y b) Diagrama de momentos flexores.....	66
Figura 55. Falange proximal.	68
Figura 56. Diagrama de cuerpo libre.	68
Figura 57. a) Diagrama de fuerzas y b) Diagrama de momentos flexores.....	69

Figura 58. Análisis estático falange media-distal. a) Esfuerzo de Von Misses, b) Desplazamiento total y c) Factor de seguridad.	72
Figura 59. Análisis estático falange proximal 2. a) Esfuerzo de Von Misses, b) Desplazamiento total y c) Factor de seguridad.	72
Figura 60. Análisis estático falange Proximal 1. a) Esfuerzo de Von Misses, b) Desplazamiento total y c) Factor de seguridad.	73
Figura 61. Diagrama en bloques de la comunicación.	78
Figura 62. Pines a utilizar en el módulo.	79
Figura 63. Ejecutar CCLoader.	80
Figura 64. Conexión Arduino – bluetooth.	81
Figura 65. Diagrama conexión.	82
Figura 66. Diagrama Voltaje-Fuerza FSR.	83
Figura 67. Diagrama conexión estado de batería.	87
Figura 68. Gestos seleccionados. (a)Reposo, (b)Abierta, (c)Cerrada, (d) Hacia afuera (e) Hacia dentro (f) Pellizco.	90
Figura 69. Colocación Brazaletes Myo.	91
Figura 70. Recepción de datos por Serial.	91
Figura 71. Grafica de señal mioeléctrica.	92
Figura 72. Grafica señal mioeléctrica por canal.	92
Figura 73. Diagrama de procesamiento señal EMG.	93
Figura 74. Diagrama de flujo de programación.	97
Figura 75. Movimientos captados por la Myo.	98
Figura 76. Grafica del movimiento de la muñeca.	99
Figura 77. Diagrama de flujo programación muñeca.	99
Figura 78. a) Disposición de componentes Falange distal y media, y b) Vista lateral.	100
Figura 79. Dedo índice, medio, anular y meñique armados. a) Vista frontal y b) Vista interna.	100
Figura 80. a) Componentes de acople pulgar-palma, b) Acople palma-anular, c) Vista lateral pulgar y d) Vista interna pulgar.	101
Figura 81. Palma.	102
Figura 82. Mano armada con componentes.	102
Figura 83. Acople Servomotor.	103
Figura 84. Ensamblaje final del prototipo de prótesis de mano biónica.	103

Figura 85. Prueba de agarre cilíndrico.....	106
Figura 86. Prueba de agarre en gancho	107
Figura 87. Agarre pinza de una esfera	108
Figura 88. Agarre pinza de una billetera.....	108
Figura 89. Prueba de agarre lateral	109
Figura 90. Agarre esférico	110
Figura 91. Giro muñeca posición inicial	111
Figura 92. Giro muñeca posición final	111
Figura 93. Paciente con amputación.	113
Figura 94. Colocación Myo al paciente.....	113
Figura 95. Señales adquiridas del paciente.	114
Figura 96. Acople prótesis	115
Figura 97. Colocación prótesis al paciente	115
Figura 98. a) Zona de ruptura, y b) Falange proximal rota.	117
Figura 99. Posibles ángulos de caída	118

ÍNDICE DE TABLAS.

Tabla 1	<i>Requerimientos del usuario.....</i>	31
Tabla 2	<i>Requerimientos generales.</i>	32
Tabla 3	<i>Detalle de elementos.....</i>	32
Tabla 4	<i>Métricas.....</i>	33
Tabla 5	<i>Matriz de selección de componentes parte 1.</i>	34
Tabla 6	<i>Matriz de selección de componentes parte 2.</i>	35
Tabla 7	<i>Detalle de las dimensiones de la mano (Parte 1).....</i>	38
Tabla 8	<i>Detalle de las medidas de la mano (Parte 2)</i>	39
Tabla 9	<i>Detalle de las medidas de la mano (Parte 3)</i>	40
Tabla 10	<i>Alternativas de sistemas para el movimiento de la mano y actuadores ...</i>	43
Tabla 11	<i>Configuraciones del mecanismo de actuación de cuerda torcida.</i>	48
Tabla 12	<i>Selección del Motor.....</i>	52
Tabla 13	<i>Características de materiales termoplásticos.....</i>	61
Tabla 14	<i>Datos dedos.</i>	70
Tabla 15	<i>Resultados del análisis estático de los dedos restantes.</i>	71
Tabla 16	<i>Análisis estático mediante software.</i>	73
Tabla 17	<i>Comparación servomotores</i>	75
Tabla 18	<i>Características sensores mioeléctricos.....</i>	76
Tabla 19	<i>Comparación de tarjetas controladoras.....</i>	77
Tabla 20	<i>Especificaciones técnicas Arduino Mega</i>	77
Tabla 21	<i>Pines HM-10.....</i>	80
Tabla 22	<i>Señales adquiridas de acuerdo a cada movimiento realizado</i>	94
Tabla 23	<i>Parámetros para la clasificación de la señal mioeléctrica en tiempo real.</i>	96
Tabla 24	<i>Rango de amplitud de la señal EMG.....</i>	96
Tabla 25	<i>Prueba de aciertos de reconocimiento de cada gesto.....</i>	105
Tabla 26	<i>Pruebas de agarre cilíndrico</i>	106
Tabla 27	<i>Pruebas de agarre de gancho.....</i>	107
Tabla 28	<i>Pruebas de agarre de pinza</i>	109
Tabla 29	<i>Pruebas de agarre lateral.....</i>	110
Tabla 30	<i>Prueba de agarre esférico.....</i>	110
Tabla 31	<i>Pruebas realizadas al paciente</i>	115
Tabla 32	<i>Prueba de caídas.</i>	116

Tabla 33 <i>Características prototipo.</i>	118
Tabla 34 <i>Datos de la frecuencia observada</i>	120
Tabla 35 <i>Cálculo del Chi cuadrado</i>	121
Tabla 36 <i>Lista de materiales.</i>	124

RESUMEN

La discapacidad física es una problemática que afecta a la sociedad en el Ecuador, siendo la amputación de miembro superior la que tiene un mayor impacto en quien lo padece, debido a que la mayor parte de actividades diarias se las realiza con estos miembros. Por tal motivo el presente documento describe el diseño y posterior construcción de un prototipo de mano biónica mediante un control mioeléctrico para la manipulación de objetos hasta determinado peso teniendo en cuenta ergonomía, bajo consumo eléctrico, facilidad de uso, incremento de movilidad en la muñeca para lograr diferentes tipos de agarres y presiones. El diseño partió del prototipo MABY HAND en donde se optimizó el diseño dimensional y funcional para asemejarla a una mano real obteniendo un modelo antropomórfico basado en los parámetros de la norma técnica DIN 33402. La construcción se dará a partir de la impresión en 3D utilizando materiales livianos y seguros. Entonces el sistema de control se realiza con una tarjeta controladora, su funcionamiento tiende a ser robusto debido a los diferentes tipos de agarre o presiones necesarias, esto se logra mediante señales mioeléctricas obtenidas a partir de un dispositivo colocado en el paciente para obtener una respuesta rápida en su funcionamiento. Existen sensores y actuadores acoplados a la estructura para lograr la movilidad.

Palabras Clave;

- **PRÓTESIS**
- **SEÑALES MIOELÉCTRICAS**
- **MANO ROBÓTICA**
- **APARATOS ORTOPÉDICOS**

ABSTRACT

Physical disability is a problem that affects society in Ecuador, being the amputation of a superior member that has a greater impact on those who suffer from it, due to the fact that most daily activities are carried out with these members. For this reason, this document describes the design and subsequent construction of a bionic hand prototype through a myoelectric control for the manipulation of objects up to a certain weight taking into account ergonomics, low power consumption, ease of use, increased wrist mobility for achieve different types of grips and pressures. The design started with the MABY HAND prototype, where the dimensional and functional design was optimized to resemble a real hand obtaining an anthropomorphic model based on the parameters of the DIN 33402 technical standard. The construction will be based on 3D printing using materials light and safe. The control system is made with a controller card, its operation is robust due to the different types of grip or pressures needed, this is achieved by myoelectric signals obtained from a device placed on the patient to obtain a rapid response in its operation. There are sensors and actuators coupled to the structure to achieve mobility.

Keywords;

- **PROSTHESIS**
- **MYELECTRIC SIGNALS**
- **ROBOTIC HAND**
- **ORTHOPEDIC DEVICES**

CAPÍTULO I

FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

1.1 Introducción.

En la actualidad alrededor del mundo se presenta muchos casos de discapacidad física y el Ecuador cuenta con 196.758 personas (CONADIS, 2017), que poseen diferentes discapacidades y una de ellas es la motriz debido a la amputación de la mano.

Desde la época de las antiguas pirámides hasta la Primera Guerra Mundial, el campo de la protésica se ha transformado en un sofisticado ejemplo de la resolución del hombre por mejorar. La primera prótesis colocada según el erudito romano Plinio fue durante la Segunda Guerra Púnica (218-210 a. C.), la cual un tipo de mano de hierro, permitiéndole volver a luchar (Norton, 2007).

A través de la historia, la mano ha sido considerada como uno de los miembros más importantes del cuerpo humano, permitiendo realizar diferentes actividades de distinta complejidad y debido a este hecho se han construido diferentes prótesis que han ido evolucionando conjuntamente a la tecnología, en el Ecuador existe muchas entidades públicas y privadas que entregan prótesis de extremidades a quien más lo necesite. Estas prótesis han cubierto las necesidades de los pacientes, pero con una cierta limitación ya que proveer de una prótesis que asemeje los movimientos de la mano requiere de muchos recursos.

1.2 Mano humana.

La mano es la parte final del miembro superior más complejo que el ser humano posee y es una de las más importantes debido a sus características de movilidad y captaciones sensitivas, permitiendo realizar variedad de actividades cotidianas en cualquier tipo de escenario.

Está compuesta por 27 huesos, 8 del carpo, 5 del metacarpo y 14 de las falanges como se muestra en la Figura 1.

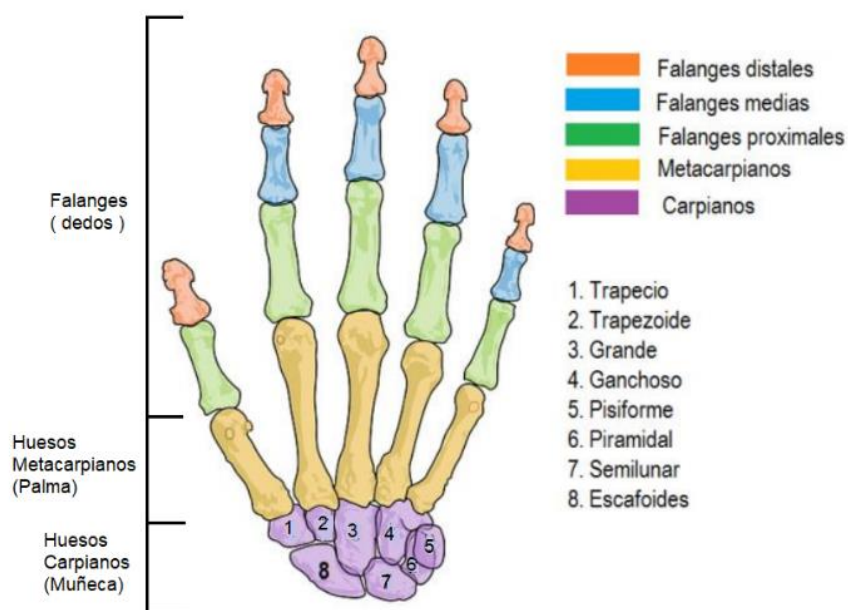


Figura 1. Huesos de la mano humana.

Fuente: (Ángels, 2017).

Como muestra la Figura anterior el dedo pulgar por su anatomía solo tiene dos falanges (Distal y proximal), pero este miembro de la mano es la base indispensable para realizar cualquier tipo de agarre o prensión. Sin el pulgar solamente se tendrían movimientos de los dedos y de la muñeca.

Así mismo la mano humana realiza diferentes tipos de movimientos mediante músculos y tendones distribuidos por los huesos de esta extremidad. La gran mayoría de estos movimientos son realizados por los músculos del antebrazo, motivo por el cual estos movimientos tienen gran complejidad al querer estudiarlos y simularlos. En la Figura 2 se muestra los movimientos que puede realizar la muñeca.

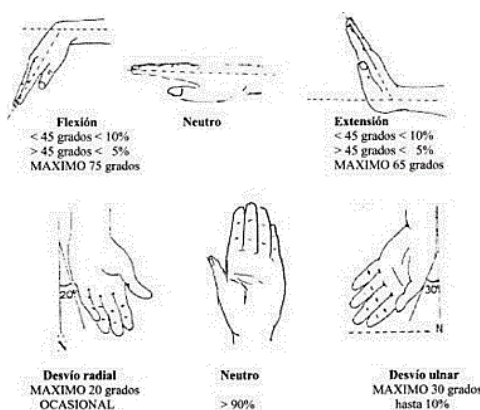


Figura 2. Movimientos de la muñeca.

Fuente: (Estrucplan, 2002).

De igual forma en la Figura 3 y 4 se observa los movimientos que puede realizar cada uno de los dedos de la mano.

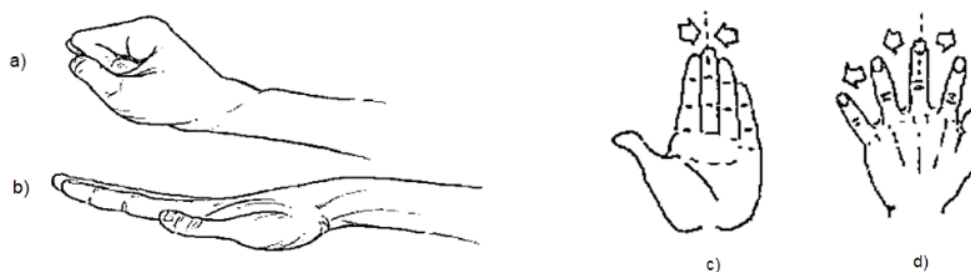


Figura 3. Movimientos de los dedos de la mano a) Flexión, b) Extensión, c) Aducción y d) Abducción.

Fuente: (VALEXA, s.f.), (Estrucplan, 2002).

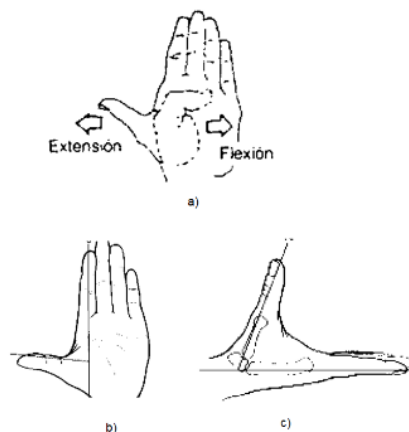


Figura 4. Movimientos del dedo pulgar. a) Flexión y extensión, b) Aducción y c) Abducción.

Fuente: (Estrucplan, 2002), (GARCÍA , s.f.).

Y por último también tenemos el movimiento de pronación y supinación de la muñeca teniendo como punto de flexión el codo, ya que también se puede tener como eje al hombro, causando confusiones en los movimientos.

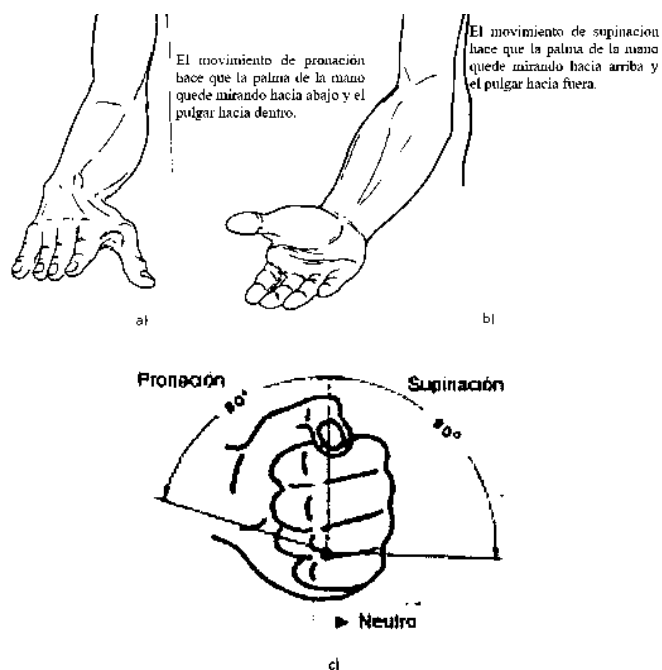


Figura 5. Pronación y supinación del antebrazo. a) Pronación, b) Supinación y c) Grados de Pronación-Supinación de la mano cerrada.

Fuente: (Ah, s.f.) Y (Estrucplan, 2002).

Todos estos movimientos que realiza la mano humana permiten realizar diferentes agarres o prensiones que permiten la manipulación de objetos. En la Figura 6 se muestra las prensiones principales que la mano realiza.

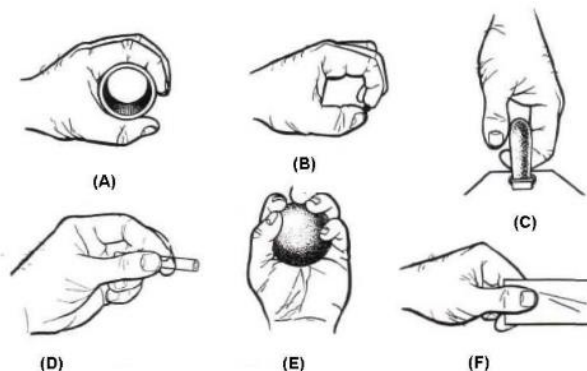


Figura 6. Prensiones. a) Cilíndrico, b) De punta, c) De gancho, d) Palmar, e) Esférico y f) Lateral.

Fuente: (Quinayás Burgos , 2010).

De estas prensiones, la presión en cilindro y de gancho son los que nos permiten realizar una mayor fuerza para manipular objetos pesados.

1.3 Niveles de amputación del miembro superior.

La amputación es el procedimiento quirúrgico que consiste en la remoción, extirpación o resección de una parte o la totalidad de una extremidad a través de una o más estructuras óseas, en forma perpendicular al eje longitudinal del miembro (Universidad Tecnológica de Pereira, 2013).

Este procedimiento quirúrgico se debe a lesiones irreparables producidas por un accidente o alguna enfermedad que pueda padecer una persona.

Los niveles son las zonas de amputación que se efectúa con el fin de generar un muñón de buenas características para la posterior colocación de una prótesis dependiendo la zona (Véase Figura 7).

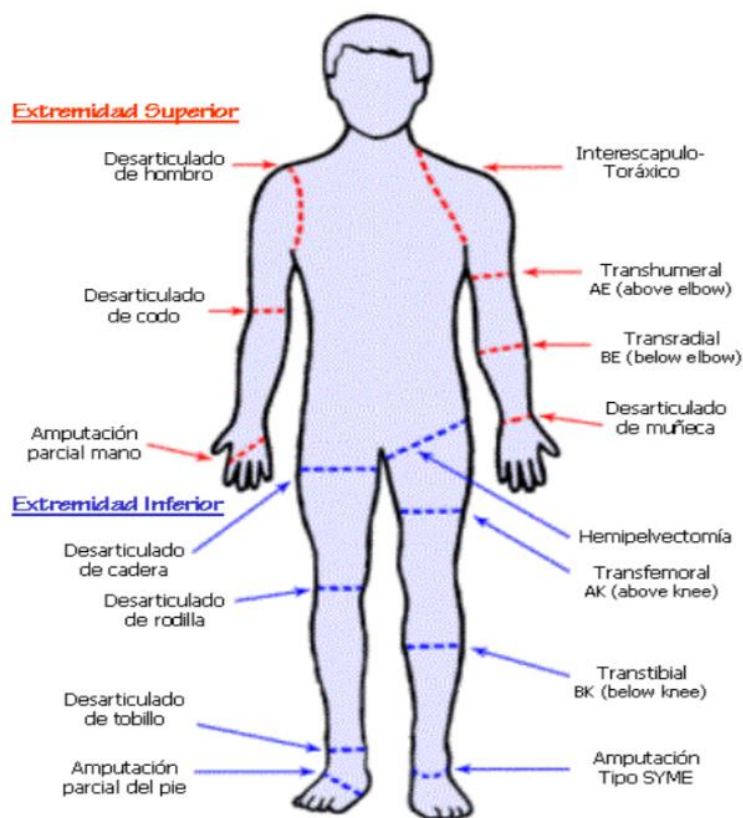


Figura 7. Niveles de amputación.

Fuente: (Universidad Tecnológica de Pereira, 2013)

El nivel de amputación de interés es el transradial y como se muestra en la Figura 7 se efectúa en el antebrazo, el cual se divide en tres subniveles: el tercio distal, el tercio medio y el tercio proximal. La amputación de tercio distal y medio se la realiza cuando la muñeca está muy estropeada o no es posible hacer la amputación en esa zona obteniendo un buen muñón, y la amputación tercio proximal se la realiza de 3 a 5 cm desde el codo para no perder la articulación de este.

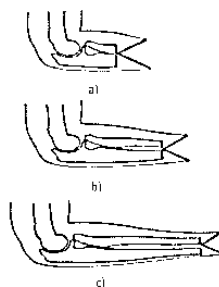


Figura 8. Amputación. a) Tercio proximal, b) Tercio medio y c) Tercio distal.

Fuente: (Sobrevilla, 2009)

1.4 Prótesis robóticas.

El avance en el diseño de los distintos tipos de prótesis está directamente relacionado con el avance de la ciencia y tecnología en el manejo de nuevos materiales para la fabricación, así como el desarrollo tecnológico en la biomecánica del cuerpo humano (Dorador González, Ríos Murillo, Flores Luna, & Juárez Mendoza, 2004).

Una prótesis es un dispositivo desarrollado con la intención de mejorar o reemplazar una función, una porción o un miembro del cuerpo humano afectado, por lo que, una prótesis para la persona con amputación, también colabora con el desarrollo psicológico, creando un ambiente de conformidad al paciente al recobrar movilidad de su miembro amputado y tener un aspecto agradable

1.4.1 Tipos de sistemas de prótesis artificiales de mano.

La elección del tipo de prótesis adecuada a utilizar desempeña un papel muy importante en el nivel de amputación que se requiera tratar. De acuerdo a los requerimientos del paciente, se elige el mejor dispositivo que se acople a las características del paciente.

1.4.2 Prótesis estéticas.

También llamadas prótesis pasivas, pues solo cubren un aspecto más estético. Para la fabricación de estas prótesis se emplean materiales como: PVC rígido, látex flexible o silicona. Estos materiales se caracterizan por ser livianos y no necesitan de un mantenimiento excesivo, porque tienen pocos elementos móviles que otros tipos de prótesis (Bowers, 2005). En la Figura 9 se muestran algunas prótesis estéticas.



Figura 9. Prótesis cosméticas.

Fuente: (Bowers, 2005)

1.4.3 Prótesis Mecánica.

Las prótesis mecánicas son dispositivos que se utilizan con la intención de abrir o cerrar voluntariamente a través de un arnés el cual se encuentra sujetado alrededor de los hombros de la persona con amputación. Estos dispositivos se cubren con un guante para dar a la persona una apariencia un poco más estética, pero se limita el agarre de los objetos grandes y redondos (Smith, 2007).

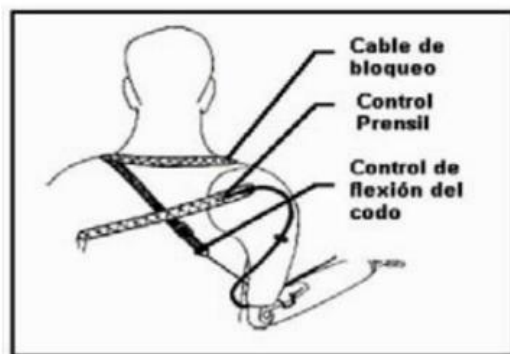


Figura 10. Prótesis mecánica.

Fuente: (Loaiza, 2012).

1.4.4 Prótesis Eléctrica.

Se caracterizan por utilizar motores eléctricos para su movilidad además de contar con baterías recargables. Existe la posibilidad de controlarlas mediante; control de servo, un interruptor con su arnés. El precio para adquirir este tipo de prótesis es elevado, además de un mantenimiento relativamente más complejo (Dorador González, Ríos Murillo, Flores Luna, & Juárez Mendoza, 2004).



Figura 11. Prótesis de mano eléctrica.

Fuente: (Loaiza, 2012).

1.4.5 Prótesis Neumática.

Este tipo de prótesis son accionadas por medio de ácido carbónico comprimido, este ácido proporciona un alto grado de energía. Además, presenta inconvenientes en sus aparatos y accesorios, y riesgo en el uso de este tipo de ácido. (Loaiza & Arzola, 2011).

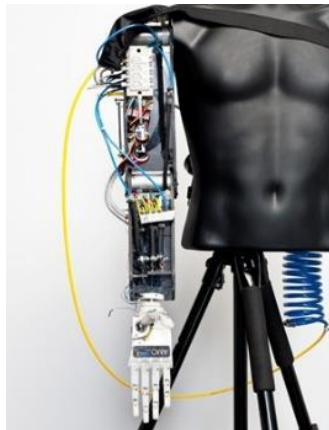


Figura 12. Prótesis Neumática.

Fuente: (Trout, 2011).

1.4.6 Prótesis Mioeléctricas.

Actualmente son el tipo de prótesis con un alto grado de rehabilitación, debido a que tiene un mejor aspecto estético, su gran fuerza y prensión. El control mioeléctrico es probablemente el más utilizado en el desarrollo de nuevas prótesis. Su funcionamiento se basa en las contracciones musculares donde, se produce una pequeña señal eléctrica. Esta señal es muy pequeña se encuentran en el orden de los micro voltios y se receptan mediante la utilización de electrodos superficiales los cuales tienen contacto con la piel.

En este tipo de prótesis tienen una gran ventaja la cual es que sólo requieren que el paciente flexione sus músculos para poder activarla, además tiene la ventaja de que elimina el uso de arnés. Sin embargo, tienen su respectiva desventaja la cual es que usan baterías las cuales tienen que ser recargadas periódicamente y reemplazarlas con el paso del tiempo (Quinayás Burgos , 2010).

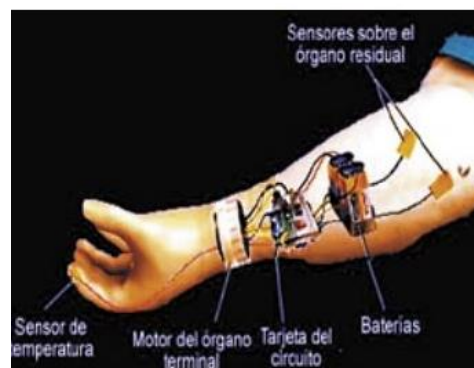


Figura 13. Configuración básica de una prótesis mioeléctrica.

Fuente: (Loaiza, 2012).

1.4.7 Prótesis Híbridas.

Este tipo de prótesis combinan la acción del cuerpo humano con el accionamiento de un sistema eléctrico. Es mayormente utilizado en prótesis transhumerales las cuales son amputaciones por encima del codo, donde generalmente el codo es accionado por el cuerpo humano y el elemento terminal que puede ser un gancho o una mano es de accionamiento mioeléctrico (Loaiza & Arzola, 2011).

1.4.8 Evolución tecnológica de las prótesis de mano

La intención en un futuro es de implementar una iniciativa en la investigación y desarrollo en nuevos materiales que mejoren sus características como resistencia y

durabilidad. Que junto a la implementación de sistemas de control y elementos de control más robustos posibiliten una mejor apariencia y funcionalidad al de una mano natural.

El siglo XXI ha visto un florecimiento en estas tecnologías gracias a los avances en robótica, inteligencia artificial, informática e impresión 3D. Las nuevas prótesis no sólo facilitan la vida a personas que han perdido una extremidad: también permiten que los paralíticos vuelvan a caminar e incluso que bebés con enfermedades incurables sobrevivan hasta adultos (El Confidencia, 2016).

