



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 INGENIERA/O EN MECATRÓNICA**

**TEMA: INVESTIGACIÓN DE LA METODOLOGÍA PARA EL
DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO DE
PRÓTESIS DE MANO BIÓNICA CONTROLADA
AUTOMÁTICAMENTE PARA MANIPULACIÓN DE OBJETOS.**

**AUTORES: KATHERINE JOHANA PINTO GARCIA
 DAVID FABRIZIO LÓPEZ HIDALGO**

DIRECTOR: ING. ANDRÉS GORDÓN

LATACUNGA

2017



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

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

CERTIFICACIÓN

Certificó que el trabajo de titulación, “**INVESTIGACIÓN DE LA METODOLOGÍA PARA EL DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS DE MANO