1.4.9 Prótesis biónica I-Limb ultra revolution.

Desarrollada por la empresa Touch Bionics que a su vez es una mejorada versión de su mano biónica a la que ha añadido un dedo pulgar con más posibilidades de movimiento, lo que se une a la movilidad total de cada uno de los apéndices.

Pero más llamativo resulta la función que permite seleccionar desde un smartphone uno de los 24 modos de funcionamiento de la mano, así como tareas de mantenimiento, diagnóstico y tutoriales de la propia mano.

Esa función de la mano automatizada y que se llama Quick Grips no impide que la mano sea controlada de la forma tradicional, es decir, usando las señales que los músculos del brazo le envían a la prótesis. Pero resulta interesante, especialmente para quienes empiezan a manejar la mano biónica, disponer de un acceso directo a posiciones predefinidas de la mano para tareas comunes, lo que seguramente ayude al aprendizaje de su manejo y a no desesperar (Penalva, 2013).



Figura 14. Prótesis biónica I-Limb ultra revolution.

Fuente: (Penalva, 2013).

1.4.10 Prótesis BeBionic 3.

La prótesis BeBionic3, fabricada por RSLSTEEPER, es un brazo biónico de tecnología punta, su aspecto es la de un brazo recubierto con fibra de carbono, y además puede mover los 5 dedos, su pulgar tiene dos posiciones además de incluir rotación de la muñeca. Esta prótesis es la más parecida a una mano real, el usuario puede realizar acciones cotidianas sin la ayuda de ninguna otra persona, teniendo la capacidad de escribir, utilizar el mouse del ordenador, teclear, abrir botellas y muchas cosas más. (Alviz, 2012).



Figura 15. Prótesis BeBionic 3.

Fuente: (Alviz, 2012).

1.5 Señales mioeléctricas.

Una señal mioeléctrica, es un impulso eléctrico que produce contracción de las fibras musculares en el cuerpo. Las señales mioeléctricas tienen frecuencias que varían de unos pocos hercios a unos 300 Hz, y una tensión que varía entre el orden de los micro voltios y menores a 10 milivoltios. Las señales mioeléctricas son de interés para los desarrolladores de dispositivos protésicos, tales como extremidades artificiales (Rouse, 2005). En la Figura 1 se muestra una señal electromiográfica (EMG) típica.

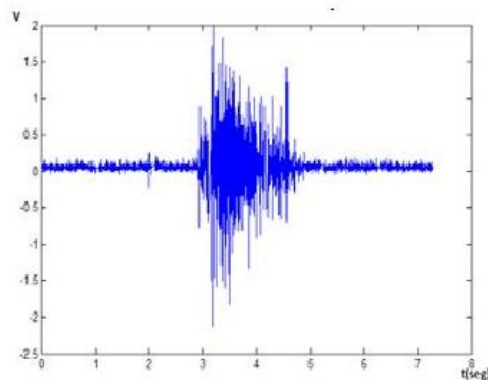


Figura 16. Señal EMG extensión de los dedos, movimiento completo.

Fuente: (Paredes, 2011).

1.6 Procesamiento de la señal mioeléctrica.

La señal EMG registrada desde los electrodos proporciona información sobre la actividad de los músculos correspondientes a cada electrodo, pero en este estado es demasiado difícil de manejar para ser útil para la clasificación. Esto es causado por muchos factores diferentes, como ruido, desplazamiento del electrodo, cambio de conductividad entre la piel y el electrodo o fatiga muscular.

El registro continuo de la actividad muscular produce grandes volúmenes de estos datos ruidosos que serían inadecuados para el control directo de la prótesis y por ello es necesaria realizar ciertos pasos para el procesamiento de la señal. La solución a esto es segmentar los datos, seleccionar una o más características específicas de la señal, aislarlos y usar este segmento procesado para su clasificación. Esto produce conjuntos de datos más pequeños y menos ruidosos que son más adecuados para ser utilizados para la clasificación (Löfving, 2017). Y finalmente se transfieren a un controlador, que incluye cuatro módulos principales:

- **Segmentación de datos:** incluye varias técnicas y métodos que se utilizan para manejar datos antes de la extracción de características para mejorar la precisión y el tiempo de respuesta.
- **Extracción de características:** este módulo calcula y presenta características preseleccionadas para un clasificador. Las características, en lugar de las señales en bruto, se introducen en un clasificador para mejorar la eficiencia de la clasificación. La selección o extracción de características altamente efectivas es una de las etapas más críticas en el diseño de control mioeléctrico.
- **Clasificación:** un módulo de clasificación reconoce patrones de señal y los clasifica en categorías predefinidas. Debido a la complejidad de las señales biológicas y la influencia de las condiciones fisiológicas y físicas, el clasificador debe funcionar de una manera adecuada, además de ser capaz de adaptarse a los modos de operación online como offline.
- **Controlador:** Genera comandos de salida basados en patrones de señal y esquemas de control.

1.6.1 Segmentación de los Datos

Este proceso se define como el rango de adquisición de datos mioeléctricos, sobre el cual se realiza el proceso de extracción de características. El tiempo de procesamiento y la generación de comandos de control deben ser iguales o inferiores a 300 ms (Delis & Ruiz Olaya). De la misma manera, la longitud del segmento debe ser adecuada para un buen desempeño en la clasificación. Una señal mioeléctrica comprende dos estados, un estado transitorio que emana de un estallido de fibras, cuando un músculo pasa del reposo a un nivel de contracción voluntaria y un estado permanente que emana durante una contracción constantemente mantenida en un músculo (Delis & Ruiz Olaya).

Para la segmentación de datos se pueden utilizar dos métodos a través de ventanas disjuntas y superpuestas.

A. Ventanas disjuntas

Se utilizan ventanas de tiempo de varios datos de largo y disjuntas una de otra sí como se muestra en la Figura 17. El cuantificador de la señal EMG se actualiza de la siguiente forma:

- Se toman varios datos.
- Se calculan las características del segmento.
- Se descartan todos los datos.
- Se toman datos nuevos.
- Se calculan las características del segmento a partir de los nuevos datos recibidos.

Se continúa una iteración de esta forma se van actualizando los valores (Eirea, 2015).

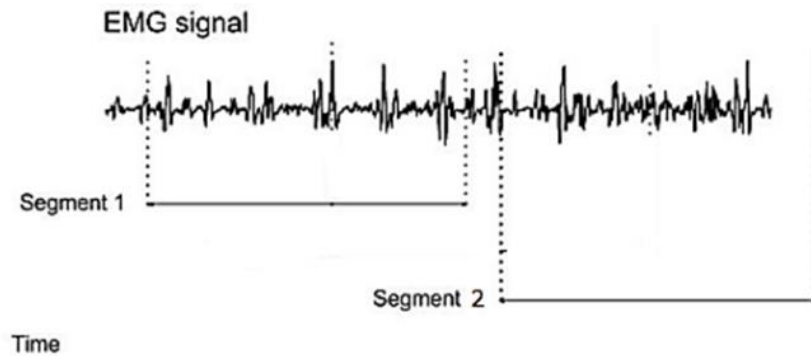


Figura 17. Segmentación ventanas disjuntas.

Fuente: (Eirea, 2015).

B. Ventana deslizante

Otra manera consiste en emplear ventanas de tamaño que no sean disjuntas sino superpuestas como se muestra en la Figura 18. En este caso las características del segmento se realizan como se describe a continuación.

El algoritmo:

- Se tienen varias muestras de la señal mioeléctrica.
- Se calcula la característica del segmento.

En el próximo paso:

- Se obtiene una nueva muestra de la señal EMG y se reemplaza el dato más antiguo por la nueva muestra
- Se calcula la nueva característica del segmento.

En este caso el valor de la característica se actualiza cada vez que se recibe una nueva muestra (Eirea, 2015).

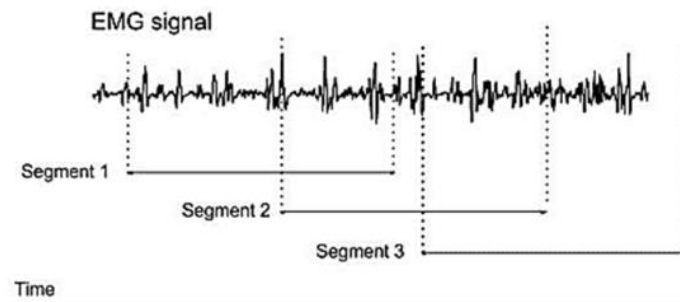


Figura 18. Segmentación ventana deslizante.

Fuente: (Eirea, 2015)

1.6.2 Extracción de Características

Enviar una señal mioeléctrica presentada como una secuencia de tiempo, directamente a un clasificador, no es práctico, debido a la gran cantidad de datos y la aleatoriedad de la señal. Por lo tanto, la secuencia debe mapearse en un vector de dimensión más pequeña, que se denomina vector característico. El éxito de cualquier problema de reconocimiento de patrones depende casi por completo de la selección y extracción de características, estas se dividen en tres categorías: dominio de tiempo, dominio de frecuencia (espectral) y dominio de tiempo-frecuencia. Las primeras dos categorías son las más utilizadas en el control mioeléctrico, debido a que las características en el dominio tiempo-frecuencia por su alta dimensión no pueden ser usadas directamente (Delis & Ruiz Olaya).

A. Características en el dominio del tiempo.

Debido a su simplicidad computacional, las características del dominio del tiempo son las más populares en la clasificación mioeléctrica y se basan en la amplitud de la señal. La amplitud indica la energía de la señal, el nivel de activación, la duración y la fuerza. Está influenciado por factores tales como la ubicación de los electrodos, el grosor de los tejidos, la distribución de las unidades motoras en la fibra muscular, las

velocidades de conducción muscular y el sistema de detección utilizado para adquirir la señal (Oskoei & Hu).

Entre las características más utilizadas para la extracción de características en el dominio del tiempo, se encuentran las descritas a continuación:

- **Valor absoluto medio (VAM)**

Es una de las técnicas más utilizadas en el análisis de señales mioeléctricas, especialmente en la detección para el control de prótesis y exoesqueletos, constituye una forma fácil de registrar los niveles de contracción del músculo (Delis & Ruiz Olaya). Este se define como el valor absoluto medio de la señal mioeléctrica en un segmento i de longitud N , y se define como:

$$VAM = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |x_i|$$

- **Variancia de la señal mioeléctrica (VAR)**

La variancia es una medida de la potencia de la señal mioeléctrica. Se define como un promedio del valor cuadrático de la desviación estándar de la variable. (Delis & Ruiz Olaya). Por tanto, la variancia de la señal mioeléctrica puede definirse como:

$$VAR = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N x_i^2$$

- **Raíz Media Cuadrática (RMS)**

La raíz media cuadrática es otra de las técnicas más utilizadas para el análisis de las señales mioeléctricas. Este parámetro permite caracterizar la señal de acuerdo con el estimado de energía, relacionada con la amplitud en cierto intervalo de tiempo. Puede definirse como:

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2}$$

C. Características en el dominio de la frecuencia

El espectro de la señal mioeléctrica refleja la razón de activación de las unidades motoras por debajo de 40 Hz y la morfología de los potenciales de acción que viajan a lo largo de la fibra muscular por encima de 40 Hz. La señal mioeléctrica en bajos niveles de 15% a 25% de las contracciones máximas voluntarias es asumida como estacionaria. De igual forma, para contracciones de tiempo corto de 20 ms a 40 ms. Para altos niveles de 60% a 80% de contracciones máximas voluntarias, su comportamiento es localmente estacionario por un período de 500 ms a 1500 ms.

Las características en el dominio de la frecuencia se basan de métodos de estimación paramétricos y no paramétricos, (Delis & Ruiz Olaya). A continuación, se revisan brevemente los más utilizados en el control mioeléctrico:

- **Coeficientes de los Modelos Auto regresivos (AR)**

El modelo auto regresivo es un modelo predictivo el cual describe cada muestra de la señal mioeléctrica como una combinación lineal de las muestras anteriores x_{i-p} , añadiendo un término de error con ruido (Delis & Ruiz Olaya). El modelo es básicamente expresado de la siguiente forma:

$$x_i = \sum_{i=1}^N a_p x_{i-p} + w_i$$

Donde:

p es el orden del modelo auto progresivo.

- **Coeficientes Ceptrales**

El análisis cepstral se define como la transformada de Fourier inversa del logaritmo de la magnitud del espectro de potencia de la señal. De la misma forma que los coeficientes auto regresivos, los coeficientes del análisis cepstral son utilizados como vectores característicos. Para una función de transferencia, que contiene polos, el primer coeficiente cepstral se puede obtener directamente a partir de los coeficientes AR ($a_1 \dots a_p$) de un modelo de orden p-ésimo. Teniendo en cuenta lo anterior, se pueden derivar el resto, (Delis & Ruiz Olaya). Utilizando la siguiente expresión:

$$c_1 = -a_1;$$

$$c_p = -a_p - \sum_{l=1}^{p-1} \left(1 - \frac{1}{p}\right) a_p c_{p-l}$$

Donde,

c_p : es el orden

p: enésimo de los coeficientes del análisis cepstral y $1 \leq l \leq P$.

Los criterios de selección del orden de los coeficientes AR, pueden ser aplicables para la implementación del análisis cepstral (Delis & Ruiz Olaya).

D. Características en el dominio tiempo-frecuencia

Las señales mioeléctricas contienen varias propiedades transitorias. La transformada discreta de Fourier de tiempo cortó mapea una señal como una función de dos dimensiones, pero solo se obtiene información con exactitud limitada, determinada por el tamaño del segmento de análisis. La transformada wavelet es uno de los métodos comúnmente utilizados en el dominio tiempo-frecuencia, que a partir

de los coeficientes en el dominio transformado permiten extraer información característica. Además, que el análisis wavelet puede comprimir y eliminar ruido en la señal sin una apreciable degradación. Estas técnicas suelen ser más robustas y precisas debido a su proceso de análisis pueden eliminar ruidos potenciales de la señal mioeléctrica efectivamente. Sin embargo, representan un alto costo computacional, siendo una limitante para las implementaciones en tiempo real (Delis & Ruiz Olaya).

1.6.3 Clasificación

Las características extraídas necesitan ser clasificadas en clases distintivas para el reconocimiento de los patrones de movimiento deseados. Debido a la naturaleza de las señales mioeléctricas, es razonable esperar una gran variación en el valor de una característica particular.

Además, existen factores externos, como cambios en la posición del electrodo, fatiga y sudor, que provocan cambios en el patrón de señal a lo largo del tiempo. Un clasificador debería ser capaz de hacer frente a tales patrones variables de manera óptima, así como también evitar el sobreajuste. La clasificación debe ser lo suficientemente rápida, para cumplir con las restricciones en tiempo real. Un clasificador adecuado debe ser eficiente para clasificar los patrones novedosos; la capacitación en línea puede mantener la estabilidad del rendimiento de la clasificación en el funcionamiento a largo plazo.

1.7 Tarjetas controladoras.

Son tarjetas de desarrollo electrónicas basadas tanto en hardware como en software que permiten el desarrollo de proyectos electrónicos en entornos interactivos.

Existen diferentes tipos de tarjetas en el mercado dependiendo de las características de las que están constituidas y de las aplicaciones en las que se pueda usar. Como las que se menciona a continuación.

1.7.1 BeagleBone.

Es un ordenador de dimensiones pequeñas basado en software libre, permitiendo ejecutar un sistema operativo como como Ubuntu o Android 4.0. permite utilizar lenguajes de programación de alto nivel como C++, Java y Node.js. El modelo BeagleBone Black tiene características muy optimas tales como un procesador AM335x 1 GHz ARM cortex A8, además de una memoria RAM DDR3 de 512 MB, acelerador gráfico 3D, conexión Ethernet, HDMI y un puerto USB

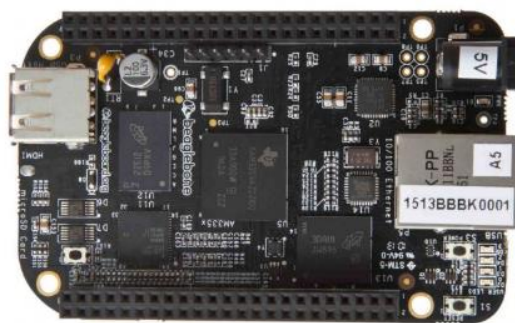


Figura 19. Beaglebone.

Fuente: (Parra, 2015).

1.7.2 Nanode.

La Nanode es una evolución del Arduino, que permite a este conectarse al Internet a través de protocolos API y además puede ser utilizado como servidor de páginas web, permitiendo que usuario configure su dispositivo. De igual forma que el Arduino, se programan con el mismo entorno de desarrollo y es de código abierto, estando disponible para que se pueda programar desde cualquier sistema operativo (MAC, Linux y Windows) (Lozano, 2013).

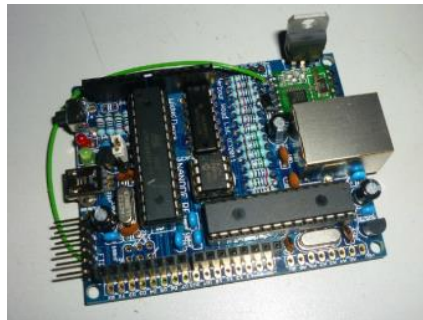


Figura 20. Nanode.

Fuente: (Lozano, 2013).

1.7.3 Arduino.

Arduino es una plataforma de hardware y software de código abierto, basada en una sencilla placa con entradas y salidas, analógicas y digitales, en un entorno de desarrollo que está basado en el lenguaje de programación libre. El proyecto fue concebido en Italia en el año 2005 por el zaragozano David Cuartielles, ingeniero electrónico y docente de la Universidad de Mälmo (Suecia) y Massimo Banzi, italiano, diseñador y desarrollador Web (Amangandi , 2012).

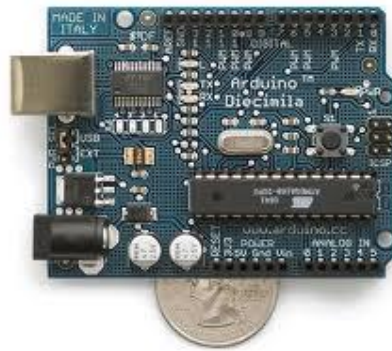


Figura 21. Arduino.

Fuente: (Amangandi , 2012).

1.8 Sensores.

Una de las acciones más complejas a identificar son la actividad motora y sensorial que es la capacidad de agarrar y sentir con la mano. La fuerza que se emplea en la sujeción de un objeto está identificada por la información del tacto, de esta manera se ejerce la fuerza necesaria para sujetarlo sin que el objeto resbale, y sin ocasionar un esfuerzo demasiado grande. Este tipo de control se lo realiza actualmente en la mayoría prótesis mediante la utilización de sistemas de visión, se debe considerar que, esto manejo supone que la prótesis no sería posible de utilizar sin dicho sistema de visión (Quinayás Burgos , 2010).

1.8.1 Sensores de fuerza resistivo (FSR).

El sensor de fuerza resistivo (FSR) es un dispositivo de película de polímero (PTF) que presenta una disminución de su resistencia cuando se aplica una fuerza a la superficie. Su sensibilidad a la fuerza está optimizada para uso en el control por tacto. (Carrión, Ochoa, & Valverde, 2009).



Figura 22. Sensor de fuerza resistivo (FSR).

Fuente: (Zambeca, 2017).

1.8.2 Sensores mioeléctricos.

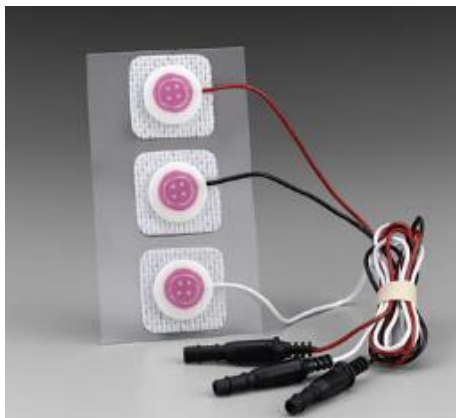


Figura 23. Electroodos para mediciones de señales mioeléctricas.

Fuente: (Fontán, 2013).

Tienen la capacidad de percibir el impulso eléctrico que genera un músculo, y por medio un procesamiento de señal como, amplificación y filtrado se recepta de mejor manera. En un movimiento natural siempre hay un músculo que ejerce mayor fuerza, midiendo su impulso se puede ordenar a la prótesis la actividad que deseemos que realice. Por ejemplo, es suficiente aplicar una fuerza sobre un músculo con electrodos para indicar que queremos dar un paso con la pierna izquierda, el algoritmo de control se encargara de dar las órdenes a los motores para que proceda a moverse y realice la actividad que se está ordenando. (Fontán, 2013).

1.8.3 Sensor magnético unipolar Hall como sensor de posición.

Los sensores magnéticos unipolares tienen una grande aplicación en la industria, ya que se los puede utilizar como sensores de posición, esto gracias a que solo se necesita de un polo de un imán para detectar la señal, esta característica permite realizar muchas configuraciones dependiendo la necesidad que se requiera. Estos sensores en su funcionamiento mantienen un estado alto y al momento de la detección de un campo magnético este cambia a estado bajo, hasta el momento que se retira el mismo.

1.9 Metodología de diseño.

La metodología de diseño Mecatrónico se basa en un enfoque concurrente, en lugar de secuencial, para el diseño de la disciplina, resultando en productos con más sinergia.

La rama de ingeniería llamada ingeniería de sistemas utiliza un enfoque concurrente para el diseño preliminar. En cierto modo, la mecatrónica es una extensión del enfoque de ingeniería del sistema, pero se complementa con sistemas de información para guiar el diseño y se aplica en todas las etapas del diseño.

La mecatrónica es una sinergia en la integración de sistemas mecánicos, eléctricos e informáticos con sistemas de información para el diseño y fabricación de productos y procesos. La sinergia se genera por la combinación correcta de parámetros; el producto final puede ser mejor que la suma de sus partes.

Los productos mecatrónicos presentan características de rendimiento que antes eran difíciles de conseguir sin la combinación sinérgica (Abdelhameed, 2014).

1.9.1 V-Modell según VDI 2206.

El desarrollo de sistemas mecatrónicos se basa en la norma VDI 2206 la cual sigue las siguientes etapas: el diseño del sistema, el diseño específico según la disciplina y la integración del sistema y describe el proceso de desarrollo multidisciplinario de productos mecatrónicos (García Negrín, 2013).

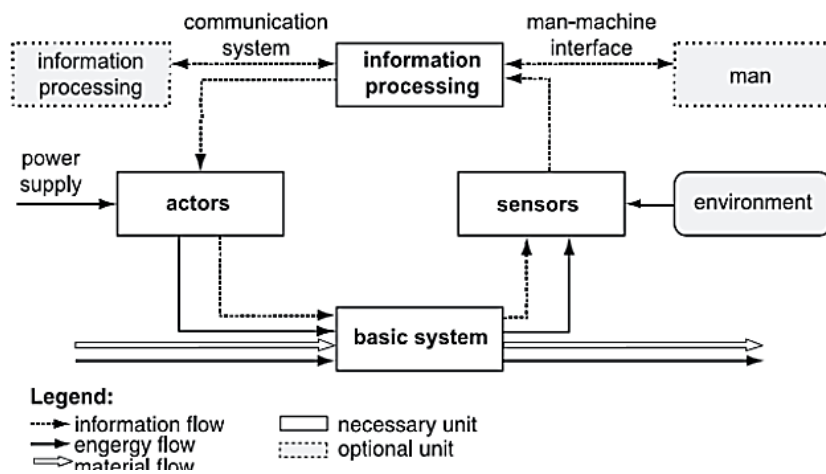


Figura 24. Estructura básica de un sistema Mecatrónico.

Fuente: (Abdelhameed, 2014).

Principales procedimientos:

- Requisitos.
- Diseño del sistema.
- Diseño específico del dominio.
- Modelado y análisis de modelos.
- Integración de sistemas.
- Verificación de propiedades.

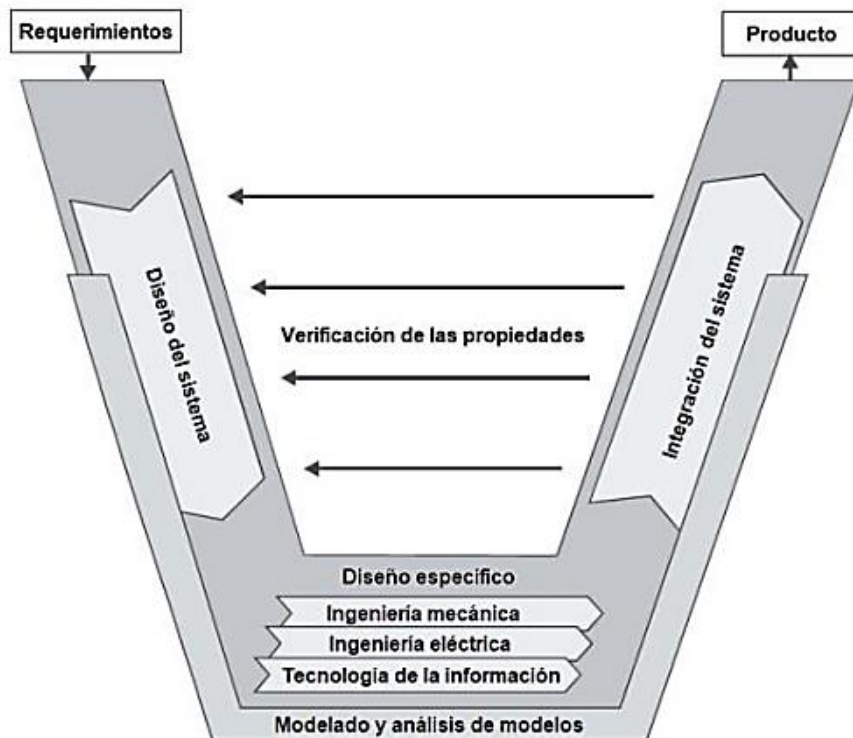


Figura 25. Modelo en V

Fuente: (Abdelhameed, 2014).

La norma VDI 2206 conceptualiza el diseño para sistema mecatrónicas, se basa en los requisitos que debe cumplir el producto, donde se procede a una primera etapa de conceptualización en la cual se definen los subsistemas con una determinada función a cumplir, los cuales se van desarrollando en forma específica cada uno de ellos en la siguiente fase la cual es la fase de diseño. Posteriormente se integra el sistema y se realizan las diferentes pruebas para la verificación de sus propiedades, en la Figura 25 se observa el proceso de diseño que conforma la norma VDI 2206 o también llamada modelo en V (Gehrke, 2005) , (García Negrín, 2013).

CAPÍTULO II

METODOLOGIA Y DISEÑO

En el capítulo 1 del presente trabajo se encuentra detallado la metodología de Modelo en V para sistemas mecatrónicos, así que en este capítulo se desarrolla paso a paso la estructura que tiene esta metodología para el cumplimiento del proyecto. Esta metodología permite tener una guía para la realización de proyectos mecatrónicos, pero teniendo en cuenta que no es obligatorio seguir cada paso si no que tenga relación una con otra.

2.1 Requerimientos del sistema

Las prótesis que existen en la actualidad han evolucionado de acuerdo a las necesidades de los pacientes permitiéndoles adaptarse a las mismas y mejorar el aspecto psicológico que deja el perder un miembro superior. Estas necesidades que el paciente presenta van desde el aspecto estético a la funcionalidad de la prótesis para realizar alguna actividad.

Por lo tanto, se han realizado varias investigaciones para evaluar cuáles son las necesidades prioritarias que un paciente requiere y dependiendo de estas, se selecciona el tipo de prótesis que mejor se adapte al paciente.

Según (Oyala Escobar, Cortes Rodríguez, & Duarte Velasco, 2005) los requerimientos del usuario prioritario se muestran en la Tabla 1:

Tabla 1
Requerimientos del usuario.

Grado de importancia (gi)	Peso absoluto (wi)	Requerimientos prioritarios (zi)
Realizar apertura y cierre	Fácil de quitar y colocar	Fácil de quitar y colocar
Buena fuerza de prensión	Realizar apertura y cierre	Realizar apertura y cierre
No se desajuste	Apariencia natural	Durable
Fácil de quitar y colocar	Durable	Manejar auto
Prensión en movimientos	Apto para diferentes trabajos	Apariencia natural

Fuente: (Oyala Escobar, Cortes Rodríguez, & Duarte Velasco, 2005).

Lo que nos quiere decir el autor es que algunos de los requerimientos establecidos se van cubriendo durante la realización de la prótesis como lo muestra la Tabla 1, en la parte de requerimientos prioritarios, estos no son los mismos con los que se inició.

Así mismo (Pinto Garcia & López Hidalgo, 2017) en su trabajo expone los siguientes requerimientos realizados a través de una encuesta.

- El prototipo de prótesis de mano biónica debe ser lo más estética dable.
- Ligera.
- Capaz de manipular objetos.
- Controlada automáticamente.
- Fácil operación.
- Bajo valor económico.

Los requerimiento marcados como relevantes en una prótesis de mano son: agarre seguro y estable, fácil de alinear para agarrar objetos, buena visibilidad al tomar objetos, mínima cantidad de acciones para alinear la muñeca, capacidad para sostener objetos de diferentes formas, entre otras (Loaiza & Arzola, 2011).

De la investigación realizada podemos darnos cuenta que existen requerimientos que se repiten o tienen relación, permitiéndonos tomarlos como requerimientos generales para el desarrollo del tema como se muestra en la Tabla 2.

Tabla 2
Requerimientos generales.


Núm.	Requerimientos	Importancia.	
1	Prótesis de mano	Apariencia natural. (Estética y Ergonómica)	5
2	Prótesis de mano	Ligera y durable.	4
3	Prótesis de mano	Manipulación de objetos con agarre seguro y estable.	4
4	Prótesis de mano	Controlada automáticamente.	5
5	Prótesis de mano	Fácil de colocar y retirar	3
6	Prótesis de mano	Fácil operación.	3

Nota: Donde el numero 5 es el grado de mayor importancia y el numero 1 el grado de menor importancia.

En la Tabla 2 se detallan los requerimientos establecidos para la realización de la prótesis de mano con su respectivo grado de importancia, indicando cual requerimiento es de primordial cumplimiento. Así mismo para el cumplimiento de estos requerimientos se necesita describir los elementos que intervienen en estos (Tabla 3) y convertirlas a parámetros de ingeniería mediante métricas (Tabla 4).

Tabla 3
Detalle de elementos.

Requerimientos.	Elementos.
Apariencia natural. (Estética y Ergonómica)	Dimensiones antropomórficas. Textura o recubrimiento. Material.


Continua 

Ligera y durable.	Material. Estructura. Pruebas de caída.
Manipulación de objetos con agarre seguro y estable.	Estructura. Actuadores. Sensores
Controlada automáticamente.	Sensores. Actuadores.
Fácil de colocar y retirar	Dimensiones antropomórficas. Estructura.
Fácil operación	Botón de encendido y apagado. Indicador de batería.

En la Tabla 4 se detallan las métricas para un mejor entendimiento de los requerimientos.

Tabla 4
Métricas.

Núm. Métrica	Núm. de requerimiento.	Métrica	Imp.	Unidad.
1	3,4	Velocidad de los actuadores	5	Rpm.
2	3,4,6	Respuesta de los datos	5	Sg.
3	3,5	Fuerza de agarre	4	N.
4	3	Perímetro de prensiones.	3	mm.
7	1,2	Ubicación de los sensores de fuerza.	4	mm.
8	3,4,5	Repetitividad de movimientos.	3	ciclos.
9	1,2,5	Dimensiones de la mano.	5	mm.
10	1,2	Masa total.	3	Kg.
11	3,4,6	Tiempo de uso hasta la próxima carga.	3	Hrs.
12	1,4,5,6	Costo.	2	\$\$
13	3,4	Capacidad de carga de los actuadores.	4	N-mm
14	3,4	Sensibilidad de los sensores de fuerza.	4	DataSheet

Continua 


15	1,2,5	Resistencia del material.	2	kN.
16	3,4	Tiempo de calibración de sensores.	4	Min.
17	3,4	Lectura de datos de los sensores.	4	mV

Nota: Donde el numero 5 es el grado de mayor importancia y el numero 1 el grado de menor importancia.

Las Tablas descritas anteriormente nos indican un enfoque más claro de cuáles son los requerimientos que se deben cubrir primordialmente, mostrado por el grado de importancia que se les da. Y como se habló anteriormente existen ciertos requerimientos que se cumplen durante la realización del proyecto, esto es debido a que muchos de los elementos descritos en la Tabla 3 se repiten y tiene relación, como es el caso de la “estructura” que se repite en los requerimientos 2, 3 y 5. Al ir desarrollando el requerimiento 2 se estará cubriendo de forma paralela el requerimiento 3 y 5. Así mismo la Tabla 3 se relaciona con la 4 debido a que en esta última nos indica parámetros medibles de la mayor parte de los elementos de la Tabla 3, permitiéndonos especificar y seleccionar de manera general los componentes que se incluirán en la prótesis de mano (Véase la Tabla 5).

Tabla 5
Matriz de selección de componentes parte 1.

Criterios de selección.	Actuadores		Tarjeta de control	
	Servomotores	Micromotores	Arduino	Rasberry Pi
Facilidad de manejo.	4	4	5	4
Facilidad de instalar.	5	5	5	4
Fácil reposición de piezas dañadas	3	3	4	4
Dimensiones pequeñas.	3	5	5	3
Alto torque.	4	4	0	0
Máxima velocidad	3	5	0	0

Continua 

Consumo de energía.	5	4	4	3
Peso mínimo	3	5	5	3
Procesamiento de información.	0	0	4	4
Total	30	35	32	25

Nota: La Tabla está compuesta de calificaciones para la selección siendo el numero 5 el de mayor rango y 1 el de menor.

En la Tabla 5 los componentes que obtuvieron el mayor puntaje son los micromotores el que obtuvo mayor puntaje 35/40, sobre 40 debido a que un criterio no aplica para este componente, y por último el arduino con un puntaje de 32/35, sobre 35 ya que dos criterios no aplican para este componente.

Tabla 6

Matriz de selección de componentes parte 2.

Criterios de selección.	Sensores de fuerza		Sensores de posición		Sensor Muscular	
	FSR	Galgas	Efecto Hall	Infrarrojo	EMG	MyoArm
Facilidad de manejo.	5	3	5	4	5	5
Facilidad de instalar.	5	3	4	3	4	4
Precisión.	4	3	5	3	3	5
Dimensiones pequeñas.	5	2	5	3	5	4
Facilidad de lectura.	5	3	4	3	3	5
Consumo de energía.	5	2	4	4	3	4
Peso mínimo	5	2	5	4	4	3
Procesamiento de información.	4	3	4	4	3	5
Total	38	21	36	28	30	35

Nota: La Tabla está compuesta de calificaciones para la selección siendo el numero 5 el de mayor rango y 1 el de menor.

En la Tabla 6 se muestra que sobre 40 puntos los componentes con mayor puntaje son FSR, Efecto Hall y MyoArm con 38, 36 y 35 puntos respectivamente. Estos componentes seleccionados se detallan en el Anexo A.

2.2 Diseño del sistema

La estructura básica del sistema Mecatrónico para este proyecto se detalla en la Figura 26:

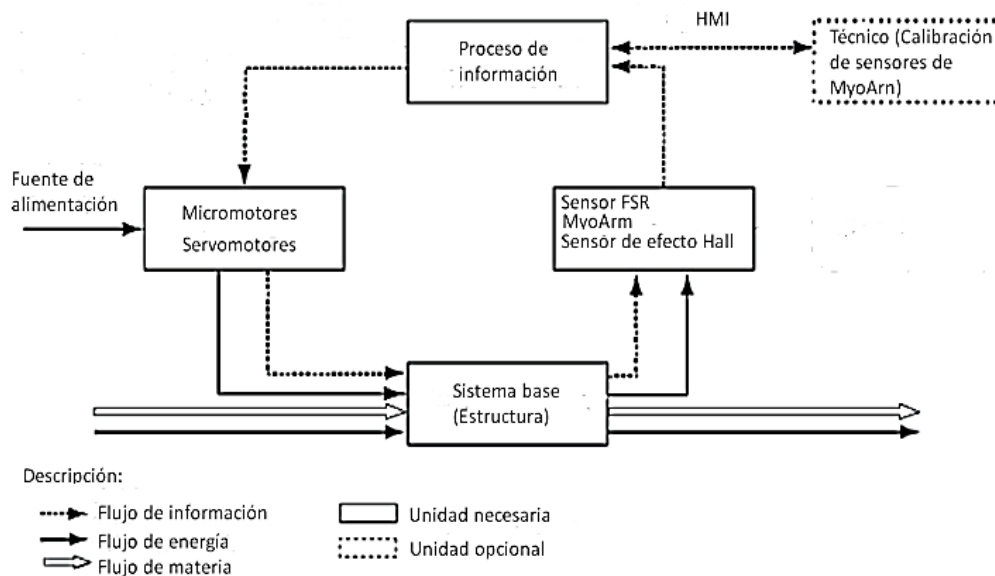


Figura 26. Estructura básica de la prótesis de mano biónica.

Descripción:

- La fuente de alimentación que se utiliza es una batería Li Po con buenas especificaciones tanto energética como de dimensiones, ya que al tener una menor dimensión permite realizar un mejor diseño.

- Los actuadores utilizados son micro motores y servomotores que son los encargados de accionar los sistemas de movimiento para que el prototipo de prótesis de mano realice una prensión.
- La estructura mecánica tiene la función de soportar todos los componentes eléctricos, electrónicos y mecánicos, y para este caso también permite la movilidad de la prótesis, respetando en el diseño las dimensiones antropométricas.
- Como sensores tenemos primeramente los FSR que miden la fuerza aplicada en las yemas del dedo índice, medio y pulgar. El brazalete MyoArm posee sensores musculares EMG que registran los datos que el usuario emite. Y por último los sensores de efecto Hall que son utilizados como finales de carrera en el movimiento de extensión de los dedos.
- El HMI será utilizado solo por una vez por el técnico para la obtención de datos de las señales mioeléctricas, la cual será una computadora.
- El proceso de información está encargado por un Arduino, en el cual se cargan todas las funciones que la mano va a realizar.

2.3 Diseño específico.

El diseño específico está dividido en tres partes, el diseño mecánico, el diseño eléctrico - electrónico y el diseño del control que detallan posteriormente uno a uno.

2.3.1 Diseño mecánico.

A. Diseño en software CAD

El diseño del prototipo de la prótesis de mano biónica se basa en la norma internacional de antropometría DIN 33402 (Ergonomics – Humans Body Dimensions – Part 2), debido a que en el Ecuador no se ha realizado un estudio de la antropometría de la población.

En (Melo, 2012) se detallan ciertas medidas antropométricas de esta norma, tomando en consideración para el proyecto las medidas para hombres que se encuentran en el percentil del 50% para el diseño.

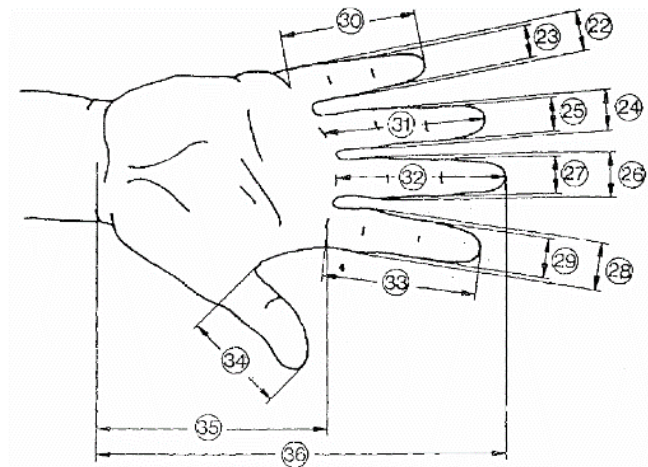


Figura 27. Antropometría de la mano según la norma DIN 33402(Parte1)

Fuente: (Melo, 2012).

Tabla 7

Detalle de las dimensiones de la mano (Parte 1)

Núm.	Dimensiones en cm.	Hombres 50%
22	Ancho del meñique en la palma de la mano	1.7
23	Ancho del meñique próximo de la yema	1.5

Continua



24	Ancho del dedo anular en la palma de la mano	2.0
25	Ancho del dedo anular próximo de la yema	1.7
26	Ancho del dedo mayor en la palma de la mano	2.1
27	Ancho del dedo mayor próximo de la yema	1.8
28	Ancho del dedo índice en la palma de la mano	2.1
29	Ancho del dedo índice próximo de la yema	1.8
30	Largo del dedo meñique	6.2
31	Largo del dedo anular	7.7
32	Largo del dedo mayor	8.3
33	Largo del dedo índice	7.5
34	Largo del dedo pulgar	6.7
35	Largo de la palma de la mano	10.9
36	Largo total de la mano	18.6

Fuente: (Melo, 2012).



Figura 28. Antropometría de la mano según la norma DIN 33402(Parte 2)

Fuente: (Melo, 2012)

Tabla 8

Detalle de las medidas de la mano (Parte 2)

Núm.	Dimensiones en cm.	Hombres 50%
37	Ancho del dedo pulgar	2.3
38	Grosor de la mano	2.8

Fuente: (Melo, 2012).

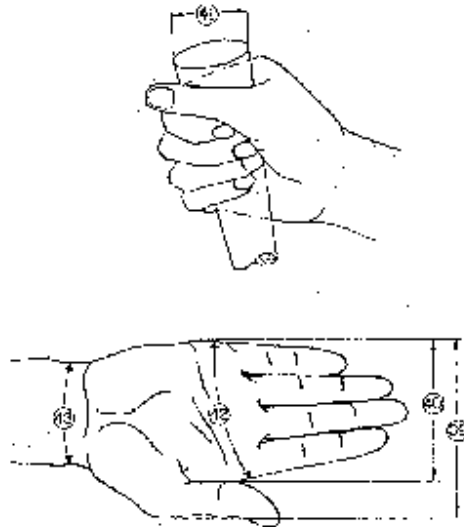


Figura 29. Antropometría de la mano según la norma DIN 33402(Parte 3)

Fuente: (Melo, 2012)

Tabla 9.
Detalle de las medidas de la mano (Parte 3)

Núm.	Dimensiones en cm.	Hombres 50%
39	Ancho de la mano incluyendo el dedo pulgar	10.7
40	Ancho de la mano excluyendo el dedo pulgar	8.5
41	Diámetro de agarre de la mano	13.8
42	Perímetro de la mano	21.0
43	Perímetro de la articulación de la muñeca	17.6

Fuente: (Melo, 2012)

De igual forma para el diseño de la prótesis de mano biónica se dispondrá de ciertos movimientos que la mano humana realiza, teniendo en cuenta que es muy difícil el estudio de los movimientos debido a la rapidez y complejidad, los mismos que se subdividen en tres partes para reflejar de mejor manera los movimientos y funcionalidad de la prótesis.

La primera parte de esta subdivisión agrupa a los movimientos que realizan el dedo índice, medio, anular y meñique, ya que al estar próximos y en una ubicación similar uno con el otro, describen movimientos particularmente idénticos, permitiendo implementar un mismo sistema de movimiento para todos estos dedos. El movimiento que se toma en cuenta es el de flexión y extensión de los dedos (Ver Figura 30).



Figura 30. a) Flexión y b) Extensión de los dedos de la mano.

Fuente: (VALEXA, s.f.)

La segunda subdivisión viene dada por los movimientos que realiza el dedo pulgar, los movimientos de flexión-extensión y el de aducción-abducción (Véase las Figuras 31 y 32).

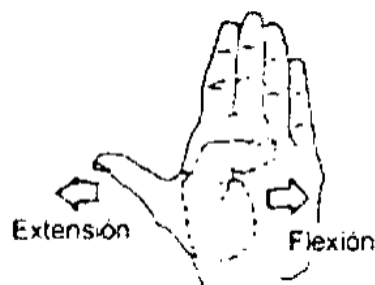


Figura 31. Flexión y Extensión de dedo pulgar.

Fuente: (Estrucplan, 2002)

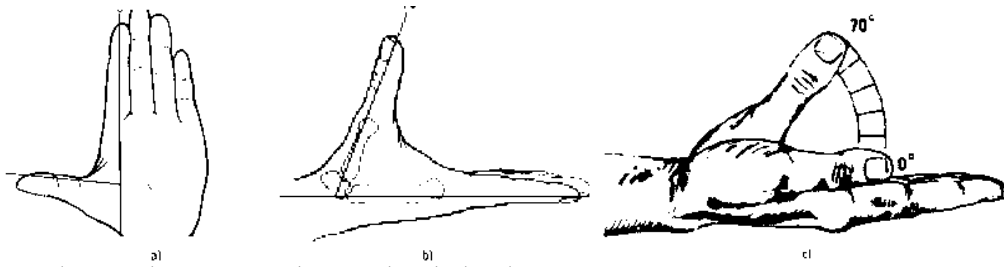


Figura 32. Movimiento de aducción y abducción del dedo pulgar. a) Aducción, b) Abducción y c) Grados de movilidad Aducción-Abducción.

Fuente: (GARCÍA , s.f.) Y (Granados López, 2013).

Y por último tenemos el movimiento de pronación y supinación a partir del codo como punto de flexión, ya que también se puede establecer el hombro como punto de flexión, llegando a una confusión en los movimientos que nos interesa realizar en el diseño. Este movimiento tiene la característica de que es realizado por el antebrazo para que la muñeca pueda girar, pero en personas con amputación transradial este movimiento no se da. Por lo que para el diseño de la prótesis este movimiento se incluye como tal en la muñeca.

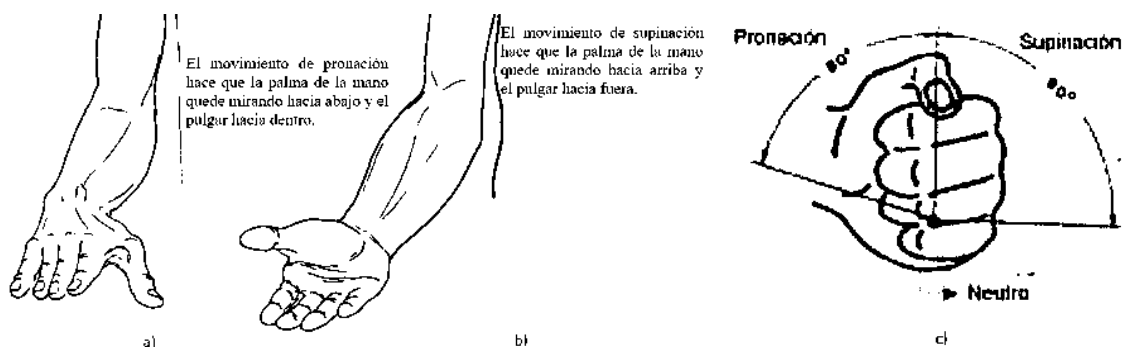


Figura 33. Pronación y supinación del antebrazo. a) Pronación, b) Supinación y c) Grados de Pronación-Supinación de la mano cerrada.

Fuente: (Ah, s.f.) Y (Estrucplan, 2002).

Una vez descrito los tipos de movimientos que intervendrán en la prótesis de mano biónica, es necesario describir un sistema que permita realizar o reflejar con gran similitud estos movimientos, teniendo en cuenta que una mano humana tiene un conjunto complejo de componentes y sistemas que trabajan de manera sincronizada para realizar un movimiento. Estos movimientos son generados mayormente en el antebrazo y es de aquí su complejidad.

Teniendo en cuenta todos estos aspectos existe un gran número de prótesis de mano que reflejan los movimientos mediante sistemas simples y otros complejos, dependiendo también del tipo de actuador que se emplea. Algunos de estos sistemas están libres en la web y hay otros que son privativos generando un costo bajo o alto a las prótesis.

Tabla 10

Alternativas de sistemas para el movimiento de la mano y actuadores

Núm.	Tipo de movimiento.	Alternativa de sistema.	Tipo de actuador.
1	Flexión y Extensión de los dedos de la mano. (Índice, medio, anular y meñique).	Mecanismo de 4 barras.	Micromotor con mecanismo de actuación de cuerda torcida.
2	Flexión y Extensión de dedo pulgar	Mecanismo de 4 barras.	Micromotor con acople de tornillo sin fin y corona.
3	Movimiento de aducción y abducción del dedo pulgar	Sistema de engranes.	Micromotor con acople de engrane frontal- engrane recto.
4	Pronación y supinación del antebrazo reflejado en la muñeca.	Acople de ejes con rodamiento.	Servomotor con acople de engranes paralelos.

En la Tabla 10 se muestra los sistemas para los movimientos de la prótesis, así mismo como los actuadores que se utilizaran en el diseño de la prótesis de mano biónica. Comenzando primero por el diseño del dedo índice, medio, anular y meñique, teniendo en cuenta que para el dedo índice y medio el diseño cambia en la falange distal debido a que en estas partes se colocaran los sensores de fuerza FSR.

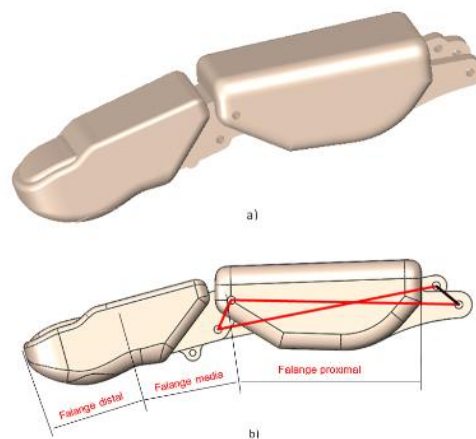


Figura 34. Diseño general del dedo índice, medio, anular y meñique.

La Figura 34 muestra el diseño del dedo índice, medio, anular y meñique, y como está dispuesto el mecanismo de 4 barras en el diseño, donde el eslabón de color negro es fijo y los demás son móviles permitiendo realizar los movimientos de flexión y extensión como se habla en la Tabla 10. También en esta Figura se describe la distribución de las falanges en cada uno de los dedos y como se observa, entre la falange media y distal no existe un punto de movimiento, si no que se realiza el diseño con un ángulo de inclinación para distinguir estas falanges.

La medida del ancho próximo a la yema del dedo índice y medio es de 18mm como se muestra en la Tabla 7 y la medida mínima en toda la yema hasta la punta del mismo es de 14mm por criterio de diseño ya que no existe una medida específica, este último

valor delimita las dimensiones del sensor FSR que debe ser por lo menos 2mm menos que esta medida es decir el sensor FSR no debe tener una medida mayor a 12mm, ya que estos 2mm que se le resta queda como pared para encapsulado del sensor. Teniendo en cuenta este requerimiento se seleccionó un sensor FSR 400 de diámetro de 7.61mm detallado en el Anexo C, mientras que en el diseño se dejó una medida de 10mm para una mejor ubicación como se muestra en la Figura 35.

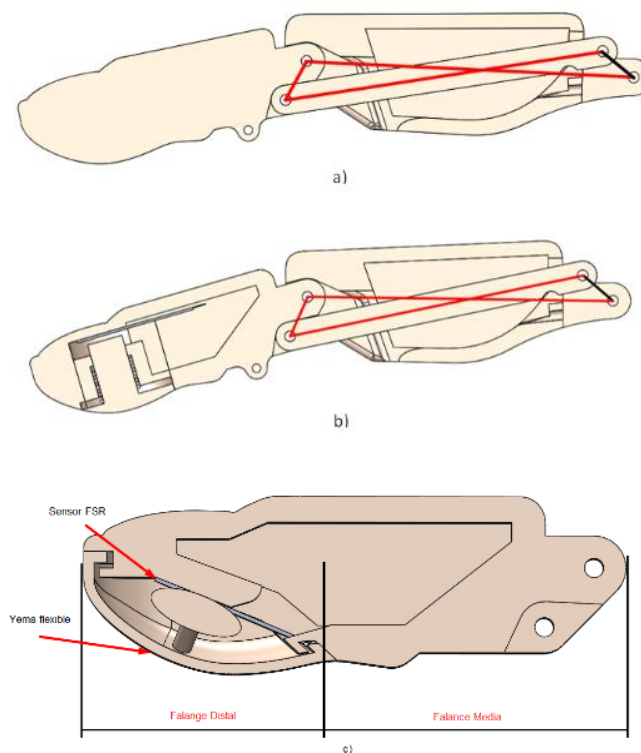


Figura 35. a) Corte transversal dedo anular, b) Corte transversal dedo índice y c) Corte transversal dedo índice con componentes.

La lectura del sensor FSR se realiza mediante el acople de una yema impresa en materia flexible como se muestra en la Figura 35, el sistema funciona de tal manera que, si una fuerza se aplica en algún parte de la superficie de la yema, esta al ser flexible topa con el sensor y permite la lectura de la fuerza aplicada.

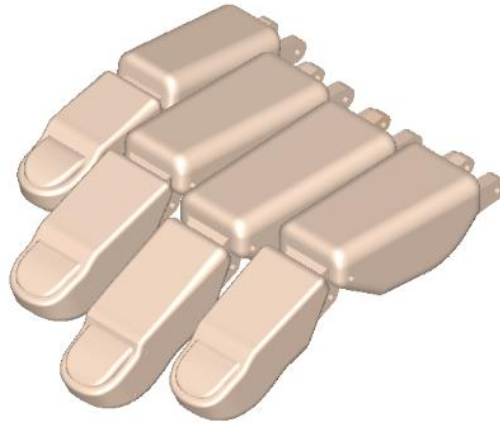


Figura 36. Diseño completo del dedo índice, medio, anular y meñique.

Tanto el sistema para el movimiento como el tipo de actuador influyen de manera directa en el diseño de la prótesis de mano biónica, por lo que una vez diseñado los dedos completamente (Véase Figura 36) es necesario escoger un actuador para realizar el movimiento de estos dedos. Teniendo en cuenta que en la Tabla 10 se habló de un micromotor con mecanismo de actuación de cuerda torcida (En inglés Twisted String Actuation TSA) para este caso.

El mecanismo de actuación de cuerda torcida (TSA) actualmente tiene muchas aplicaciones robóticas modernas, tales como robots móviles, exoesqueletos y manos robóticas, considerando esta última aplicación el mecanismo permite convertir el movimiento giratorio del micromotor seleccionado en uno lineal semejando la flexión y extensión de un tendón que en el caso de la mano humana permite el movimiento.

Este mecanismo de actuación según su aplicación tiene diferentes configuraciones y se adapta al tipo de necesidad que se requiera como se detalla en el estudio de (Seok Hwan, Kyung-Soo , & Soohyun , 2017) este sistema tiene una configuración para aumentar el torque del motor utilizado, aumentando así la capacidad de carga como se muestra en la Figura 37.

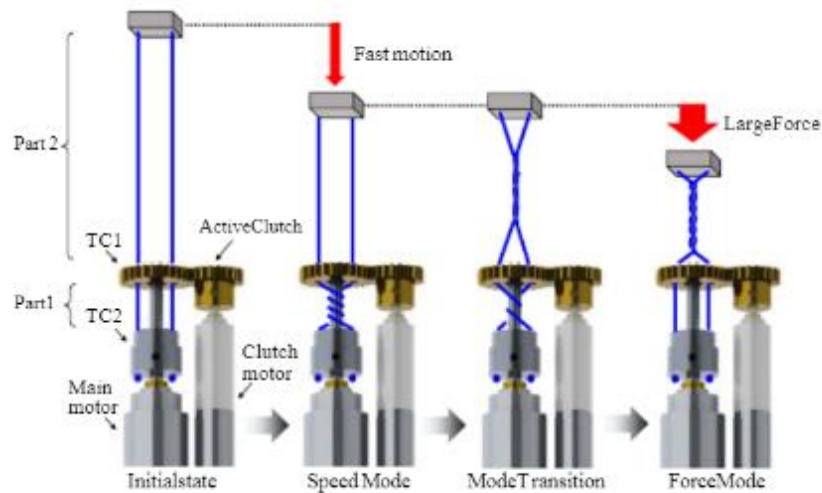


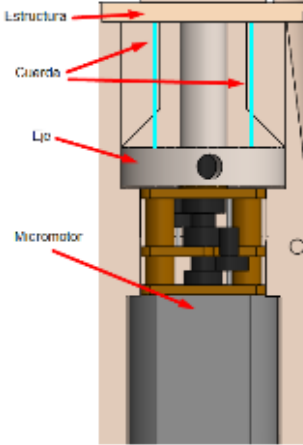
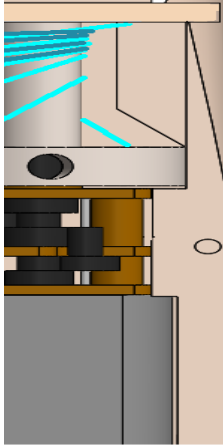
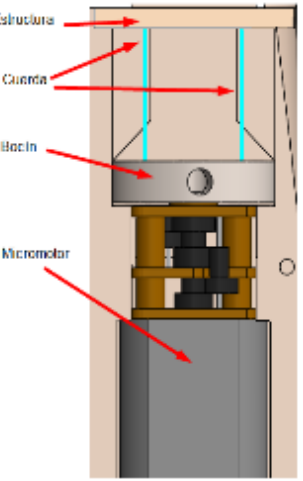
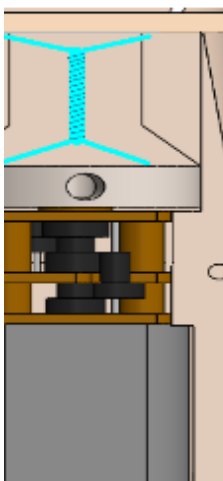
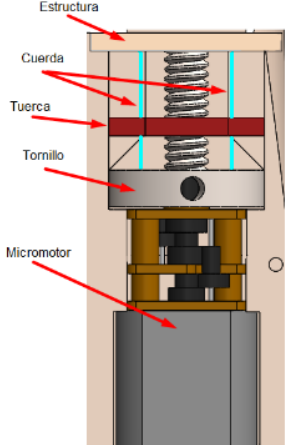
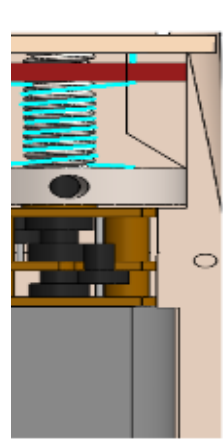
Figura 37. Mecanismo de conducción del modo-dual activo TSA.

Fuente: (Seok Hwan, Kyung-Soo , & Soohyun , 2017).

El sistema de la Figura 37 muestra cómo se conecta la cuerda, inicialmente está conectada a la parte móvil (Parte 2), pasando por un engrane acoplado a un eje, el mismo que se acopla al motor (Parte 1). En su estado inicial el motor principal gira enrollando la cuerda en el eje que se conecta al motor como se muestra el modo de velocidad. En el modo de transición se puede observar que gira tanto el motor principal como el de embrague enrollando la cuerda en la parte 1 y 2 del sistema. Y por último tenemos el modo de fuerza en donde funciona el motor de embrague haciendo que la cuerda se enrolle en la parte 2.

Teniendo en claro el funcionamiento y las configuraciones que el mecanismo de actuación de cuerda torcida puede tener, podemos generar una configuración diferente de acuerdo a los requerimientos, para realizar los movimientos de la prótesis de mano, sin dejar a un lado las ventajas y desventajas que se genera al momento de utilizar este mecanismo como se muestra en la Tabla 11.

Tabla 11
Configuraciones del mecanismo de actuación de cuerda torcida.

Núm .	Configuración	Cuerda sin enrollar	Cuerda Enrollada	Detalle
1	Eje			<p>Esta configuración permite que la cuerda se enrolle en el eje de manera fija pero se concentra en un solo punto, ocasionando que el motor gire delimitadas vueltas.</p>
2	Bocín			<p>La configuración con bocín permite al motor girar varias veces enrollando la cuerda entre si misma, pero hace que la cuerda tome el efecto de extensión aplicandole cualquier carga.</p>
3	Tornillo-Tuerca			<p>Y por último la configuración de tornillo-tuerca, enrolla y desenrolla la cuerda de forma fija y uniforme en el roscado del tornillo mediante el desplazamiento de la tuerca.</p> <p>Datos de la rosca: 3/16 – 24 gruesa.</p>

Las dos primeras configuraciones detalladas en la Tabla 11 son similares a las de la Figura 37, las cuales se las probaron en nuestro prototipo, generando inconvenientes por lo que en base a estas pruebas se diseñó una configuración que se adapte a nuestra necesidad, la cual se lo observa como ultima configuración en la Tabla mencionada (Configuración 3, Tornillo-tuerca).

Habiendo detallado todo esto hasta el momento procedemos a elegir las características de nuestro motor, y teniendo en cuenta que en el capítulo 1 en la sección 1.2, se habla que las prensiones que nos permiten realizar fuerza son el cilíndrico y el de gancho. Se establecerá los puntos más críticos para realizar estas prensiones, los cuales son; para el cilíndrico, que el agarre sea más de 50% del perímetro del objeto con al menos 2 dedos (Pulgar-Índice) y para el gancho los dedos deben estar flexionados más del 50% y así mismo intervengan 2 dedos (Índice-Medio).

La carga máxima a manipular es de 1kg, entonces para los puntos críticos mencionados, esta carga se distribuye en estos dos dedos, teniendo 500 gr para cada uno mediante esto se calcula el motor requerido.

Datos:

$$m = 0.5kg$$

$$g = 9.8 m/s^2$$

$$w = m * g$$

$$w = 4.9 N$$

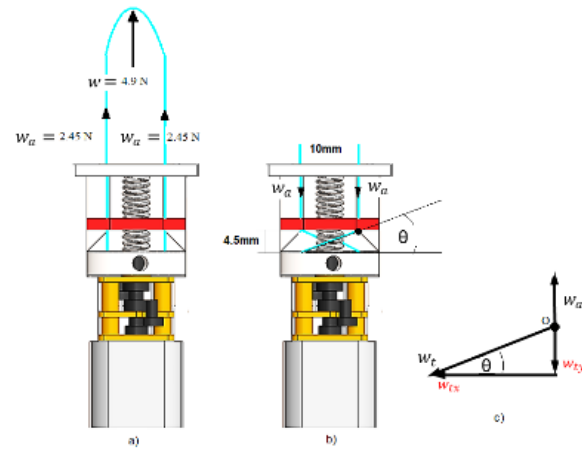


Figura 38. a) Distribución de fuerzas, b) Distancias para cálculo de ángulo y c) diagrama de cuerpo libre en el punto O.

$$w_a = \frac{w}{2}$$

$$w_a = 2.45 \text{ N}$$

$$\theta = \tan^{-1} \left(\frac{4.5 \text{ mm}}{10 \text{ mm}} \right)$$

$$\theta = 24.23^\circ$$

$$\sum F_y = 0$$

$$w_a = w_{ty}$$

$$w_{ty} = 2.45 \text{ N}$$

$$w_t = \frac{w_{ty}}{\sin \theta}$$

$$w_t = 5.96 \text{ N}$$

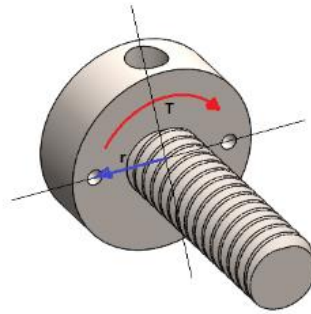


Figura 39. Disposición de torque.

$$T = 2w_t * r \text{ (por 2, porque existe dos cuerdas y se genera 2 veces el torque)}$$

$$r = 0.005 \text{ m}$$

$$T = 0.00596 \text{ Nm}$$

$$T_{req} = T * 1.2 \text{ (factor de diseño)}$$

$$T_{req} = 0.07152 \text{ Nm}$$

La fuerza w_a es la que soporta la cuerda y T_{req} es el torque del motor para mover esta fuerza.

Mediante pruebas de movimiento del tornillo como muestra la Figura 40, se establece que para flexionar el dedo se necesita de aproximadamente de 2.8 rev, además se estable un tiempo de 0.8 sg aproximadamente ya que la mano humana flexiona el dedo en menor tiempo. Estos datos nos permiten calcular las revoluciones del motor.

Datos:

$$rev = 2.8$$

$$t = 0.8 \text{ sg} \approx 0.0133 \text{ min}$$

$$w = \frac{2.8rev}{0.0133min}$$

$$w = 210.52 rev$$

$$P_m = \frac{n * T(oz - in)}{1350}$$

$$P_m = \frac{210.52 * 10.05}{1350}$$

$$P_m = 1.56 watts$$

$$P_{mreq} = P_m * 1.2$$

$$P_{mreq} = 1.8 watts$$

$$P_{util} = P_m * e$$

$$e = 84\%$$

$$P_{util} = 1.85 watts$$



Figura 40. Pruebas de movimiento con diseño anterior.

Tabla 12.
Selección del Motor.

Núm.		Parámetros Calculados	Parámetros comerciales (dedos índices y medio)	Parámetros comerciales (dedo pulgar)
1	Torque (Nm)	0.01752	0,46581	0.3334
2	Rpm	210.52	300	250
3	Potencia (watts)	1.85	2.1	1.1
4	Voltaje (V)	---	12v	6v
5	Corriente (A)	---	0.06	0.7
6	Corriente con carga (A)	---	0.75	1.6

Fuente: (POLOLU).

En la Tabla 12 se muestra el motor seleccionado para el dedo índice, medio y de igual manera se lo puede emplear en el dedo anular.

Para los dedos meñique y pulgar con sus movimientos (abducción y aducción) se escoge de igual forma el motor del dedo pulgar debido a condiciones de dimensionamiento.

Una vez seleccionado los motores que intervienen, detallado en el Anexo A, se procede con el diseño, sin antes establecer el sistema de movimiento de abducción y aducción del dedo pulgar, el cual es un sistema de engranes como se muestra en la Figura 41.

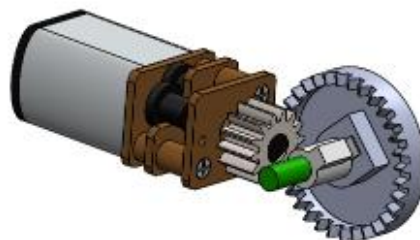


Figura 41. Sistema de engranes movimiento de abducción y aducción.

El engrane conductor es un engrane recto de 14 dientes y el conducido es un engrane con engranes frontales de 32 dientes, sabiendo que este último tipo de engrane es idóneo para transmitir potencia, siendo así eficiente para nuestro sistema.

El diseño de la palma está constituido por tres partes, ya que es necesario que la prótesis de mano sea armable y desarmable, permitiendo de la misma manera el acoplamiento de componentes, como indica la Figura 42.

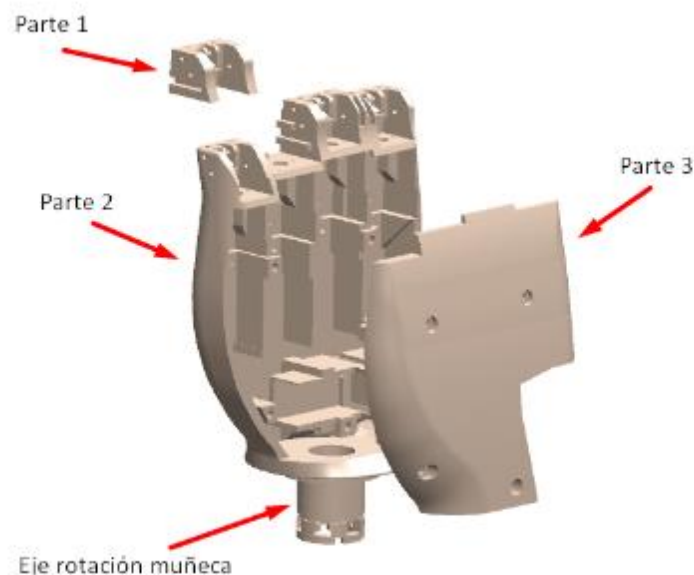


Figura 42. Palma con tapa.

Para el diseño del pulgar se necesita de un acople para conectar éste con la palma, así mismo se utiliza un mecanismo de 4 barras (Color rojo en la Figura 43) para realizar el movimiento de flexión y extensión. Para el movimiento del mecanismo del pulgar se utiliza un sistema de engrane-tornillo sin fin, el engrane tiene 18 dientes.

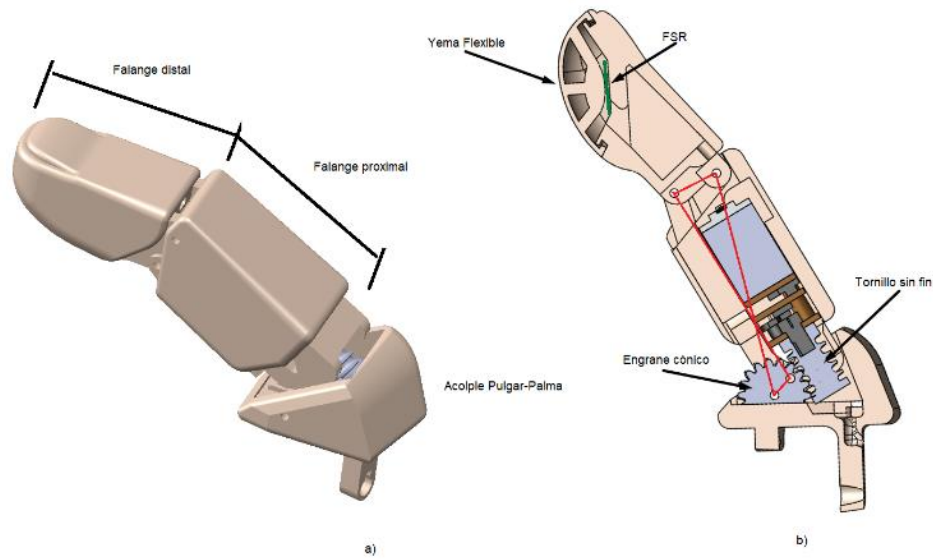


Figura 43. a) Pulgar con parte y b) Corte transversal del pulgar y elementos.

En la Figura 42 se muestra un eje de rotación de la muñeca que va insertado en la parte interna de un rodamiento y la parte externa del mismo se conecta a la muñeca. Este eje gira mediante engranes rectos de 22 dientes cada uno, acoplado uno de ellos a un servomotor como se muestra en la Figura 44.

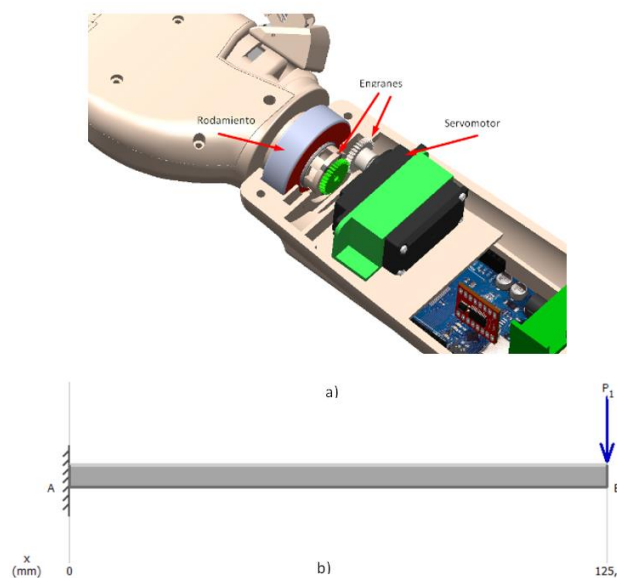


Figura 44. Acople de palma y muñón mediante rodamiento.

En la Figura 44 también se muestra el diagrama de cuerpo libre de la palma para el cálculo de rodamiento adecuado, se considera una fuerza de 2 kg en la punta de la palma para establecer el cálculo, resultándonos una reacción de 19.82N. Por lo tal el rodamiento tiene que soportar cargas radiales de más de este valor calculado.

El diseño del muñón tiene cuatro partes en las tres primeras se considera las medidas de los componentes que caben siempre y cuando respetando las medidas antropométricas y la última parte se diseñó en base al muñón del paciente.

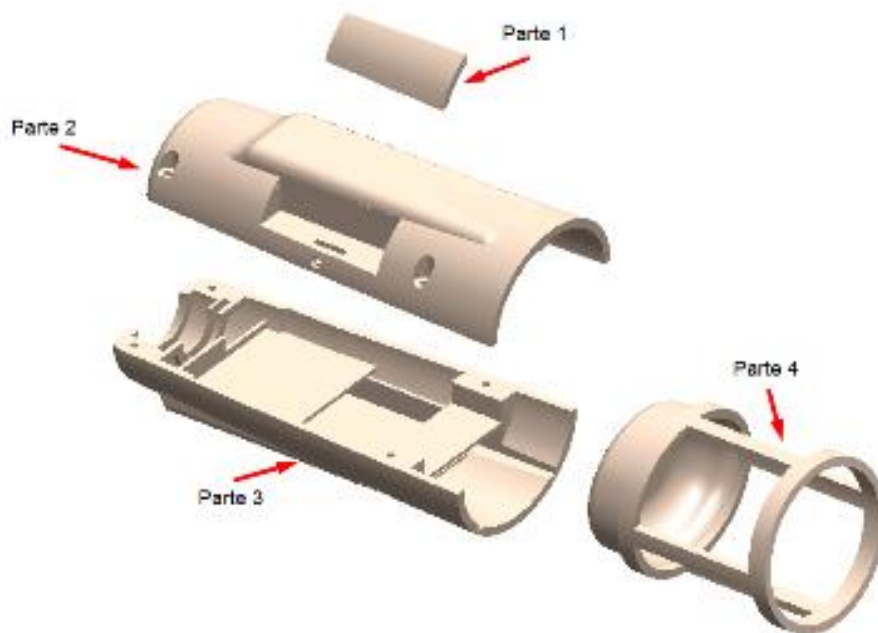


Figura 45. Despiece muñón

La Figura 46 muestra en ensamble completo el diseño de la prótesis de mano biónica.

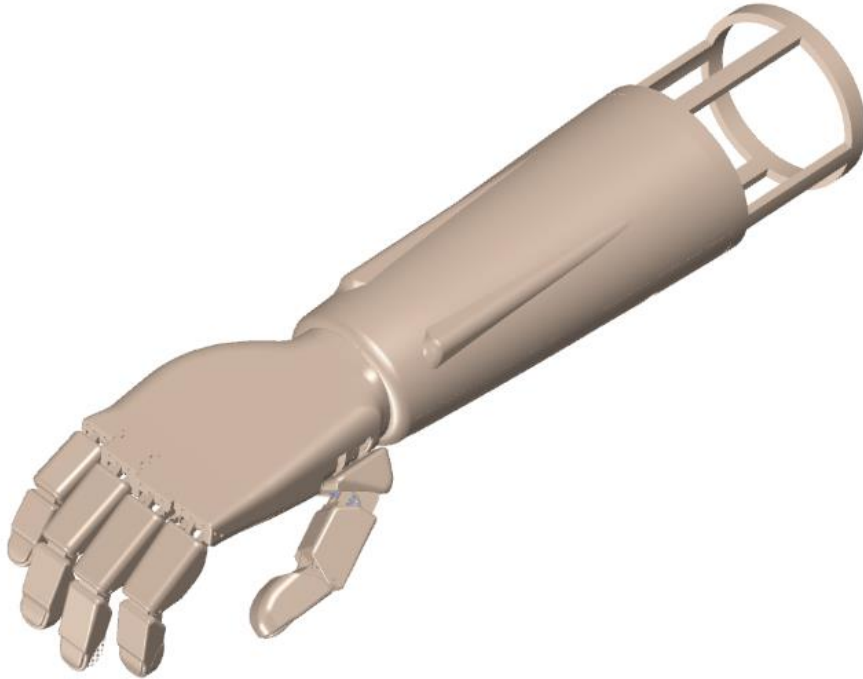


Figura 46. Prótesis de mano biónica.

El despiece y planos del prototipo de prótesis de mano biónica se detallan en el Anexo B.

B. Movilidad del prototipo de prótesis de mano biónica.

En la Figura 47 se muestra 25 grados de libertad de la mano humana, cada uno de estos corresponde a los movimientos de flexión - extensión y abducción- aducción que realiza la mano.

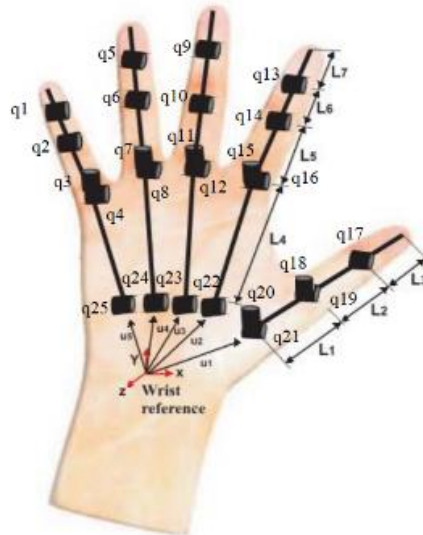


Figura 47. Grados de libertad mano humana.

Fuente: (Jaworski & Karpiński, 2017).

La Figura 47 permite tener un enfoque más entendible de los grados de libertad que tiene el prototipo, ya que el mismo está constituido por mecanismos de cuatro barras y sistemas de engranajes, haciendo que en estos existan grados de libertad para su movimiento, pero desde una perspectiva mecánica.

Para determinar la movilidad del prototipo de prótesis de mano se utiliza el criterio de Grübler Kutzbach dado por la ecuación (1). Sin olvidar que se define como movilidad a:

- Es el número de grados de libertad de un mecanismo.
- Es el número de parámetros mínimo necesarios para especificar la posición de los eslabones de un mecanismo.
- Es el número de movimientos de entrada de un mecanismo para que este funcione.

$$M = 3(n - 1) - 2f_1 - f_2 \quad (1)$$

M : Grados de libertad

n : Número de eslabones.

f_1 : Número de eslabones con 1 grado de libertad.

f_2 : Número de eslabones con 2 grado de libertad.

Datos mecanismo 4 barras de los 5 dedos:

$$n = 4$$

$$f_1 = 4$$

$$f_2 = 0$$

$$M = 3(4 - 1) - 2 * 4 - f_2 * 0$$

$M = 1$ valor para un dedo, en total 5 para todo los dedos

Datos micromotor con engrane recto – engrane frontal:

$$n = 3$$

$$f_1 = 2$$

$$f_2 = 1$$

$$M = 3(3 - 1) - 2 * 2 - f_2 * 1$$

$$M = 1$$

Datos servomotor con engrane recto – recto:

$$n = 3$$

$$f_1 = 2$$

$$f_2 = 1$$

$$M = 3(3 - 1) - 2 * 2 - f_2 * 1$$

$$M = 1$$

El prototipo cuenta con 7 grados de movilidad es decir necesita de un movimiento de entrada para poder accionar los sistemas de movimientos utilizados. Visto de forma mecánica al prototipo, es decir tomando referencia a los mecanismos de 4 barras y los sistemas de engranes, estos tienen 24 grados de libertad (Véase apéndice A para observar los grados de libertad en estos sistemas).

Ahora haciendo referencia a la Figura 47 nuestro prototipo tiene 7 grados de libertad para su movilidad descritos por los cilindros de color rojo (Véase Figura 48).

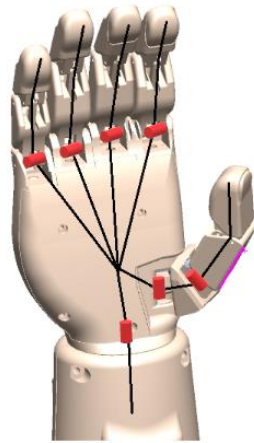


Figura 48. Grados de libertad prototipo.

C. Material para la fabricación del prototipo.

En el mercado existen diferentes materiales para la fabricación (Mecanizado) de cierto elemento mecánico tales como acero, aluminio, duralon entre otros que brindan diferentes propiedades mecánicas, pero el costo para este tipo de fabricación es muy elevado y tiene muchas limitaciones en elementos con superficies irregulares, hecho por el cual la impresión 3D está brindando una alternativa de fabricación de ciertos elementos mecánicos mediante materiales termoplásticos.

En la investigación de (Pinto Garcia & López Hidalgo, 2017) se detalla una tabla de características de los materiales comerciales.

Tabla 13
Características de materiales termoplásticos.

PLA	ABS
Material de elementos naturales. (biodegradable)	Material sintético (no biodegradable)
Fácil impresión	Inestable a cambios de temperatura y complicaciones en impresión.
No emite gases nocivos	Emite gases nocivos
Limite elástico: 65 MPa	Limite elástico: 2,3 GPa
Se funde entre 185 y 220°C	Se funde entre 200 y 250°C
La temperatura recomendada para depósito de material es de 50°C	La temperatura necesaria de 80°C
Aplicaciones domésticas	Aplicaciones industriales
Menor costo	Mayor costo

Fuente: (Pinto Garcia & López Hidalgo, 2017).

De acuerdo a esta investigación se observa que el PLA es un material con características óptimas para la impresión del prototipo de prótesis de mano biónica.

D. Análisis estático mediante forma matemática.

El dedo de menor dimensión es el meñique y por tal razón es el más propenso a sufrir de esfuerzos muy altos. El peso que soporta este dedo en una prensión es de $\frac{1}{4}$ del peso total (1kg) debido a que esta se distribuye en el dedo índice, medio, anular y meñique.

Falange distal y media dedo meñique.

Datos:

$$m = 11.21gr$$

$$d = 36.7mm$$

$$P1 = 2.45 N$$

$$P2 = m * g$$

$$P2 = 0.109N$$

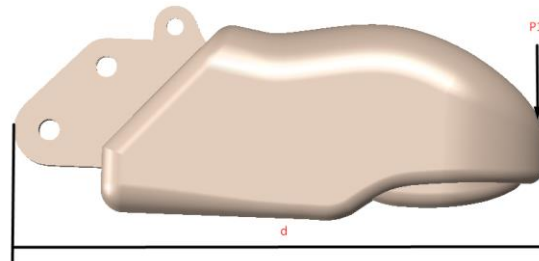


Figura 49. Falange Distal y media.

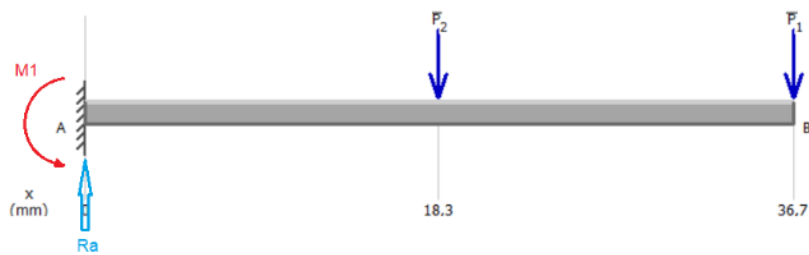


Figura 50. Diagrama de cuerpo libre.

$$\sum Fy = 0$$

$$R_a - P_2 - P_1 = 0$$

$$R_a - 2.45N - 0.109N = 0$$

$$R_a = 5.559N$$

$$\sum M_a = 0$$

$$P_2 * \frac{d}{2} + P_1 * d - M_1 = 0$$

$$0.109 * 18.3(Nmm) + 2.45 * 36.7(Nmm) = 0$$

$$M_1 = 91.9097Nmm$$

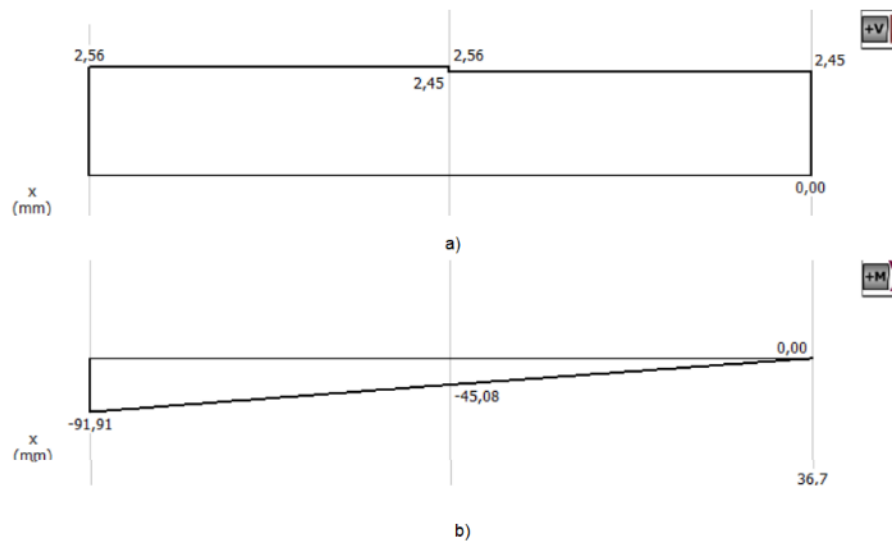


Figura 51. a) Diagrama de fuerzas y b) Diagrama de momentos flexores.

Mediante la Figura 51 se puede determinar en momento flector máximo.

$$M_{m\acute{a}x} = 91.9097Nmm$$

$$\sigma_{flex} = \frac{M_{m\acute{a}x}}{S} \quad \text{Ecuaci3n (1)}$$

$$S = \frac{I_x}{c} \quad \text{Ecuaci3n (2)}$$

$$I_x = \frac{\pi ab^3}{4} \quad \text{Ecuaci3n (3)}$$

$$a = 12.38$$

$$b = 5.57$$

a, b calculados en software CAD.

$$I_x = \frac{\pi * 12.38 * 5.57^3}{4} (mm^4)$$

$$I_x = 15056.68mm^4$$

$$c = b$$

$$S = \frac{15056.68mm^4}{5.57mm}$$

$$S = 270.32mm^3$$

$$\sigma_{flex} = \frac{91.9097Nmm}{270.32mm^3}$$

$$\sigma_{flex} = 0.34MPa$$

Para determinar si es un diseño seguro se utiliza la ecuación 4.

$$\sigma_{flex} < \frac{Su}{6} \quad \text{Ecuación (4)}$$

Donde Su es la resistencia última del material termoplástico en este el material es PLA con 65MPa como se detalla en la sección C.

$$0.34MPa < \frac{65MPa}{6}$$

$$0.406MPa < 10.83MPa \quad (\text{Diseño seguro}).$$

Falange proximal dedo meñique.

Datos:

$$m = 9.3gr$$

$$d = 37.2mm$$

$$P1 = 2.56 N$$

$$P2 = m * g$$

$$P_2 = 0.091N$$

$$M_1 = 91.9097Nmm$$

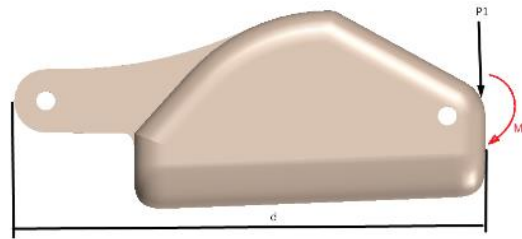


Figura 52. Falange proximal.

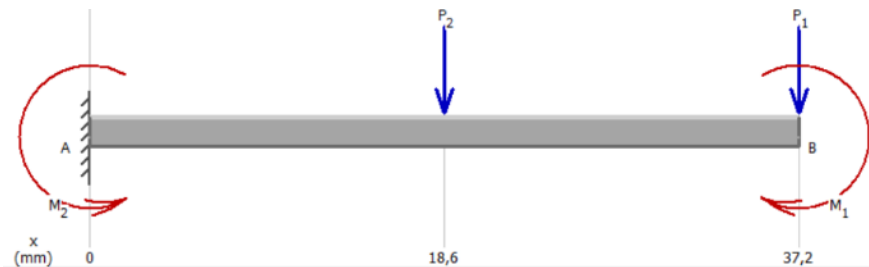


Figura 53. Diagrama de cuerpo libre.

$$\sum Fy = 0$$

$$R_a - P_2 - P_1 = 0$$

$$R_a - 2.56N - 0.091N = 0$$

$$R_a = 2.65N$$

$$\sum M_a = 0$$

$$P_2 * \frac{d}{2} + P_1 * d + M_1 - M_2 = 0$$

$$0.091 * 18.6(Nmm) + 2.65 * 37.2(Nmm) + 91.9097Nmm - M_2 = 0$$

$$M_2 = 188.73Nmm$$

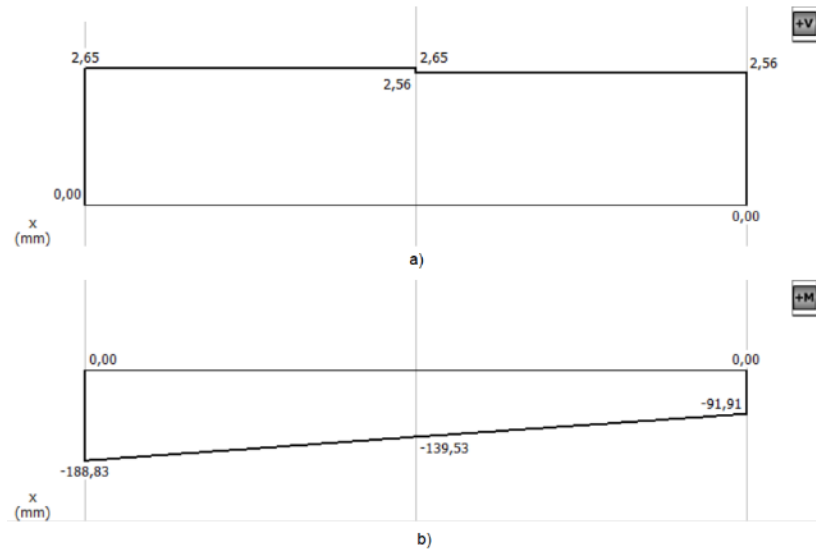


Figura 54. a) Diagrama de fuerzas y b) Diagrama de momentos flexores.

Mediante la Figura 54 se puede determinar en momento flector máximo.

$$M_{m\acute{a}x} = 188.83 Nmm$$

$$\sigma_{flex} = \frac{M_{m\acute{a}x}}{S} \quad \text{Ecuaci3n (1)}$$

$$S = \frac{I_x}{c} \quad \text{Ecuaci3n (2)}$$

$$I_x = \frac{\pi ab^3}{4} \quad \text{Ecuaci3n (3)}$$

$$a = 2.87 mm$$

$$b = 16.2 mm$$

a, b calculados en software CAD.

$$I_x = \frac{\pi * 2.87 * 16.2^3}{4} (mm^4)$$

$$I_x = 9583.33 mm^4$$

$$c = b$$

$$S = \frac{95833.33mm^4}{16.2mm}$$

$$S = 591.56mm^3$$

$$\sigma_{flex} = \frac{188.83Nmm}{591.56mm^3}$$

$$\sigma_{flex} = 0.31MPa$$

Para determinar si es un diseño seguro se utiliza la ecuación 4.

$$\sigma_{flex} < \frac{Su}{6} \quad \text{Ecuación (4)}$$

Donde Su es la resistencia última del material termoplástico en este el material es PLA con 65MPa como se detalla en la sección C.

$$0.31MPa < \frac{65MPa}{6}$$

$$0.31MPa < 10.83MPa \quad (\text{Diseño seguro}).$$

Falange proximal 2 dedo meñique.

Datos:

$$m = 3.2gr$$

$$d = 34.82mm$$

$$P1 = 2.56 N$$

$$P2 = m * g$$

$$P2 = 0.031N$$

$$M_1 = 91.9097 Nmm$$



Figura 55. Falange proximal.

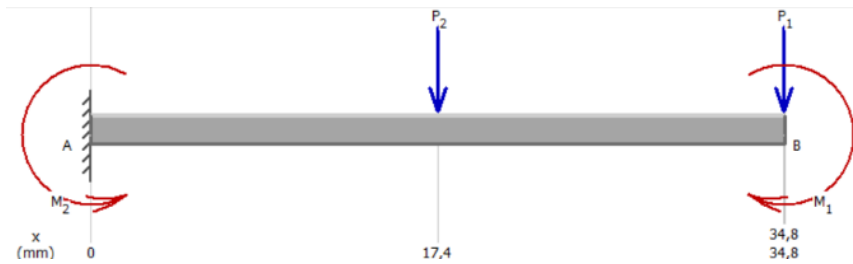


Figura 56. Diagrama de cuerpo libre.

$$\sum Fy = 0$$

$$R_a - P_2 - P_1 = 0$$

$$R_a - 2.56N - 0.031N = 0$$

$$R_a = 2.59N$$

$$\sum M_a = 0$$

$$P_2 * \frac{d}{2} + P_1 * d + M_1 - M_2 = 0$$

$$0.031 * 17.4(Nmm) + 2.59 * 34.8(Nmm) + 91.9097Nmm - M_2 = 0$$

$$M_2 = 182.57 Nmm$$

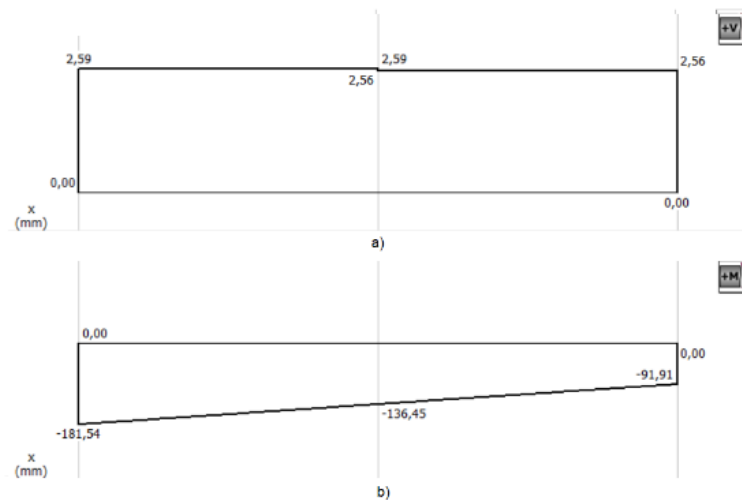


Figura 57. a) Diagrama de fuerzas y b) Diagrama de momentos flexores.

Mediante la Figura 57 se puede determinar en momento flector máximo.

$$M_{m\acute{a}x} = 181.54 Nmm$$

$$\sigma_{flex} = \frac{M_{m\acute{a}x}}{S} \quad \text{Ecuaci3n (1)}$$

$$S = \frac{I_x}{c} \quad \text{Ecuaci3n (2)}$$

$$I_x = \frac{\pi ab^3}{4} \quad \text{Ecuaci3n (3)}$$

$$a = 2mm$$

$$b = 15.41mm$$

a, b calculados en software CAD.

$$I_x = \frac{\pi * 2 * 15.41^3}{4} (mm^4)$$

$$I_x = 5748.14mm^4$$

$$c = b$$

$$S = \frac{5748.1mm^4}{15.41mm}$$

$$S = 370.01mm^3$$

$$\sigma_{flex} = \frac{181.54Nmm}{370.01mm^3}$$

$$\sigma_{flex} = 0.49MPa$$

Para determinar si es un diseño seguro se utiliza la ecuación 4.

$$\sigma_{flex} < \frac{Su}{6} \quad \text{Ecuación (4)}$$

Donde Su es la resistencia última del material termoplástico en este el material es PLA con 65MPa como se detalla en la sección C.


$$0.49MPa < \frac{65MPa}{6}$$

$$0.49MPa < 10.83MPa \quad (\text{Diseño seguro}).$$

En la Tabla 14 se describe las características de las falanges de los cuatro dedos restantes y también en la Tabla 15 se realiza el debido análisis comprobando si el diseño es seguro.

Tabla 14.
Datos dedos.

Nombre	Distancia(mm)	Peso (N)	Sección transversal (mm)	
			a	b
Índice				
Falange distal y media	42.23	0.096	13.99	6.95
Falange proximal	44.21	0.142	1.61	16.63
Falange proximal 2	41.82	0.039	2	18.91
Medio				
Falange distal y media	46.4	0.121	15.32	8
Falange proximal	48.21	0.163	1.59	21.53
Falange proximal 2	45.82	0.041	2	20.91

Continua 

Anular				
Falange distal y media	42.52	0.098	14.85	7.39
Falange proximal	42.21	0.151	1.57	20.72
Falange proximal 2	43.82	0.038	2	19.91
Pulgar				
Falange distal y media	37.98	0.086	7.56	20.11
Falange proximal	42.3	0.093	8.36	25.15
Falange proximal 2	41.31	0.048	2.31	18.79

Tabla 15
Resultados del análisis estático de los dedos restantes.

Nombre	P1(N)	Ra(N)	Momento flector M1(Nmm)	Esfuerzo (MPa)
Índice				
Falange distal y media	2.45	2.55	105,42	0.47
Falange proximal 1	2.55	2.69	221.27	0.41
Falange proximal 2	2.69	2,73	218,65	0.52
Medio				
Falange distal y media	2.45	2.57	116.49	0.49
Falange proximal 1	2.57	2.7	222.3	0.39
Falange proximal 2	2.7	2.76	219.06	0.53
Anular				
Falange distal y media	2.45	2.548	104.78	0.41
Falange proximal 1	2.548	2.699	221.91	0.38
Falange proximal 2	2.699	2.737	218.69	0.49
Pulgar				
Falange distal y media	2.45	2.536	103.2	0.45
Falange proximal 1	2.536	2.629	220.86	0.39
Falange proximal 2	2.629	2.677	221.23	0.51

E. Análisis estático mediante software CAD.

Para el análisis estático mediante software CAD se considera el esfuerzo de Von Mises, el desplazamiento total y el factor de seguridad, tomando en consideración el dedo meñique como elemento con más probabilidad de fallar

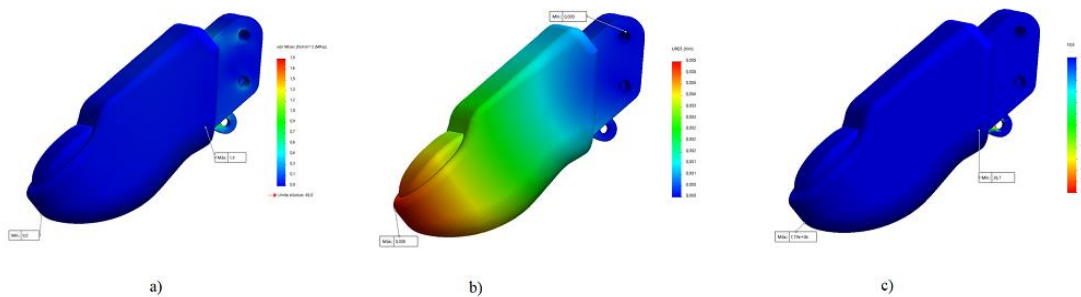


Figura 58. Análisis estático falange media-distal. a) Esfuerzo de Von Mises, b) Desplazamiento total y c) Factor de seguridad.

La falange media distal de la figura 58 muestra, que se encuentra en los parámetros adecuados para las condiciones a las que se somete el elemento teniendo una deformación de 1.8 MPa, un desplazamiento máximo de 0.005mm y un factor de seguridad de mas de 3.

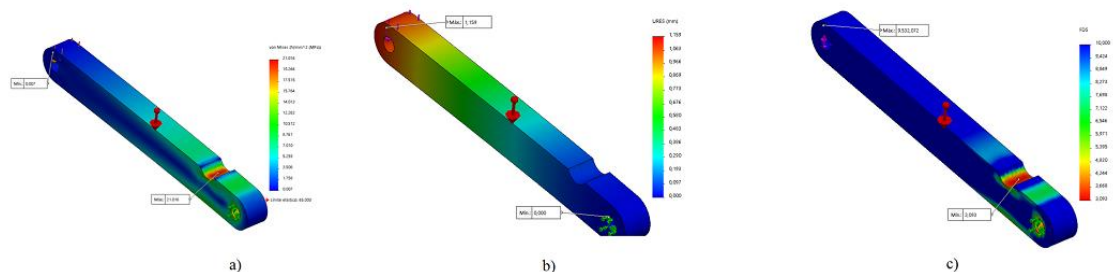


Figura 59. Análisis estático falange proximal 2. a) Esfuerzo de Von Mises, b) Desplazamiento total y c) Factor de seguridad.

La falange proximal 2 es de menor espesor teniendo mas probabilidad de fallar, pero que en el análisis no sale de los parámetros establecidos, teniendo un esfuerzo de 21 MPa, un desplazamiento de 1.159mm y un factor de seguridad mayor a 3.

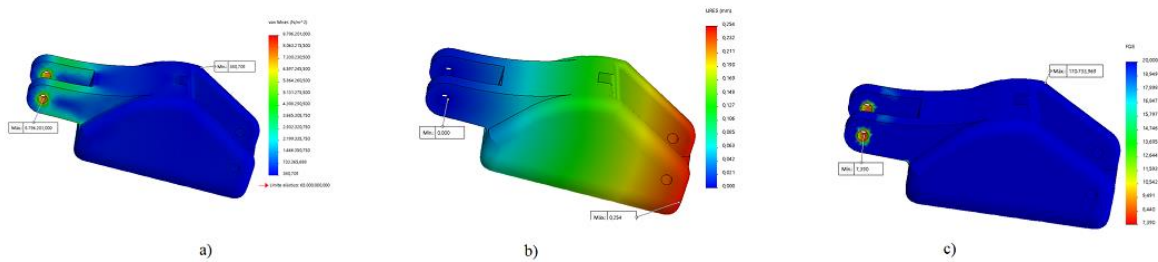


Figura 60. Análisis estático falange Proximal 1. a) Esfuerzo de Von Misses, b) Desplazamiento total y c) Factor de seguridad.

En la figura 60 se muestra que los valores de esfuerzo son muy altos así como su factor de seguridad.

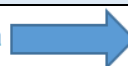
La tabla 16 muestra los valores para los dedos restantes.

Tabla 16

Análisis estático mediante software.

Nombre	Esfuerzo Von Misses. (MPa)	Desplazamiento. (mm)	Factor de Seguridad.
Índice			
Falange distal y media	2.1	0.003	Mayor a 3
Falange proximal 1	6.79	0.159	Mayor a 3
Falange proximal 2	19.06	0.891	Mayor a 3
Medio			
Falange distal y media	2.1	0.006	Mayor a 3
Falange proximal 1	7.56	0.127	Mayor a 3
Falange proximal 2	20.144	1.992	Mayor a 3
Anular			

Continúa



Falange distal y media	1.61	0.0045	Mayor a 3
Falange proximal 1	6.74	0.109	Mayor a 3
Falange proximal 2	18.798	1.562	Mayor a 3
Meñique			
Falange distal y media	1.8	0.005	Mayor a 3
Falange proximal 1	8.79	0.259	Mayor a 3
Falange proximal 2	21.06	1.159	Mayor a 3
Pulgar			
Falange distal y media	1.6	0.0031	Mayor a 3
Falange proximal 1	5.636	0.009	Mayor a 3
Falange proximal 2	16.629	0.0064	Mayor a 3

2.3.2 Diseño Electrónico

A. Selección de elementos electrónicos de la prótesis

- **Actuadores de la mano**

Los actuadores que se utilizan son micro motores con caja reductora DC que por su tamaño compacto es posible ubicarlos en la palma de la mano, teniendo en cuenta que deben tener un buen torque, por lo cual se utilizan tres micro motores de 12v para los movimientos de los dedos anular, medio e índice, estos deben tener un mayor torque y tres micro motores de 6V para los movimientos de los dedos meñique y pulgar.

- **Actuador de la muñeca**

Para la selección del actuador de la muñeca, se debe tener en cuenta que, al ser el movimiento de muñeca angular, se necesita un control de posición del eje de giro por lo que es recomendable utilizar un servomotor por su fácil control y buen torque.

Para seleccionar el servomotor adecuado se realiza una comparación de los servomotores disponibles en el mercado como indica la Tabla 17.

Tabla 17
Comparación servomotores



Modelo	TowerPro MG90S	TowerPro MG995
Corriente sin carga	100mA	100mA
Corriente a rotor bloqueado	300mA	1200mA
Velocidad de operación	0.1 seg/60 grados	0.2 seg / 60 grados
Torque	1.8 kg/cm (4.8 V), 2.2 kg/cm (6 V)	8.5kg/cm (4.8V), 10kg/cm (6V)

Fuente: (Towerpro, s.f.)

Gracias a sus engranes metálicos y buen torque el servomotor TowerPro MG995 es la mejor opción.

- **Sensor de señales mioeléctricas**

El sensor es uno de los componentes primordiales para el control de la prótesis, pues adquiere y envía las señales emitidas por el movimiento de los músculos del

brazo, entre los diferentes tipos de sensores en el mercado se encuentran el sensor Myoware y el brazalete Myo Armband que son sensores no invasivos.

Tabla 18
Características sensores mioeléctricos

Características	Myo Armband	Myoware
Alimentación	+3.3v - +5v	+2.9 - +5.7 V
Batería	Interna	Externa
Señal de salida	- EMG procesada - Giroscopio de 3 ejes - Acelerómetro de 3 ejes - Magnetómetro	- Señal EMG pura - EMG procesada
Número de electrodos	8	3
Comunicación	Inalámbrica - Bluetooth	Serial - USB
Velocidad de comunicación	32 Mega baudios	9600 Baudios

Fuente: (Talmic Lab).

Se selecciona el brazalete Myo Armband ya que posee mejores características y además incorpora sensores de medida inercial (Giroscopio, acelerómetro, magnetómetro),

- **Tarjeta de control**

Para la selección de la tarjeta de control adecuada, se necesita 7 salidas PWM, 20 entradas y salidas digitales, 5 entradas analógicas y tener la capacidad de comunicación con el brazalete Myo Armband.

Entre las tarjetas aptas para el desarrollo del proyecto analizadas en la Tabla 5, se encontraron dos tipos, en la Tabla 19 se realiza una comparación.

Tabla 19
Comparación de tarjetas controladoras

Tarjeta	Salidas	I/O	I/O	Librería
Controladora	PWM	Digitales	Analógicas	comunicación
Arduino Due	Si	Si	Si	No
Arduino Mega	Si	Si	Si	Si

Se seleccionó la opción del Arduino Mega ya que cumple con los requisitos del sistema, en la Tabla 20 se describe las especificaciones técnicas del Arduino Mega.

Tabla 20
Especificaciones técnicas Arduino Mega

Microcontrolador	ATmega2560
Tensión de trabajo	5V
Tensión de entrada (recomendada)	7-12V
Tensión de entrada (límite)	6-20V
Pines Digitales I/O	54 (de los cuales 15 proporcionan salida PWM)
Pines de entradas Analógicas	16
DC Corriente por Pin I/O	20 mA
DC Corriente por Pin 3.3V	50 mA
Memoria Flash	256 KB de los cuales 8 KB se usan por el bootloader
SRAM	8 KB
EEPROM	4 KB
Velocidad del reloj	16 MHz
Largo	101.52 mm
Ancho	53.3 mm
Peso	37 g

Fuente: (Arduino, s.f.)

- **Módulo de comunicación Bluetooth**

El brazalete Myo por defecto se conecta a la PC mediante su adaptador USB-Bluetooth para así obtener todos sus datos, dentro de nuestras necesidades y requerimientos se obtiene que la prótesis sea portátil, para lo cual no se necesita de un computador, por ende se necesita otra vía de comunicación para la transmisión de datos, esto se puede realizar con la ayuda un pequeño módulo bluetooth de bajo consumo de energía, como es el módulo bluetooth HM-10, que gracias a su chip integrado CC2541 podemos cargar un firmware para poder comunicarse con el brazalete Myo Armband y así obtener sus datos.

- **Comunicación entre Myo Armband y Arduino**

La comunicación del Myo Armband a un Arduino, se la realiza con la ayuda de un módulo BLE HM-10 y el firmware MyoBridge desarrollado por ValentinRoland.

Los módulos BLE equipados con el chip TI CC2541, se usa con el arduino, para comunicarse con el brazalete Myo como indica la Figura 61.

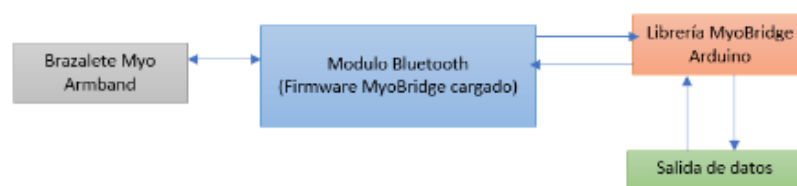


Figura 61. Diagrama en bloques de la comunicación.

- **MyoBridge**

Una biblioteca Arduino de alto nivel y firmware personalizado para el HM-10 para habilitar la comunicación directa entre la Myo Armband y la placa Arduino y acceder a los datos del sensor, se la puede descargar desde la plataforma GitHub. (Roland, 2015)

- **CCLoader**

Una alternativa gratuita al TI CCDebugger que usa un arduino para flashear mini chips BLE como el CC2541. Desarrollado por RedBearLabs, el cual se encuentra disponible en la plataforma GitHub. (Roland, 2015).

- **Acondicionando en módulo Bluetooth HM-10**

El HM-10 viene equipado con 4 pines para VCC, GND, TX y RX, y aunque eso es suficiente para operarlo, aún se necesita soldar tres cables para tener acceso al DEBUG_CLOCK (AMARILLO), DEBUG_DATA (AZUL) y RESET (ROJO) como se muestra en la Figura 62.

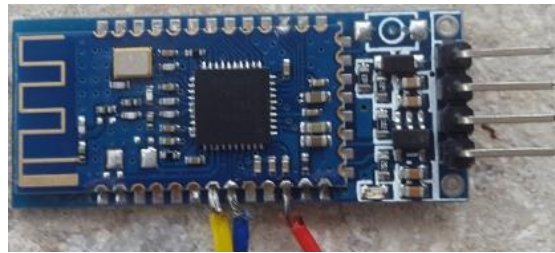


Figura 62. Pines a utilizar en el módulo.

- **Cargar Firmware Myo en módulo bluetooth**

Para flashear el módulo con el firmware MyoBridge se utiliza el programa CCLoader Cargar el programa "CCLoader.ino" en la placa arduino, que encuentra en la carpeta CCLoader-Master descargada anteriormente.

Realizar las conexiones entre la placa Arduino y el módulo HM-10, haciendo uso de los pines declarados en la Tabla 20.

Tabla 21
Pines HM-10

HM-10	Arduino
DEBUG_CLOCK (AMARILLO)	PIN 5
DEBUG_DATA (AZUL)	PIN 6
RESTABLECER (ROJO)	PIN 4
VCC	VCC
GND	GND

Abrir la aplicación símbolo del sistema en la pestaña de Windows y ejecutar el comando: `CCLoader.exe PortNumber MyoBridge_CC2541.bin BoardType` (donde PortNumber es el número del puerto serie donde está conectado Arduino y BoardType es 0 o 1 respectivamente para Arduino Uno o Leonardo), se muestra un ejemplo en la Figura 63.

```
C:\Users\equipo1>cd C:\Users\equipo1\Desktop\CCLoader-master\Windows\
C:\Users\equipo1\Desktop\CCLoader-master\Windows>CCLoader.exe
Copyright (c) 2013 RedBearLab.com
CCLoader.exe version 0.5
Invalid parameters.
Usage: CCLoader.exe <com number> <bin file> <device>
Example: CCLoader.exe 2 abc.bin 0
<device>: 0 -- Default (e.g. UNO)
          1 -- Leonardo
```

Figura 63. Ejecutar CCLoader.

Esperar unos segundos para actualizar el firmware y el módulo estará listo. Para la primera conexión del módulo HM-10 con el brazalete Myo, en caso de que el indicador LED de conexión bluetooth no se encienda, se debe desconectar la alimentación del módulo HM-10, conectar el brazalete Myo con su adaptador USB a la computadora hasta que se encienda el indicador LED, luego desconectarlo e inmediatamente energizar el módulo HM-10.

Conexión Arduino Mega con el Brazalete Myo Armband a través del módulo bluetooth HM-10.

Conectar los siguientes pines, como se muestra en la Figura 64:

- Pin TX del módulo HM-10 al RX del Arduino (Se utiliza la librería Software Serial, entonces el pin RX es el pin A8)
- Pin RX del módulo HM-10 mediante un divisor de voltaje al TX del Arduino (el pin TX es el pin A9). El divisor de voltaje protege al HM-10 de los 5V del Arduino, se utilizan resistencias de 20 k Ω y 10 k Ω .
- Alimentar con 5V al módulo bluetooth con las respectivas salidas del Arduino.

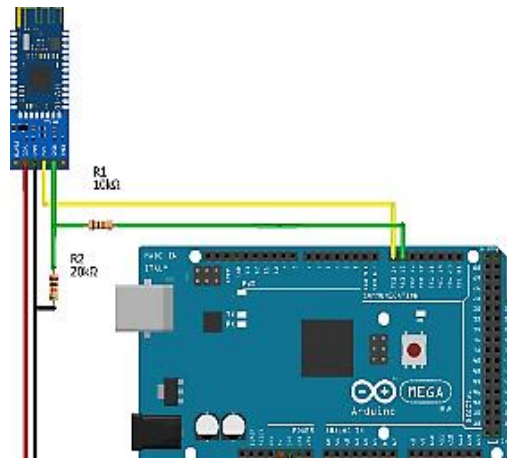


Figura 64. Conexión Arduino – bluetooth.

- **Sensor de Fuerza**

El sensor que se utiliza para la medición de la fuerza aplicada cuando los dedos de la prótesis hacen contacto con el objeto son sensores de fuerza resistivos, El principio de funcionamiento es que la resistencia del sensor de fuerza cambia con la fuerza aplicada, la resistencia del FSR disminuye al aumentar la fuerza.

El voltaje y la resistencia del sensor se pueden estimar como muestra la Figura 65, con la utilización de la ecuación (1):

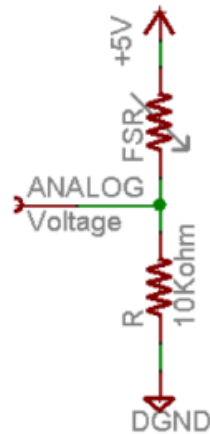


Figura 65. Diagrama conexión.

$$V_a = V_{cc} - I * R_{fsr}$$

$$V_a = V_{cc} - \frac{V_{cc} * R_{fsr}}{R_{fsr} + R}$$

$$V_a = V_{cc} * \frac{R}{R_{fsr} + R} \quad (1)$$

Donde:

$V_a =$ Voltaje a través del FSR

$V_{cc} =$ Alimentación + 5V

$R_{fsr} =$ Resistencia del sensor de fuerza

$R =$ Resistencia en serie con R_{fsr}

El valor de R se selecciona basándose en el gráfico de voltaje-fuerza representado en la Figura 66. El gráfico muestra que con la resistencia de 10k, se obtiene una región lineal con un rango de voltaje máximo.

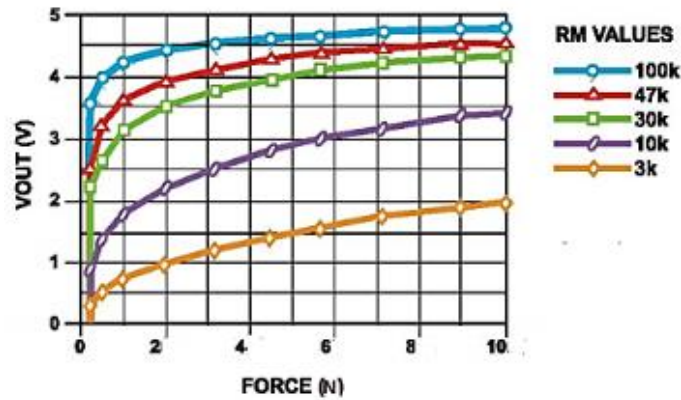


Figura 66. Diagrama Voltaje-Fuerza FSR.

Fuente: (*interlink Electronics*)

F. Alimentación del sistema electrónico

La etapa de control y la etapa de potencia, se encuentran alimentados por Baterías Li Po, pues son baterías de una gran duración, capacidad de energía y de tener una baja tasa de descarga.

Para la alimentación de la etapa de control, se usa una batería Li Po de 7.4V, directamente conectada a la placa Arduino Mega, ya que este controlador tiene un rango nominal de entre 7V a 12V de alimentación, por lo que conectar la barrería directamente no presenta ningún inconveniente. Para la alimentación de del módulo bluetooth se realizará por medio de la salida de voltaje de 5V que proporciona la placa Arduino Mega, además se añade una pequeña etapa de regulación de voltaje a 5V con la finalidad en entregar un voltaje fijo a los diferentes sensores de la prótesis.

La etapa de potencia también tiene como suministro de energía a una batería Li Po de 11.1V conectada en el voltaje de potencia de los drivers para los micro motores.

- **Calculo de la batería del sistema de control.**

La batería para el sistema de control alimenta a la tarjeta de control Arduino Mega, los diferentes sensores, indicadores led y al módulo de comunicación.

$$I_{intru} = 6I_{sensor} + 3I_{fsr} + 3I_{driver} + I_{servo}$$

$$I_{intru} = 6(20mA) + 3(0.45mA) + 3(20mA) + 100mA$$

$$I_{intru} = 281.35mA$$

Con un factor de seguridad del 25%, el consumo de corriente es:

$$I_{consumo} = 1.25 * I_{TOTAL}$$

$$I_{consumo} = 351.6mA$$

La capacidad de la batería se determina por:

$$Autonomia_bateria = \frac{capacidad\ de\ bateria}{consumo\ esperado}$$

$$capacidad\ de\ bateria = Autonomia_bateria * consumo\ esperado$$

$$capacidad\ de\ bateria = 351.6mA * 1h$$

$$capacidad\ de\ bateria = 351.6mAh$$

- **Batería para la alimentación de los motores**

Para la determinación de la batería de los micro motores se tiene en cuenta que se van a utilizar 3 micro motores a 12V y 3 micro motores a 6V en primera instancia se calcula con corrientes nominales y a plena carga.

Consumo corriente nominal:

$$I_{Motores} = 3I_{motor12v} + 3I_{motor6v}$$

$$I_{Motores} = 3(60mA) + 3(70mA)$$

$$I_{Motores} = 390mA$$

Con un factor de seguridad del 25%, el consumo de corriente es:

$$I_{Motores} = 390mA * 1.25$$

$$I_{Motores} = 487.5mA$$

La capacidad de la batería se determina por:

$$Autonomia_bateria = \frac{capacidad\ de\ bateria}{consumo\ esperado}$$

$$capacidad\ de\ bateria = Autonomia_bateria * consumo\ esperado$$

$$capacidad\ de\ bateria = 487.5mA * 1h$$

$$capacidad\ de\ bateria = 487.5mAh$$

Consumo corriente a rotor bloqueado:

$$I_{Motores} = 3I_{motor12v} + 3I_{motor6v}$$

$$I_{Motores} = 3(750mA) + 3(1600mA)$$

$$I_{Motores} = 5.02A$$

Con un factor de seguridad del 25%, el consumo de corriente es:

$$I_{Motores} = 5.02A * 1.25$$

$$I_{Motores} = 6.2A$$

La capacidad de la batería se determina por:

$$Autonomia_bateria = \frac{capacidad\ de\ bateria}{consumo\ esperado}$$

$$capacidad\ de\ bateria = Autonomia_bateria * consumo\ esperado$$

$$capacidad\ de\ bateria = 6.2A * 1h$$

$$capacidad\ de\ bateria = 6.2Ah$$

Este caso es crítico, pero no se llega a realizar debido a que la prótesis los motores que ejercen mayor fuerza son en los dedos medio e índice reduciendo notablemente el consumo de energía a plena carga.

Por lo cual es suficiente utilizar una batería Li Po 3000mAh de tres celdas

Además, se debe tener en cuenta que estos cálculos se basan al consumo continuo de los micro motores, sin embargo, en el proyecto no lo es, ya que la prótesis funciona al momento de que el usuario realice un gesto y se activen momentáneamente los micro motores, así obteniendo mayor autonomía de la batería.

G. Monitoreo del estado de las baterías

Debido a que la prótesis debe ser completamente portátil, se debe considerar el estado de las baterías, ya que al ser baterías Li Po tienen voltajes mínimos y máximos de operación, en el caso de sobrepasar estos límites, la batería puede dañarse irreparablemente, para la realización del presente proyecto no se implementa ningún sistema de carga debido que para este tipo de baterías el voltaje de cada celda debe estar balanceado y se necesita que la prótesis sea lo más compacta posible, por lo que la carga la realiza el cargador de baterías Li Po.

El monitoreo del estado de las baterías, se la realiza utilizando un circuito divisor de voltaje como se muestra en la Figura 67, y al utilizar la ecuación (1) obteniendo un voltaje que va a una entrada analógica del Arduino

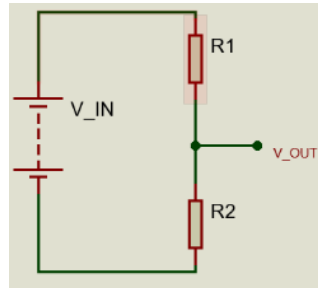


Figura 67. Diagrama conexión estado de batería.

$$V_{out} = V_{in} * \frac{R_2}{R_1 + R_2}$$

Donde:

$V_{out\ max} = 5V$, es el voltaje máximo que soporta la entrada analógica del Arduino.

- **Para batería Li Po 11.1V**

$$V_{in\ max} = 12.6V$$

Asumir:

$$R_2 = 100K$$

$$R_1 = V_{in} * \frac{R_2}{V_{out}} - R_2$$

$$R_1 = 12.6V * \frac{100K}{5V} - 100K$$

$$R_1 = 152K$$

Se elige un valor de resistencia comercial de 180K

$$V_{out_max} = 12.6V * \frac{100K}{180K + 100K}$$

$$V_{out_max} = 4.5 V$$

$$V_{out_min} = 9V * \frac{100K}{180K + 100K}$$

$$V_{out_min} = 3.21 V$$

- **Para batería Li Po 7.4 V**

$$V_{in\ max} = 7.6V$$

Asumir:

$$R_2 = 100K$$

$$R_1 = V_{in} * \frac{R_2}{V_{out}} - R_2$$

$$R_1 = 7.6V * \frac{100K}{5V} - 100K$$

$$R_1 = 52K$$

Se elige un valor de resistencia comercial de 56K

$$V_{out_max} = 7.6V * \frac{100K}{56K + 100K}$$

$$V_{out_max} = 4.8 V$$

$$V_{out_min} = 6.6V * \frac{100K}{56K + 100K}$$

$$V_{out_min} = 4.2 V$$

H. Diagrama de conexiones sistema electrónico de la prótesis biónica de mano

Una vez seleccionados los elementos electrónicos de la prótesis biónica de mano, se realiza las conexiones de todos los componentes, mostrados en el Anexo D.

2.3.3 Sistema de Control

En cualquier sistema de control de gestos, la elección de estos es de gran importancia. Usar gestos diferentes facilita que el programa distinga entre ellos, pero limitaría la usabilidad de la prótesis. Idealmente, la prótesis y el sistema de control podrían reconocer y realizar los mismos movimientos que una mano normal, pero dicho sistema no es posible con la tecnología actual. En su lugar, se debe encontrar un equilibrio entre la precisión del sistema y el número de gestos útiles (Castro & Arjunan, 2015). Otro punto a considerar es qué tan intuitivo es el gesto para el usuario, si un gesto es fácilmente reconocido por el programa, pero se siente incómodo o antinatural no puede ser una buena opción.

Siguiendo estos criterios, se seleccionan los gestos como indica la Figura 68 para la clasificación y control de la prótesis, adicionalmente se incrementa el movimiento de muñeca.

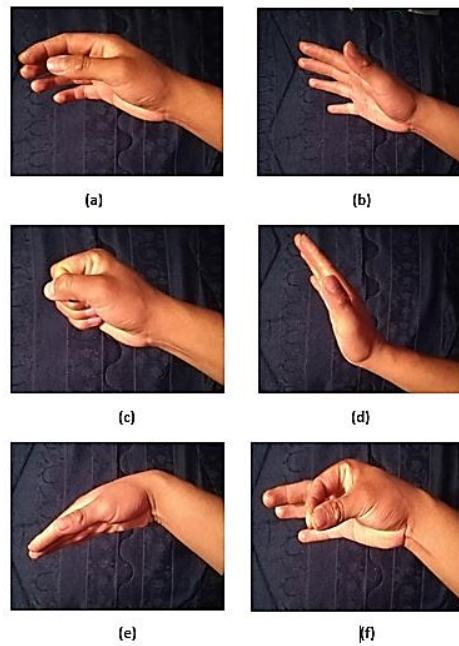


Figura 68. Gestos seleccionados. (a)Reposo, (b)Abierta(c)Cerrada(d) Hacia afuera (e) Hacia dentro (f) Pellizco

Estos gestos fueron elegidos ya que las señales se distinguen unos de otros, además que los gestos de la prótesis no necesariamente tienen que coincidir con las que el usuario realice, adicionalmente se incrementa el movimiento de la muñeca

A. Ubicación del Brazaletе Myo Armband

Los sensores del brazaletе Myo requieren contacto directo con su piel. Se puede usar el brazaletе debajo de la ropa, pero no se debe usar encima de la ropa, se debe colocar justo debajo del codo, manteniendo en brazo firme paralelo al piso y en una posición cómoda, el logotipo debe apuntar hacia arriba, esta es la zona donde las señales de los músculos son más fuertes, el brazaletе debe ajustarse cómodamente para evitar que se deslice, es importante que siempre se coloque el brazaletе en la misma posición, como se indica en la Figura 69. (Talmic Lab).



Figura 69. Colocación Brazaletes Myo.

B. Representación de datos EMG adquiridos por el brazaletes Myo Armband

Los sensores mioeléctricos del brazaletes Myo hacen referencia a sus 8 electrodos mioeléctricos, quienes se encargan de captar la actividad del musculo, la cual se puede visualizar en tiempo real mediante gráficas, haciendo uso de su conexión de Matlab con Arduino, mediante comunicación serial USB, utilizando un programa como indica la Figura 70.

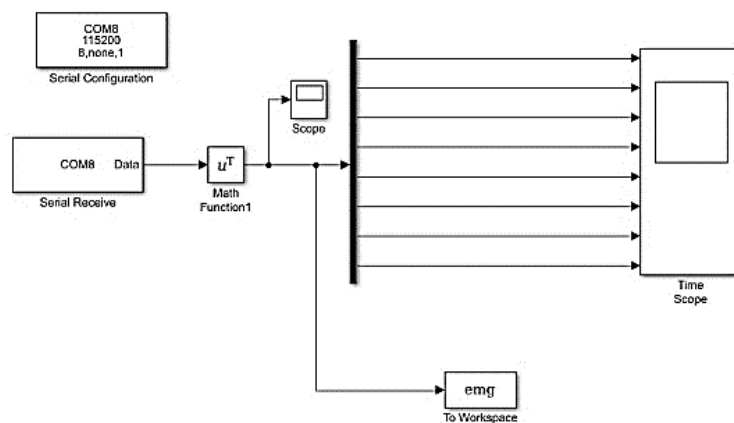


Figura 70. Recepción de datos por Serial.

En la Figura 68 se muestra un ejemplo de la señal captada por la Myo, para una mejor visualización, se descompone cada canal del sensor como indica la Figura 71.

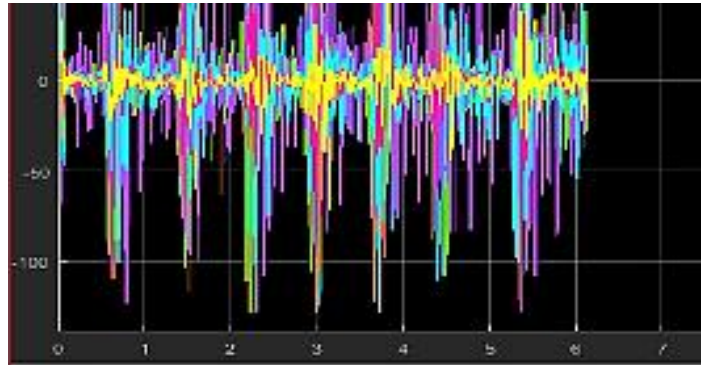


Figura 71. Grafica de señal mioeléctrica.

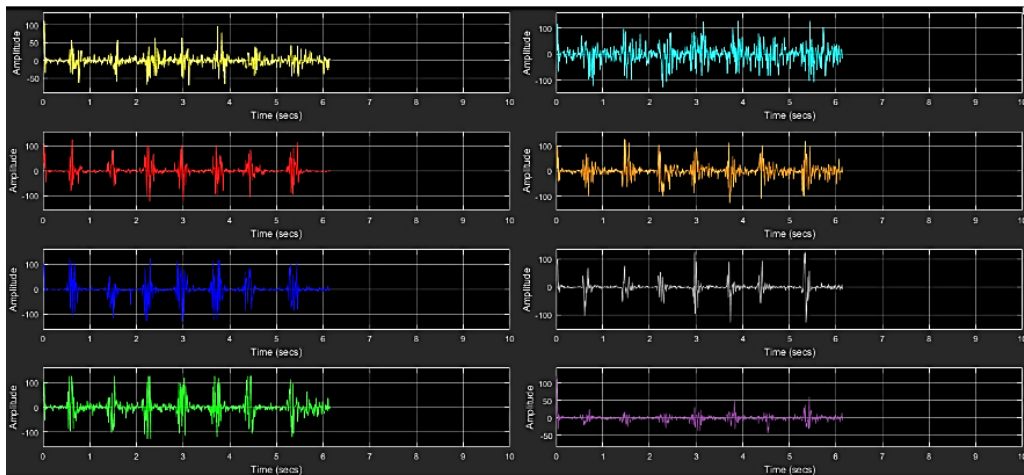


Figura 72. Grafica señal mioeléctrica por canal.

Se observa que la amplitud incrementa cuando existe alguna actividad muscular dependiendo el tipo de movimiento que realice la persona, y se mantiene en alrededor de cero cuando el brazo se encuentra en reposo.

C. Identificación de Movimiento

Para la identificación de movimiento involucra los cuatro pasos principales descritos en el capítulo 1, como indica la Figura 73.

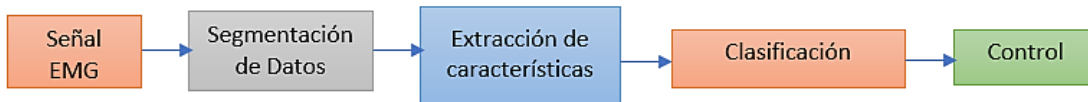


Figura 73. Diagrama de procesamiento señal EMG.

- **Segmentación y extracción de características**

El brazalete Myo Armband es capaz de registrar datos EMG a 200 Hz, pero está limitado a 50 Hz cuando también registra datos de los sensores de medida inercial (giroscopio, acelerómetro, magnetómetro). La característica elegida para la clasificación fue el valor medio absoluto (MAV) de la señal EMG, Para calcular el valor medio absoluto, el flujo de señales EMG registradas se realiza una segmentación de los datos, la elección de la longitud del segmento es una elección entre velocidad y precisión. Un segmento más largo podría proporcionar un mejor valor medio absoluto y ser más resistente a picos o caídas en la señal, pero el uso de segmentos más largos también reduciría el tiempo de respuesta del sistema (Simon, Hargrove, Lock, & Kuiken, 2011).

La segmentación de datos se realiza mediante el criterio de ventanas disjuntas donde se utilizan ventanas temporales de 15 datos por electrodo teniendo un total de 120 datos recibidos por el brazalete Myo.

La selección del número de datos se realiza mediante la adquisición de datos y al observar cuantos datos tiene una amplitud alta durante la generación de un movimiento.

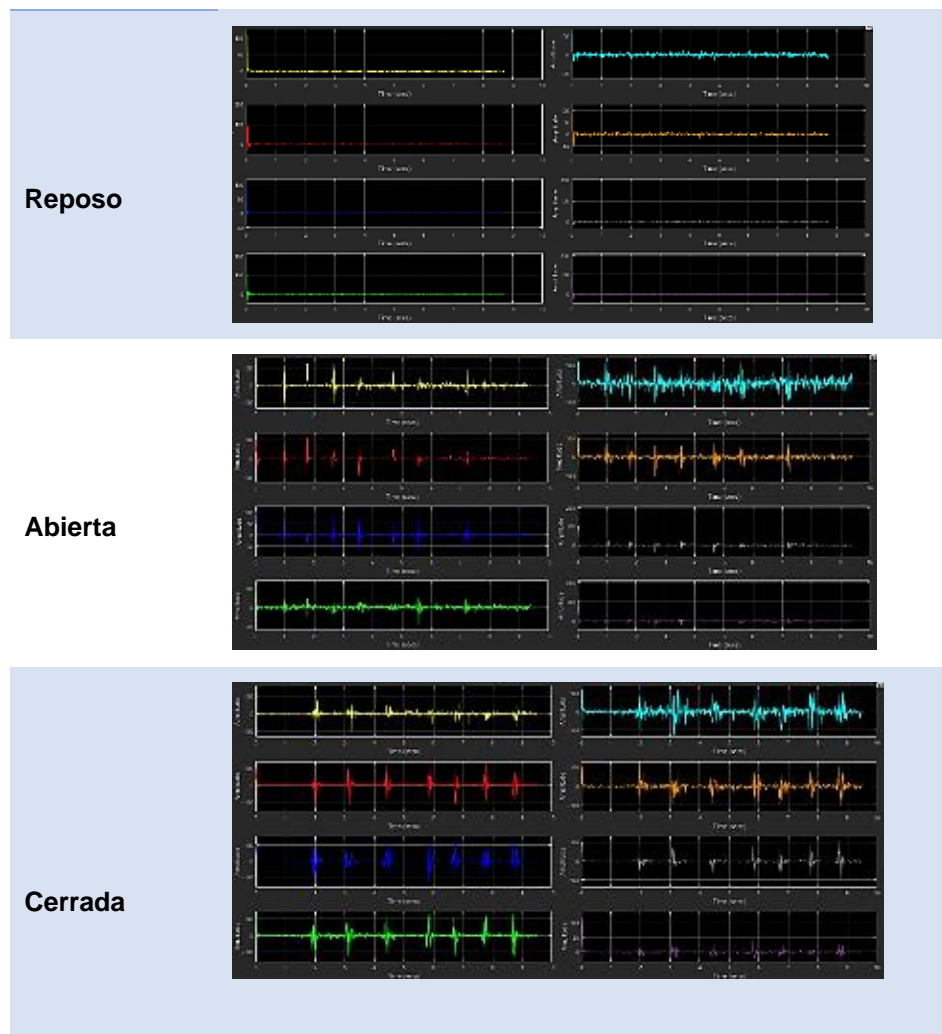
- **Clasificación**

Luego de la segmentación y extracción de características, el siguiente paso es clasificar de acuerdo a los valores medios absolutos (MAV) calculados de cada electrodo e identificando que electrodos intervienen con mayor amplitud en cada movimiento y clasificarlos dentro de un rango de valores realizando 10 repeticiones por movimiento.

Tabla 22

Señales adquiridas de acuerdo a cada movimiento realizado

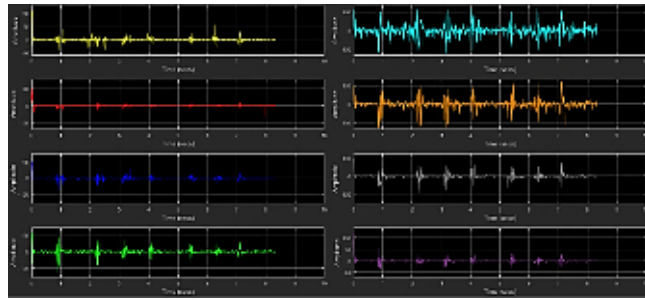
Acción



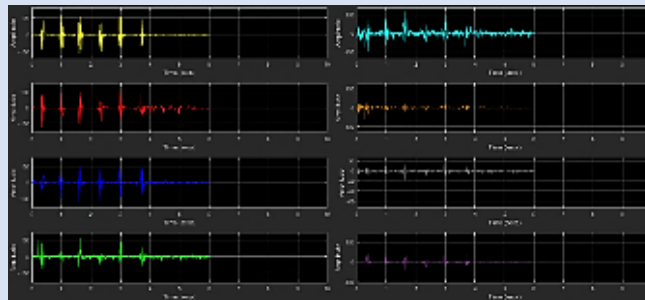
Continua



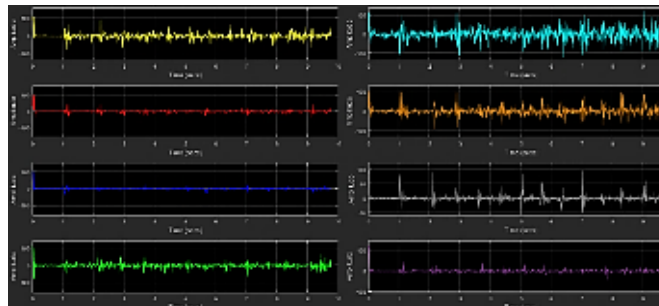
Hacia afuera



Hacia dentro



Pellizco



Se puede observar que entre el gesto “Hacia dentro” y “Hacia fuera”, la actividad de los músculos se da en canales opuestos, mientras que “Hacia dentro” activa los electrodos del 6 al 8, el gesto “Hacia fuera” activa los electrodos 2 y 3, debido que son gestos que se mueven en direcciones opuestas a la mano. De la misma manera, se observa que las señales mioeléctricas del gesto “Cerrar” tienen una mayor amplitud que las del gesto “Abrir” en los electrodos 1,4 y 7. Se puede identificar que el gesto más corto en duración es el de “Pellizco”

En el Anexo E se presentan los datos correspondientes a las señales EMG de cada uno de los gestos.

La clasificación en tiempo real genera ventanas consecutivas para segmentación de datos está limitado al tiempo de respuesta del sistema y al realizar varias pruebas se llegó a establecer un salto de 100ms entre ventanas.

Tabla 23

Parámetros para la clasificación de la señal mioeléctrica en tiempo real

Número de datos adquiridos por electrodo	15
Tiempo de salto entre ventanas	100ms

- **Amplitud de la señal EMG**

Los valores más altos recibidos por el software de adquisición de datos, son medidos en base a rangos indicados en la Tabla 24, teniendo en cuenta que las amplitudes pueden variar de acuerdo a edad, sexo, o condición física.

Tabla 24

Rango de amplitud de la señal EMG

Amplitud adquirida del movimiento	Valores mínimos Inicio del movimiento	Valores máximos Esfuerzo máximo del musculo
Reposo	[0-3]	[2-5]
Abierta	[7-9]	[70-100]
Cerrada	[6-16]	[80-120]
Hacia dentro	[6-13]	[50-100]
Hacia fuera	[4-10]	[40-116]
Pellizco	[2-6]	[40-90]

- **Umbral de activación (Sensibilidad del movimiento)**

De los valores recibidos por el brazalete Myo se estandarizan los valores más adecuados para la generación de los movimientos de la prótesis, el umbral es variable de acuerdo a los valores MAV (Valor medio absoluto) o también llamado vector característico, adquiridos en el segmento de datos. Este valor aumentará o disminuirá en función de la amplitud de la señal recibida.

- **Control de los motores**

De acuerdo a la clasificación de movimientos en base a los umbrales detectados en cada movimiento se realiza la programación del control de los motores de acuerdo al flujograma de la Figura 74, que realiza la tarjeta de control, el código implementado para el control de los motores se encuentra en el Anexo F.

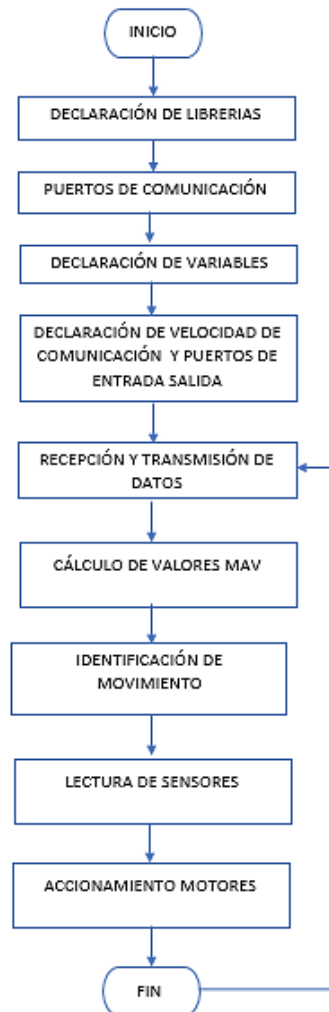


Figura 74. Diagrama de flujo de programación.

- **Movimiento de muñeca**

El brazalete Myo incorpora sensores de medida inercial, acelerómetro de 3 grados y un giroscopio de 3 grados para la captura de datos espaciales. Los datos de giroscopio que proporciona el brazalete son en base a los ángulos de Euler, teniendo como punto fijo el brazo de la persona como indica la Figura 75.

- Pitch (ángulo vertical)
- Yaw (ángulo horizontal)
- Roll (ángulo de rotación)

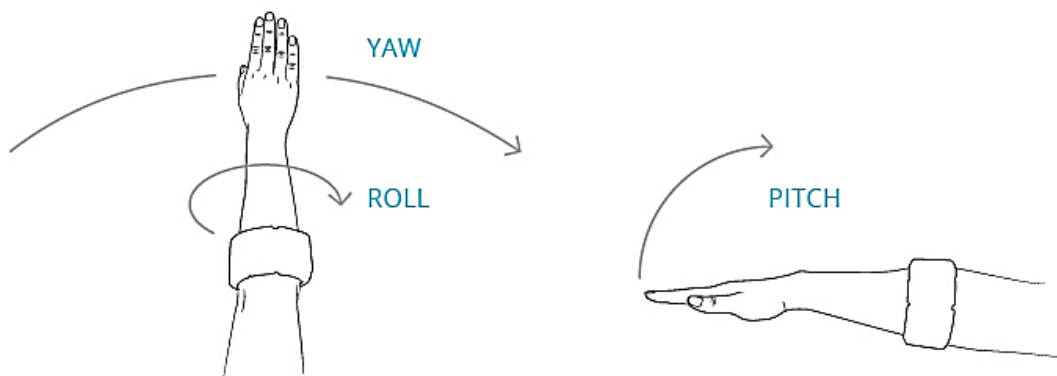


Figura 75. Movimientos capturados por la Myo.
Fuente. (Thalmic Labs, 2014).

De acuerdo a la Figura 76 para el movimiento de la muñeca se hace el uso de los datos correspondiente a la componente Roll, cuando el giro de la mano es en sentido anti horario la señal es positiva, en cambio cuando el sentido es horario la señal es negativa.

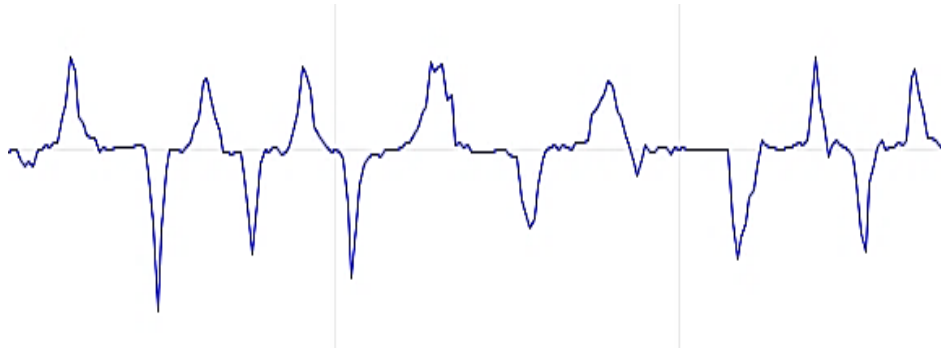


Figura 76. Grafica del movimiento de la muñeca.

De acuerdo a las señales de la Figura 76, se extraen los valores más altos que rondan entre los -400 a 400 para la detección de la señal de giro y realizar el control de acuerdo al flujograma de la Figura 77.

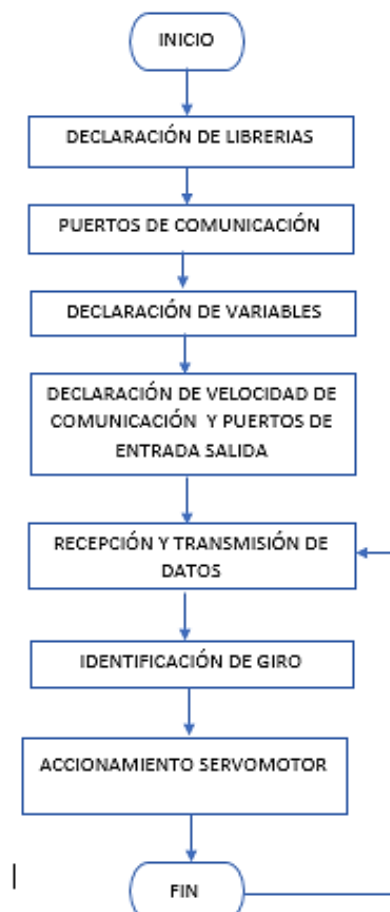


Figura 77. Diagrama de flujo programación muñeca.

2.4 Ensamblaje del prototipo de prótesis de mano bionica.

Una vez impresa las partes del prototipo se proceden a ensamblarlas partiendo por la colocación de los sensores en los dedos correspondientes.

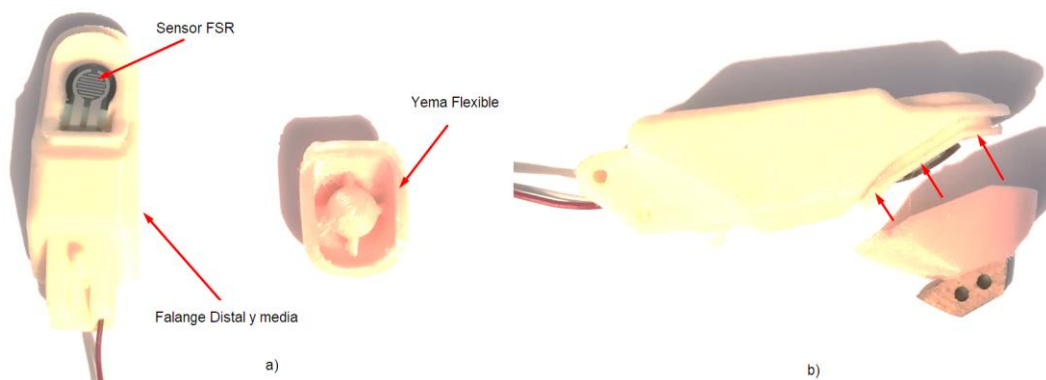


Figura 78. a) Disposición de componentes Falange distal y media, y b) Vista lateral

Como se muestra en la figura 78 el sensor de presión está situado entre la falange media-distal y la yema flexible. Una vez ensamblado esto se procede a ensamblar las demás partes como se muestra en la figura 79, se observa el ensamblaje de las falanges de los dedos.

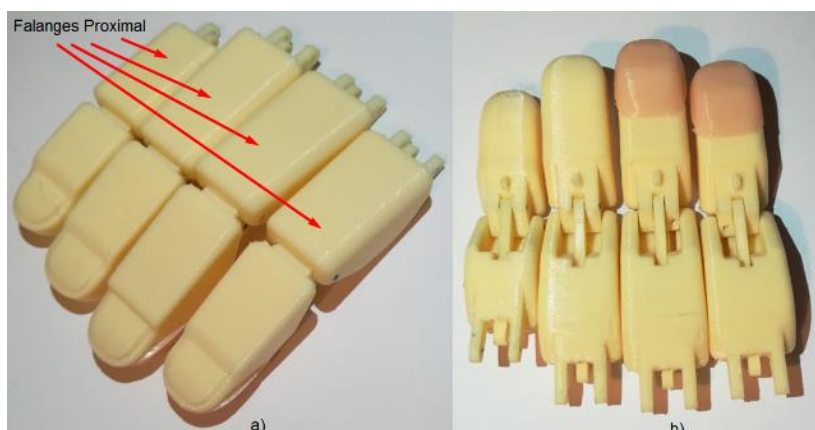


Figura 79. Dedo índice, medio, anular y meñique armados. a) Vista frontal y B) Vista interna.

Luego de esto procedemos a ensamblar el dedo pulgar (Figura 80),comensando por ensamblar el engrane mediante el pasador al acople palma-pulgar, este subensamblaje permite el acople de las falanges del dedo pulgar y asi mismo la conexión con la palma.

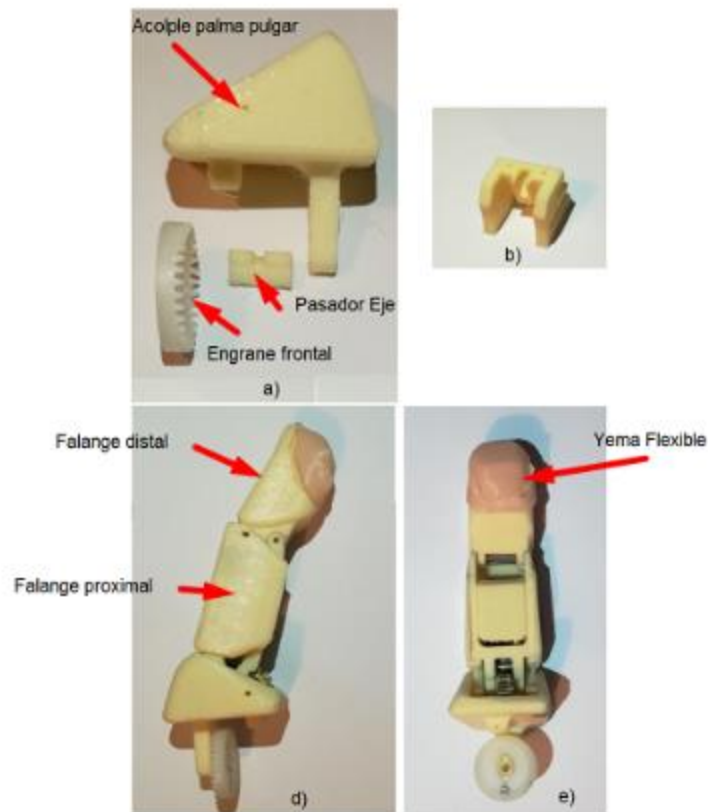


Figura 80. a) Componentes de acople pulgar-palma, b) Acople palma-anular, c) Vista lateral pulgar y d) Vista interna pulgar.

En la figura 80 también se muestra el acople palma-anular, que nos ayuda a acoplar el dedo anular con la palma, la cual se muestra en la figura 81 detallada a continuación.

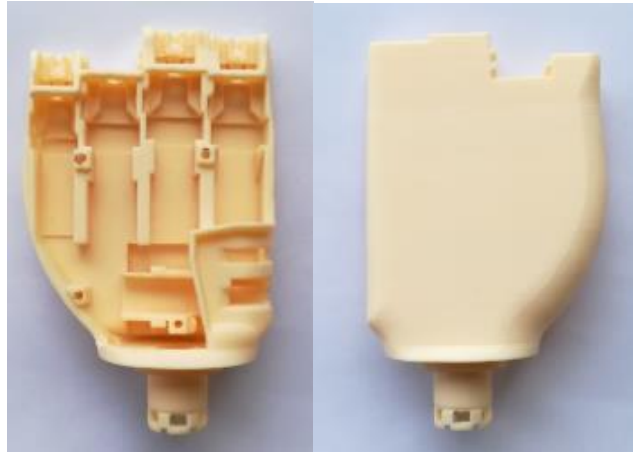


Figura 81. Palma.

Una vez que tenemos los dedos ensamblados y los acoples para los dedos pulgar y anular se los ensambla a la palma así como los componentes electrónicos para su movilidad, como muestra la figura 82.

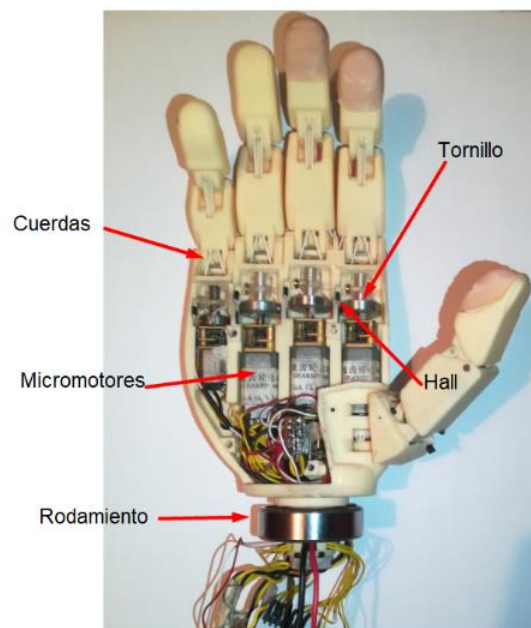


Figura 82. Mano armada con componentes.

Como penúltimo paso se realiza el acople de la palma con el antebrazo, mediante el rodamiento y para su movimiento se acopla los engranes con la mano y con el servo como se detalla en la figura 83.

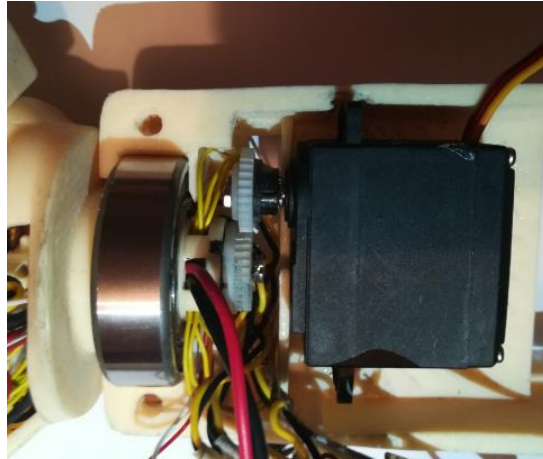


Figura 83. Acople Servomotor.

Por último, se ensambla el muñón al antebrazo.



Figura 84. Ensamblaje final del prototipo de prótesis de mano biónica.

CAPITULO III

PRUEBAS Y RESULTADOS

En el presente capítulo se realiza pruebas de los componentes del prototipo de prótesis biónica de mano y presentar los resultados con la intención de verificar el funcionamiento. Los valores MAV presentados como la base de datos de registros de datos EMG para identificar los gestos que varían en función de la amplitud del musculo. A partir de estas dinámicas se determinan patrones idénticos con valores MAV altos y respuesta transitoria con valores mínimos cercanos a cero, (O'Neill, 1995). El estado transitorio de la señal EMG describe el estado en reposo en el que la identificación de la señal sea mínima y no accione el umbral de activación es decir un estado transitorio al rededor cero.

Para llevar a cabo el reconocimiento del gesto se plantean ciertos puntos importantes para la correcta identificación de valores MAV

- Prueba de adquisición de señales y datos con el sensor Myo Armband

Esta prueba revela el funcionamiento del sensor EMG en el área interés que reconoce los estímulos musculares.

- Prueba de las señales de movimiento en la región de interés

Las señales recibidas en la etapa de adquisición deben ser identificadas de acuerdo al movimiento que se está realizando, extrayendo los valores MAV donde se selecciona los valores más adecuados para crear los umbrales de activación del movimiento.

- Prueba de acierto de los movimientos en el reconocimiento de acuerdo a los valores de umbral establecidos para cada movimiento de acuerdo a los electrodos que intervienen para cada movimiento.

3.1 Prueba de reconocimiento de cada gesto.

Tabla 25. Prueba de aciertos de reconocimiento de cada gesto.

Gesto	Número de aciertos	Número de desaciertos	Total
Reposo	9	1	10
Abierta	7	3	10
Cerrado	8	2	10
Hacia Fuera	7	3	10
Hacia Dentro	7	3	10
Pellizco	6	4	10

En la Tabla 25 se observa las pruebas realizadas para la detección del gesto, donde cabe resaltar que el objetivo de este proyecto no es la identificación de gestos para cada movimiento, si no lograr que la prótesis de mano tenga la capacidad de realizar movimientos básicos, para lo cual en las pruebas de prensiones se realiza el reconocimiento de abrir y cerrar la mano para la movilidad de la prótesis.

3.2 Prueba de agarre cilíndrico.

Para la realización de la prueba se considera varios objetos de forma regular como se observa en la Figura 85.

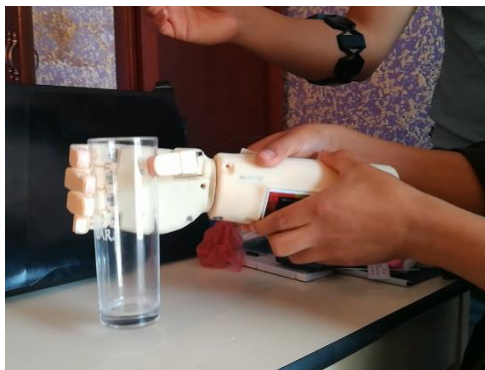


Figura 85. Prueba de agarre cilíndrico

En las pruebas de agarre cilíndrico, se realizaron 10 agarres con cada objeto que tienen forma cilíndrica. En la Tabla 26, se muestran los resultados.

Tabla 26
Pruebas de agarre cilíndrico

	Característica	Aciertos	Total	Error agarre
Vaso de cristal	Forma cilíndrica	7	10	3
Protector solar	Forma cilíndrica	9	10	1
Botella tesalia	Forma cilíndrica	8	10	2

Análisis: El prototipo de prótesis biónica de mano es apta para el agarre de objetos cilíndricos con un diámetro máximo de 60 mm de diámetro y un mínimo de 20mm, debido al material del objeto y al material de la prótesis, al momento de levantar el objeto tiende a resbalar.

3.3 Pruebas de agarre de gancho

Para realizar esta prueba se considera una bolsa con pesos distintos, los mismos que se van adicionando hasta validar el peso máximo de 1kg, que es la que tiene que soportar las prótesis como muestra la Figura 86.



Figura 86 Prueba de agarre en gancho

Tabla 27
Pruebas de agarre de gancho

	Peso (Gramos)	Observaciones
	500	
Funda de arroz	1000	Soporta un peso de 1kg
	1500	
	2000	Soporta un peso de 2kg
TOTAL	2000	

Análisis: Con los resultados de la Tabla 27, se determina que el prototipo de prótesis biónica de mano es capaz de soportar 2kg de peso sin ningún inconveniente.

3.4 Prueba de agarre de pinza

Para realizar esta prueba se considera varios objetos de varias formas como se observa en las Figuras 87 y 88.



Figura 87. Agarre pinza de una esfera



Figura 88. Agarre pinza de una billetera

En las pruebas de agarre de pinza se realizaron 10 agarres con cada objeto. En la Tabla 28 se muestran los resultados,

Tabla 28
Pruebas de agarre de pinza

	Característica	Aciertos	Total	Error
Billetera	Forma rectangular	8	10	2
Esfera	Forma cilíndrica	7	10	3

Análisis: El prototipo de prótesis biónica de mano es capaz de realizar agarre de pinza entre los dedos índice y pulgar y medio con objetos de diferente forma.

3.5 Pruebas de agarre lateral

En la Figura 89 se puede observar en agarre lateral, esta postura es utilizada para mantener objetos como tarjetas de crédito o CD's para la realización de esta prueba se tomaron en cuenta objetos un grosor pequeño.



Figura 89. Prueba de agarre lateral

Tabla 29
Pruebas de agarre lateral

	Característica	Aciertos	Total	Error
Billetera	Forma rectangular	10	10	0
Tarjeta de crédito	Forma rectangular	8	10	2

Análisis: El prototipo de prótesis biónica de mano es capaz de realizar agarre lateral mediante el movimiento de cierre del pulgar.

3.6 Pruebas de agarre esférico

Para realizar esta prueba se consideró una esfera de espuma Flex de 50mm de diámetro como se muestra en la Figura 90.



Figura 90. Agarre esférico

Tabla 30
Prueba de agarre esférico

	Característica	Aciertos	Total	Error
Espuma Flex	Forma Esférica 50 mm diámetro	8	2	0

Análisis: El prototipo de prótesis biónica de mano es apto para el agarre de objetos esféricos con un diámetro máximo de 50mm.

3.7 Prueba de movimiento de muñeca

Adicionalmente el prototipo de prótesis biónica de mano tiene un movimiento de muñeca, para facilitar el agarre de objetos, se puede observar la posición inicial y final de la prótesis en las Figuras 89 y 90 respectivamente.



Figura 91. Giro muñeca posición inicial



Figura 92. Giro muñeca posición final

Análisis: En el movimiento de muñeca se evidencio errores de reconocimiento, cuando se realiza únicamente el giro de muñeca la prótesis biónica gira normalmente, pero al incluir giro y agarre se observa una falta de sincronización por lo que en esta prótesis no es recomendable realizar movimientos de giro y agarre al mismo tiempo.

3.8 Prueba realizada a un paciente que sufre amputación de la mano

Esta prueba se realizó a un paciente que sufre amputación transradial la cual se efectúa en el antebrazo, en nivel un tercio proximal en su mano derecha y un nivel un tercio distal en su mano izquierda.

En su testimonio manifiesta que desde hace 16 años le amputaron la mano debido a un accidente que sufrió en el trabajo, el paciente actualmente utiliza una prótesis mecánica de gancho, la cual utiliza para labores como, jalar un balde, sujeción de objetos pequeños e incluso puede trabajar en el campo cuidando terneros y deshierbando.

El paciente siente la necesidad de utilizar otro tipo de prótesis, de apariencia más estética y que pueda utilizar en eventos sociales, así como para sujetar otros objetos de los que está acostumbrado, como sujetar un vaso.



Figura 93. Paciente con amputación.

La colocación del brazalete Myo Armband se realiza como indica la Figura 94, para adquirir las señales mioeléctricas en el brazo derecho donde sufre una de sus amputaciones y proceder a calibrar las señales recibidas para la generación del movimiento de la prótesis.



Figura 94. Colocación Myo al paciente.

Para la calibración de la prótesis se debe utilizar el software Matlab, donde se puede visualizar y almacenar los datos adquiridos mediante comunicación serial con el Arduino. Dependiendo de en qué estado se encuentren sus fibras musculares se eligen los electrodos que tienen una mayor amplitud de la señal.

En la Figura 95 muestra la señal adquirida del paciente, luego se procede a segmentar la señal y calcular el valor medio absoluto y así poder clasificarla para la realización del movimiento.

En el paciente el valor medio absoluto optimo identificado para el reconocimiento del gesto fue de $MAV = 140$, por lo que ese valor se incorpora en el programa para la identificación del gesto, los algoritmos utilizados se encuentran en el Anexo F.

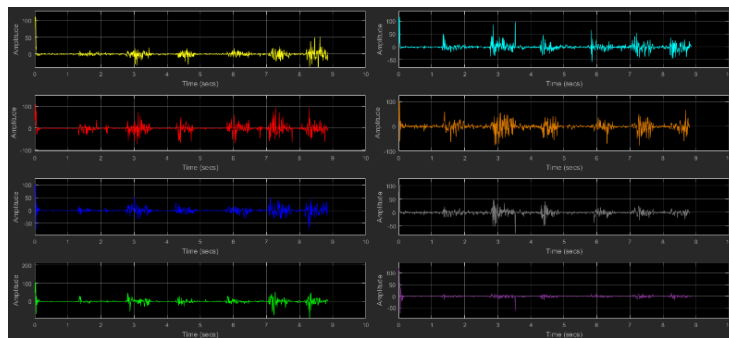


Figura 95. Señales adquiridas del paciente.

Análisis: Según la gráfica de adquisición de datos del paciente se observa que las amplitudes de señales mioeléctricas tienen una amplitud considerable, por lo que se puede proceder a la extracción de característica y poder realizar el movimiento, de acuerdo a una asesoría con un traumatólogo, es suficiente que el paciente con amputación pueda realizar un solo movimiento el cual es poder abrir y cerrar la mano, debido que los músculos deben tener un entrenamiento de aproximadamente 7 meses. Los datos adquiridos por el paciente se encuentran en el Anexo E.

Procediendo a colocar el acople y la prótesis biónica de mano al brazo del paciente como indica la Figura 96 y 97 respectivamente.



Figura 96 Acople prótesis



Figura 97 Colocación prótesis al paciente

En la Tabla 31 se observa el resultado de las pruebas realizadas al paciente

Tabla 31
Pruebas realizadas al paciente

Prueba Realizada	Número de aciertos	Número de desaciertos	Total, de pruebas
Abrir Mano	8	2	10
Cerrar Mano	7	3	10

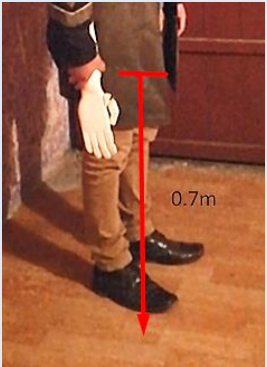



Análisis: Debido a que el paciente no está acostumbrado a realizar la estimulación de los músculos se tiene ciertos errores como indica la Tabla 30, pero la prótesis tiene un alto grado de funcionalidad, por lo cual es apta para personas con amputación de brazo.

3.9 Prueba de caídas.



El prototipo de prótesis de mano biónica se sometió a pruebas de caídas en diferentes posiciones, teniendo en cuenta el tipo de manipulación que tiene el paciente y también si las correas o el acople del muñón se desajusta por los movimientos que se realiza con la misma y pueda caerse la prótesis.

En la Tabla 32 se muestra el tipo de posiciones a la que se sometió la prótesis de mano biónica y los resultados que obtuvimos.

Tabla 32
Prueba de caídas.

Posición	Prueba	Resultado	Detalle
Mano extendida hacia abajo.			Se realizó 5 pruebas de esta en la que el prototipo no sufrió ningún daño.
Palma hacia arriba y hacia abajo			<p>Palma hacia arriba:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Sin daño. 2. Daño parcial de falange proximal dedo pulgar. 3. Ruptura de falange proximal dedo pulgar. <p>Palma hacia abajo:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Sin daño 2. Daño parcial de falange proximal dedo pulgar. 3. Ruptura de falange proximal dedo pulgar.

Continua 

<p>Palma hacia dentro y fuera del cuerpo</p>			<p>Palma hacia dentro:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Sin daño. 2. Daño parcial de falange proximal dedo pulgar. 3. Ruptura de falange proximal dedo pulgar. <p>Palma hacia afuera:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Sin daño. 2. Daño parcial de falange proximal dedo pulgar. 3. Ruptura de acople pulgar-palma.
--	---	--	--

Como se detalla en la Tabla 32 la parte más sensible a una caída del prototipo es la falange proximal del pulgar, debido a que este elemento esta acoplado a un sistema de engranes no tiene la opción de flexionarse como los otros dedos generando un tipo de palanca y rompiéndose, otro motivo de ruptura es que no se puede determinar el ángulo con el que llega al suelo.

La Figura 98 muestra la ruptura provocada por la prueba de caídas.

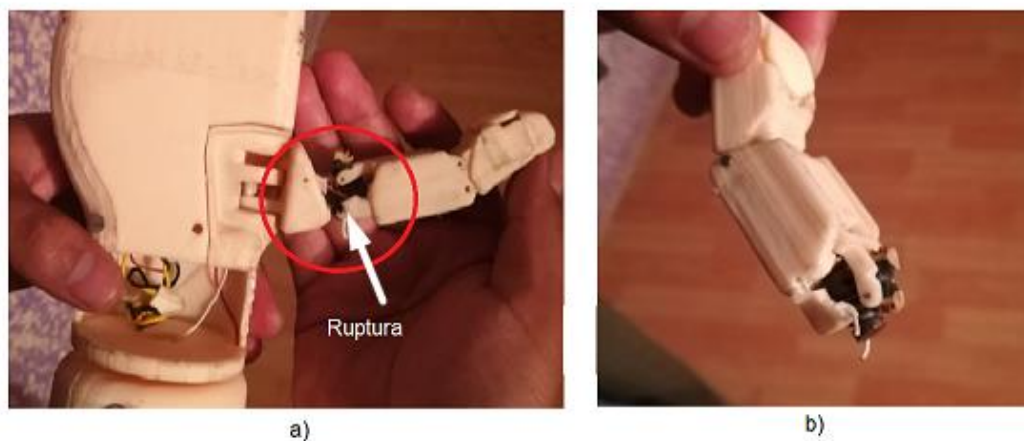


Figura 98. a) Zona de ruptura, y b) Falange proximal rota.

Los posibles ángulos de llegada al suelo generando una palanca y la posterior ruptura de la falange proximal se indican en la Figura 99.

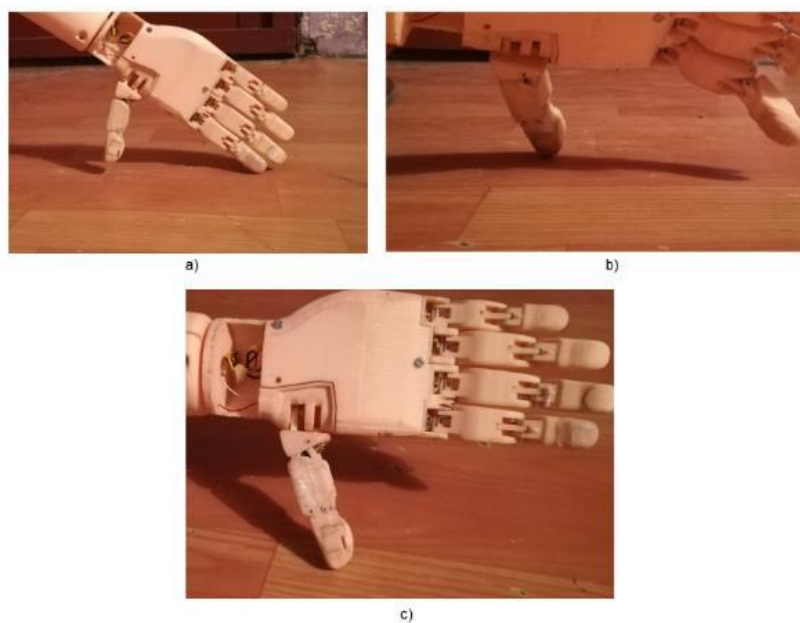


Figura 99. Posibles ángulos de caída

En la Tabla 33 se describe las características generales del prototipo de prótesis de mano biónica.

Tabla 33
Características prototipo.

Detalle	Valor
Peso.	800gr
Largo desde muñón a dedo	142 mm
Grados de movilidad	7
Tiempo de Baterías	5 h

3.10 Validación de la hipótesis

¿El diseño y construcción de un prototipo de prótesis de mano biónica de control mioeléctrico ayudará a la manipulación de objetos de hasta un kilogramo?

Para la validación de la hipótesis, se usa la prueba de independencia de Chi cuadrado, la cual describe si existe o no relación entre dos variables, para lo cual se necesita plantear una hipótesis nula y una alternativa, donde la hipótesis nula establece que los dos parámetros utilizados son independientes el uno del otro, y la hipótesis alternativa asegura que los dos parámetros analizados son dependientes, dichas hipótesis se plantean continuación.

- H_1 (Hipótesis alternativa): Existe relación entre la manipulación de objetos de hasta un kilogramo con el diseño de la prótesis de mano biónica.
- H_0 (Hipótesis nula): No existe relación.

Bajo los resultados obtenidos en el capítulo de pruebas y resultados, con el fin de validar la hipótesis se procede al cálculo del Chi cuadrado.

$$\lambda^2 = \sum_{i=1}^k \frac{(O_i - E_i)^2}{E_i}$$

Donde:

$\lambda^2 = Chi\ cuadrado$

$O_i = Frecuencia\ absoluta\ observada$

$E_i = Frecuencia\ esperada$

En la Tabla 34 se describe las pruebas realizadas y se obtiene la frecuencia observada.

Tabla 34
Datos de la frecuencia observada

Orden	Agarre	Descripción	Si Cumple	No Cumple	Número de pruebas
1	Cilíndrico	Sujetar vaso de 40mm de diámetro	9	1	10
2		Sujetar pelota de 40mm de diámetro	8	2	10
3		Sujetar vaso de 65mm de diámetro	7	3	10
4		Sujetar protector solar	9	1	10
5	Pinza	Sujetar billetera	8	2	10
6		Sujetar una esfera	7	3	10
7		Sujetar una esponja de 1.5 cm	9	1	10
8	Gancho	Sujetar bolsa de 600g de masa	10	0	10
9		Sujetar bolsa de 1kg de masa	10	0	10
10		Sujetar bolsa de 2kg de masa	10	0	10
11	Lateral	Billetera	10	0	10
12		Tarjeta de credito	8	2	10
13	Esférico	Espuma Flex 50mm diametro	8	2	10
Suma Total			113	17	130

Ya obtenidos los datos de frecuencia observada O_i , se calcula la frecuencia esperada E_i , de la opción “Si Cumple” y “No Cumple”, se calcula con el número de

repeticiones realizadas, la sumatoria de las pruebas realizadas y el total de las pruebas realizadas

$$Freq. Esperada. SI = \frac{Repeticiones * \sum Cumple}{\sum \#Pruebas}$$

$$Freq. Esperada. SI = \frac{10 * 113}{130} = 8.692$$

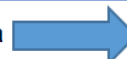
$$Freq. Esperada. NO = \frac{10 * 17}{130} = 1.308$$

Por último, se calcula el valor Chi cuadrado

Tabla 35
Cálculo del Chi cuadrado

Condición de prueba	O	E	O-E	(O-E) ²	(O-E) ² / E
Si-1	9	8,692	0,308	0,095	0,011
Si-2	8	8,692	-0,692	0,479	0,055
Si-3	7	8,692	-1,692	2,864	0,329
Si-4	9	8,692	0,308	0,095	0,011
Si-5	8	8,692	-0,692	0,479	0,055
Si-6	7	8,692	-1,692	2,864	0,329
Si-7	9	8,692	0,308	0,095	0,011
Si-8	10	8,692	1,308	1,710	0,197
Si-9	10	8,692	1,308	1,710	0,197
Si-10	10	8,692	1,308	1,710	0,197

Continua



Si-11	10	8,692	1,308	1,710	0,197
Si-12	8	8,692	-0,692	0,479	0,055
Si-13	8	8,692	-0,692	0,479	0,055
No-1	1	1,308	-0,308	0,095	0,072
No-2	2	1,308	0,692	0,479	0,367
No-3	3	1,308	1,692	2,864	2,190
No-4	1	1,308	-0,308	0,095	0,072
No-5	2	1,308	0,692	0,479	0,367
No-6	3	1,308	1,692	2,864	2,190
No-7	1	1,308	-0,308	0,095	0,072
No-8	0	1,308	-1,308	1,710	1,308
No-9	0	1,308	-1,308	1,710	1,308
No-10	0	1,308	-1,308	1,710	1,308
No-11	0	1,308	-1,308	1,710	1,308
No-12	2	1,308	0,692	0,479	0,367
No-13	2	1,308	0,692	0,479	0,367
Total, Chi cuadrado					12,993

Para poder continuar con el procedimiento es necesario determinar los grados de libertad, en este caso se tiene 24 grados, pero se encuentran delimitados por los grados de movilidad, el cual es 7 grados de movilidad que serán considerados como los grados de libertad.

Generalmente se utiliza un nivel de probabilidad de 0.1 la cual es la probabilidad de encontrar un valor superior a igual que el chi cuadrado tabulado, se extrae el valor 12.017 de la Tabla el cual es comparado con el total calculado del 12.993 concluyendo así que el valor obtenido es mayor al de la Tabla Chi cuadrado, por ende, es aceptada la hipótesis de la alternativa H1.

Estableciendo así la valides de la hipótesis planteada, por la prueba de la independencia del Chi cuadrado.

3.11 Análisis financiero

Se toma en cuenta los costos de los materiales, mano de obra, que se detallan a continuación.

3.11.1 Diseño e Ingeniería

Está conformado por Elvis Paucar y Henry De La Cruz quienes realizaron la investigación, junto con el asesoramiento de la Ingeniera Patricia constante y profesionales especializados en el tema.

3.11.2 Materiales

En la Tabla 36 se detalla los componentes utilizados en el proyecto así mismo como el costo.

Tabla 36
Lista de materiales.

N°	ITEM	CANTIDAD	VALOR UNITARIO	VALOR TOTAL
1	Tarjeta Arduino Mega	1	17,50	17,50
2	Sensor Myo Armband	1	200,00	200,00
3	Modulo Bluetooth HM-10	1	15,00	15,00
4	Sensor de efecto Hall	6	3,25	19,50
5	Sensores de presión FSR 400	3	11,00	33,00
6	Micro motores DC 12V	3	17,00	51,00
7	Micro motores DC 6V Pololu	3	25,00	75,00
8	Servomotor Tower Pro 995	1	13,00	13,00
9	Batería Li Po 7.4V 2200mAh	1	25,00	25,00
10	Batería Li Po 11.1V 3000mAh	1	50,00	50,00
11	Driver TB6612FNG	3	7,50	22,50
12	Impresión 3D	1	300,00	300,00
13	Modulo Regulador De Voltaje Lm2596	1	4,50	4,50
14	Metros de cable de tendón y elásticos	5	3,00	3,00
15	Rodamiento	1	3,50	3,50
16	Elementos de electrónica básica	Varios	15,00	15,00
17	Gastos por envíos	Varios	25,00	25,00
18	Eje	4	10,00	40,00
19	Corte Laser	Varios	5,00	5,00
20	Componentes (tornillos, machuelos, lijas, limas entre otras)	Varios	20,00	20,00
21	Otros	---	25,00	25,00
			Total.	962,50

La fabricación de prótesis de mano biónica tiene un costo de \$ 962.50, sin tomar en cuenta las horas de ingeniería, siendo un prototipo económico comparado con prótesis disponibles en el país, que mayormente son mecánicas.

CAPITULO IV

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

4.1 Conclusiones

- El diseño mecánico es completamente funcional al momento de realizar los movimientos establecidos, debido a que se utiliza sistemas mecánicos tales como mecanismo de 4 barras, engranes paralelos, frontales y un tornillo sin fin.
- La parte más sensible de la estructura es la falange proximal A, debido que al estar acoplado con un engrane y un tornillo sin fin, este permanece estático y al someterlo a pruebas de caídas, se genera una especie de palanca cuando llega al suelo produciendo el parcial daño y ruptura.
- El mecanismo de actuación de cuerda torcida, es un sistema que tiene muchas aplicaciones reflejado a nuestro caso, la flexión y extensión de un tendón de la mano, permitiendo realizar de mejor manera los movimientos establecidos y permitiendo soportar una carga elevada. Además de esto se realizó una configuración diferente para la optimización del movimiento.
- La estructura del prototipo está dimensionada de acuerdo a la norma DIN 33402 y tiene un aspecto que se asemeja a una mano real, de igual forma tiene ergonomía para su manipulación, ayudando al paciente en su recuperación psicológica.
- El prototipo de prótesis de mano biónica tiene su sistema de control totalmente incorporado en toda la estructura, funcionando de manera independiente a equipos adicionales.

- El acople para la inserción del muñón debe ser diseñado acorde a las dimensiones del muñón del paciente, permitiendo un ajuste adecuado de la prótesis evitando posibles caídas y que sea necesario de recurrir a excesivas correas para fijar la prótesis.
- Las cuerdas utilizadas en el mecanismo de actuación de torsión por cuerda tienen un alto soporte a cargas pesadas, al menos en pruebas de peso soporta 2kg, permitiendo repeticiones y una larga vida de este componente.
- El elástico para la extensión de los dedos permite un repetitividad continua y duradera, siempre y cuando la estructura en donde se acople no tenga alteraciones en su superficie y sea lo mayormente liso para que este se extienda o contraiga.
- Se diseñó un sistema independiente que asemeja la torsión de la cuerda, es decir en vez de que la cuerda se enrede entre si se diseñó un tornillo roscado para que esta se enrolle en mismo permitiendo realizar los movimientos sí que se extienda la cuerda al momento de aplicarle alguna carga.
- El control de prótesis mioeléctricas muestra una gran promesa para reducir los impactos negativos que puede tener la pérdida de la mano, si bien la tecnología sigue avanzando para reproducir perfectamente los movimientos naturales de la mano, las prótesis son capaces de mejorar significativamente la calidad de vida de las personas con amputación.
- Haber utilizado la Myo Armband para la adquisición de datos fue la mejor elección para realizar este proyecto, pues incorpora sensores mioeléctricos y sensores de medida inercial como el giroscopio, el cual sirve para la generación del movimiento de la muñeca, sin la necesidad de utilizar más sensores.

- Gracias a la comunicación inalámbrica del brazalete Myo con el módulo bluetooth es posible que la prótesis sea portátil y no utilice cables que puedan obstruir a la persona.
- Al utilizar la librería Myobridge se puede acceder a todos los datos receptados por el brazalete como son los 8 sensores mioeléctricos, los sensores de medida inercial IMU (giroscopio, acelerómetro y magnetómetro) sin la necesidad de utilizar un computador.
- Se implementó un sistema automático de control para la generación de movimientos de la prótesis mediante la utilización de señales mioeléctricas emitidas por los músculos del brazo.
- Una amputación de mano conlleva a una pérdida de movilidad de las fibras musculares por lo cual en primera instancia se debe ejercitar los músculos del paciente para generar un solo movimiento, y posteriormente con la ayuda de especialistas en fisioterapia realizar entrenamientos de movilidad de sus fibras musculares durante al menos siete meses de terapias.
- De las pruebas realizadas con la adquisición de los datos y visualización de las gráficas se puede observar cuales electrodos intervienen en cada movimiento y seleccionarlos correctamente, esto se debe realizar a cada persona, debido a que la amplitud de la señal varia de una persona a otra.
- Se realizaron pruebas de funcionamiento y de movilidad del prototipo de prótesis biónica de mano mediante la sujeción y manipulación de objetos de varias formas, tamaños y pesos.
- Se diseñó la prótesis de una forma que se asemeje a una mano real, ayudando a las personas con amputación de brazo a mejorar su autoestima.

4.2 Recomendaciones

- Si se utiliza sensores Hall como finales de carrera es primordial escoger un buen imán en aspecto de dimensiones para un mejor rango de detección, es decir que sea lo más pequeño posible, ya que si es demasiado grande no permite realizar a precisión la función que queramos.
- Hay que considerar el error de impresión 3D que se tiene y rebajarlos en el diseño ya que esto ocasiona que el modelo o estructura se sobredimensione, provocando problemas en el ensamblaje del mismo.
- Medir manualmente en mayoría los componentes que se utilizaran ya que esto también genera sobredimensionamientos en la estructura.
- Es recomendable utilizar el brazaletes en la misma posición, para evitar lecturas erróneas y que no generen el movimiento deseado.
- Es recomendable utilizar látex en las puntas de los dedos de la prótesis de mano, con el objetivo de que los objetos resbalen y agarrarlos correctamente.
- Es necesario imprimir los componentes en una impresora que tenga la mayor precisión posible, con la intención de que al momento de ensamblar todos los elementos encajen de la mejor manera.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.

- Abdelhameed, M. M. (2014). *VDI 2206*. Recuperado el 24 de Agosto de 2017, de Mechatronics Department - Ain Shams University: http://mct.asu.edu.eg/uploads/1/4/0/8/14081679/lect_04-mechatronics_2_vdi_model_example.pdf
- Ah. (s.f.). *Anatomía Humana*. Recuperado el 5 de Febrero de 2018, de <http://www.anatomia-humana.com/Movimientos/movimientos-del-antebrazo.html#>
- Alviz, J. (2012). *BeBionic3, el brazo biónico de Terminator ya es una realidad*. Recuperado el Agosto de 2017, de Clipset digital lifestyle: <http://clipset.20minutos.es/bebionic3-el-brazo-bionico-de-terminator-ya-es-una-realidad/>
- Amangandi , J. (05 de Octubre de 2012). Recuperado el 08 de Agosto de 2018, de <http://jamangandi2012.blogspot.com/2012/10/que-es-arduino-te-lo-mostramos-en-un.html>
- Ángels. (16 de Enero de 2017). *Cómo se llaman los huesos de la mano*. Recuperado el 28 de Agosto de 2017, de UNCOMO: <https://educacion.uncomo.com/articulo/como-se-llaman-los-huesos-de-la-mano-40009.html>
- Arduino. (s.f.). *Arduino*. Recuperado el 2017, de Arduino Mega 2560: <https://store.arduino.cc/usa/arduino-mega-2560-rev3>

- Bbvaopen4u. (23 de Febrero de 2015). *Bbvaopen4u*. Recuperado el 08 de Agosto de 2017, de <https://bbvaopen4u.com/es/actualidad/mejores-alternativas-arduino-del-do-it-yourself-al-internet-de-las-cosas>
- Bowers, R. (2005). El maravilloso mundo de la prótesis cosmética. *inMotion*, 12(2). Recuperado el Agosto de 2017, de http://www.amputee-coalition.org/spanish/inmotion/mar_apr_02/cosmesis.x18949.pdf
- Carrión, L., Ochoa, D., & Valverde, J. A. (2009). *Análisis del funcionamiento del sensor de fuerza resistivo (FSR) con labview*. Recuperado el 12 de Julio de 2017, de Datalights Soluciones de Control e Iluminación : http://www.datalights.com.ec/site2/images/stories/robotica/nap/nap_fsr.pdf
- Castro, M. C., & Arjunan, S. P. (2015). *Selection of suitable hand gestures for reliable myoelectric human computer interface*. Recuperado el Abril de 2018, de BioMedical Engineering OnLine: <https://biomedical-engineering-online.biomedcentral.com/articles/10.1186/s12938-015-0025-5>
- CONADIS. (Febrero de 2017). Recuperado el 05 de Abril de 2017, de <http://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadistica/index.html>
- Delis, A. L., & Ruiz Olaya, A. F. (s.f.). Métodos Computacionales para el Reconocimiento de Patrones Mioeléctricos en el Control de Exoesqueletos Robóticos: una Revisión. *Revista Facultad de Ingenierías, Universidad Antonio Nariño*. Recuperado el Febrero de 2018
- DIN 33402. (27 de Mayo de 2012). *SCRIBD*. Recuperado el 2 de Junio de 2018, de <https://es.scribd.com/document/94970435/Antropometria-y-Ergonomia>

- Dorador González, J. M., Ríos Murillo, P., Flores Luna, I., & Juárez Mendoza, A. (2004). Robótica y prótesis inteligentes. *Revista digital universitaria*, 6. Recuperado el 18 de Agosto de 2017, de http://www.revista.unam.mx/vol.6/num1/art01/art01_enero.pdf
- Eirea, G. (2015). Mano controlada por señales musculares. *Universidad de la República*. Recuperado el Febrero de 2018, de <https://iie.fing.edu.uy/publicaciones/2015/BPV15/BPV15.pdf>
- El Confidencia. (2016). *Piernas inteligentes y manos impresas: las prótesis más avanzadas del mundo*. Recuperado el 4 de Abril de 2017, de http://www.elconfidencial.com/tecnologia/2016-10-21/protesis-hugh-herr-impresion-3d_1277841/
- Estrucplan. (16 de Agosto de 2002). *Ergonomía*. Recuperado el 5 de Febrero de 2018, de Ergonomía aplicada a las Herramientas - 02º Parte: <http://www.estrucplan.com.ar/Producciones/entrega.asp?IdEntrega=65>
- Fontán, J. P. (2013). *Exoproyecto.blogspot*. Recuperado el 4 de Abril de 2017, de <http://exoproyecto.blogspot.com/2013/02/sensores-mioelectricos.html>
- GARCÍA , E. J. (s.f.). *Traumazaragoza*. Recuperado el 2 de Febrero de 2018, de http://www.traumazaragoza.com/traumazaragoza.com/Documentacion_files/Biomeca%CC%81nica%20del%20Pulgar.pdf
- García Negrín, V. M. (2013). *Métodos para el desarrollo eficiente de máquinas de procesamiento apoyado mediante simulación*. Recuperado el 20 de Julio de 2017, de Escuela Técnica Superior De Ingeniería (ICAI): <https://www.iit.comillas.edu/pfc/resumenes/521dc49c2a7d6.pdf>

Gehrke, M. (2005). *Entwurf mechatronischer Systeme auf Basis von*. Recuperado el Julio de 2017, de Universität Paderborn: http://s-lab.uni-paderborn.de/fileadmin/Informatik/slab/veroeffentlichungen/2006_Entwurf_mechatronischer_Systeme_auf_Basis_von_Funktionshierarchien_und_Systemstrukturen.pdf

Granados López, R. (11 de Junio de 2013). *SLIDESHARE*. Recuperado el 5 de Febrero de 2018, de Arcos y Ángulos de movimiento: <https://es.slideshare.net/pedroespinosa106/52756563-angulosyarcosdemovimiento>

interlink Electronics. (s.f.). *Datashhet FSR 400*. Recuperado el 2017, de Sparkfun: <https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/ForceFlex/2010-10-26-DataSheet-FSR400-Layout2.pdf>

Jaworski, Ł., & Karpiński, R. (30 de Junio de 2017). Biomechanics Of The Human Hand. *Biomechanics Of The Human Hand*, 3, 28-33.

Loaiza, J. L. (2012). *Diseño y simulación de un prototipo con cinco grados de libertad*. Recuperado el 4 de Abril de 2017, de Universidad Nacional De Colombia: <http://www.bdigital.unal.edu.co/42964/1/80492327.2013.pdf>

Loaiza, J. L., & Arzola, N. (16 de Agosto de 2011). *Evolución Y Tendencias En El Desarrollo De Prótesis De Mano*. Bogota, Colombia. Recuperado el 24 de Octubre de 2017

Loaiza, J. L., & Arzola, N. (2011). *Evolución y tendencias en el desarrollo de prótesis de mano*. Recuperado el 4 de Abril de 2017, de SciELO: <http://www.scielo.org.co/pdf/dyna/v78n169/a22v78n169.pdf>

- Löfving, V. (2017). *Robust control of hand prosthesis using electromyography, accelerometers and gyros*. Recuperado el Marzo de 2018, de <http://lup.lub.lu.se/luur/download?func=downloadFile&recordId=8901857&fileId=8902046>
- Lozano, I. (09 de Enero de 2013). *Blogthinkbig.com*. Recuperado el 08 de Agosto de 2017, de <http://blogthinkbig.com/4-alternativas-arduino-beaglebone-raspberrypi-nanode-waspmote/>
- Melo, J. L. (27 de Mayo de 2012). *Antropometría y ergonomía*. Recuperado el 10 de Junio de 2018, de Scribd: <https://es.scribd.com/document/94970435/Antropometria-y-Ergonomia>
- Norton, K. (Diciembre de 2007). Recuperado el 05 de Abril de 2017, de http://www.amputee-coalition.org/spanish/inmotion/nov_dec_07/history_prosthetics.x96942.pdf
- O'Neill, E. M. (1995). Myoelectric Signal characteristics from muscles in Residual. *IEEE*.
- Oskoei, M. A., & Hu, H. (s.f.). Myoelectric control systems—A survey. *ELSERVIER Biomedical Signal Processing and Control*. Recuperado el Marzo de 2018, de <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1746809407000547>
- Oyala Escobar, E. S., Cortes Rodríguez, C. J., & Duarte Velasco, Ó. G. (Agosto de 2005). Despliegue de Función Calidad (QFD) apoyado mediante técnicas difusa: Caso prótesis mioeléctrica de mano. *Revista Ingeniería E Investigación* (58), 25(2), 14. Recuperado el 24 de Octubre de 2017

- Paredes, C. A. (2011). *Diseño E Implementación De Un Módulo Electromecánico Para La Rehabilitación Física De La Mano Derecha Afectada Como Secuela De Un Ataque Cerebrovascular*. Recuperado el 4 de Abril de 2017, de Scientific Electronic Library Online:
http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0124-71072011000200007
- Parra, D. (07 de Mayo de 2015). *Magnetto YELLOW*. Recuperado el 08 de Agosto de 2017, de <http://www.houseofdiogenes.com/blog/2015/05/07/4-alternativas-a-arduino/>
- Penalva, J. (2013). *i-limb ultra revolution, una mano biónica que puede controlarse con nuestro smartphone*. Recuperado el 15 de Agosto de 2017, de Xataka:
<https://www.xataka.com/robotica-e-ia/i-limb-ultra-revolution-una-mano-bionica-que-puede-controlarse-con-nuestro-smartphone>
- Pinto Garcia, K. J., & López Hidalgo, D. F. (2017). Investigación de la metodología para el diseño e implementación de un prototipo de prótesis de mano biónica controlada automáticamente para manipulación de objetos. Latacunga, Cotopaxi, Ecuador. Recuperado el 05 de Abril de 2017
- Pololu. (s.f.). *Pololu*. Obtenido de <https://www.pololu.com/product/993>
- Quinayás Burgos , C. A. (2010). Diseño y construcción de una prótesis robótica de mano funcional adaptada a varios agarres. Popoyan, Colombia. Recuperado el 05 de Agosto de 2017, de <http://www.unicauca.edu.co/deic/Documentos/Tesis%20Quinay%E1s.pdf>

Raspberrypi. (s.f.). *Raspberry Pi Foundation*. Recuperado el 08 de Agosto de 2017, de <https://www.raspberrypi.org/products/raspberry-pi-3-model-b/>

Roland, V. (2015). *Github*. Recuperado el 2017, de MyoBridge: <https://github.com/vroland/MyoBridge>

Rouse, M. (2005). *SearchMobileComputing - TechTarget*. Recuperado el 4 de Abril de 2017, de <http://searchmobilecomputing.techtarget.com/definition/myoelectric-signal>

Seok Hwan, J., Kyung-Soo , K., & Soohyun , K. (Junio de 2017). *Researchgate*. Recuperado el 20 de Septiembre de 2017, de Designing Anthropomorphic Robot Hand with Active Dual-Mode Twisted String Actuation Mechanism and Tiny Tension Sensors: https://www.researchgate.net/publication/312076164_Designing_Anthropomorphic_Robot_Hand_with_Active_Dual-Mode_Twisted_String_Actuation_Mechanism_and_Tiny_Tension_Sensors?enrichId=rgreq-0f608bfd289e0477d0368dd8576c8e02-XXX&enrichSource=Y292ZXJQYWdlOzMxMjA3

Simon, A. M., Hargrove, L. J., Lock, B. A., & Kuiken, T. A. (2011). A Decision-Based Velocity Ramp for Minimizing the Effect of Misclassifications During Real-Time Pattern Recognition Control. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 58. Recuperado el Diciembre de 2017, de <https://ieeexplore.ieee.org/document/5768069>

Smith, D. G. (2007). Prótesis de extremidad superior. Segunda parte. *inMotion*, 17(4). Recuperado el Julio de 2017, de http://www.amputee-coalition.org/spanish/inmotion/jul_aug_07/ue_prosthetic_pt2.pdf

Sobrevilla, T. (9 de Diciembre de 2009). *Prótesis*. Recuperado el Septiembre de 2017, de Slideshare: <https://es.slideshare.net/taniasobrevilla/protesis-2686266>

Talmic Lab. (s.f.). *How to wear the Myo armband*. Recuperado el 2017, de Myo Support: <https://support.getmyo.com/hc/en-us/articles/201169525-How-to-wear-the-Myo-armband>

Thalmic Labs. (11 de Marzo de 2014). *GUI without the G: Going Beyond the Screen with the Myo™ Armband*. Recuperado el 2017, de developerblog.myo: <https://developerblog.myo.com/gui-without-g-going-beyond-screen-myotm-armband/>

Towerpro. (s.f.). *Towerpro*. Recuperado el 2018, de Towerpro: <http://www.towerpro.com.tw/>

Trout, C. (2011). *AMO Arm pneumatic prosthetic does mind-control on the cheap*. Recuperado el 4 de Abril de 2017, de <https://www.engadget.com/2011/04/05/amo-arm-pneumatic-prosthetic-does-mind-control-on-the-cheap/>

Universidad Tecnológica de Pereira. (2013). *Personas con amputación. Guía de Rehabilitación*. Pereira, Risalda, Colombia. Recuperado el Agosto de 2017, de <http://academia.utp.edu.co/programas-de-salud-3/files/2014/02/GUIA-AMPUTADOS.pdf>

VALEXA. (s.f.). *emaze*. Recuperado el 6 de Febrero de 2018, de <https://www.emaze.com/@ALZQQCFF/mano.pptx>

Zambeca. (2017). *Sensor de fuerza resistivo (FSR)*. Obtenido de Zambeca.com:

http://www.zambeca.cl/tiendaOficial/index.php?route=product/product&product_id=641

ANEXOS



**DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y
MECÁNICA**

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

CERTIFICACIÓN

Se certifica que el presente trabajo fue desarrollado por los señores: **HENRY RENE DE LA CRUZ CHIQUITO** y **ELVIS PATRICIO PAUCAR SOCASI**.

En la ciudad de Latacunga, a los 5 días del mes de septiembre de 2018.

Ing. Patricia Constante

DIRECTORA DEL PROYECTO

Aprobado por:

DIRECTOR DE CARRERA

SECRETARIO ACADÉMICO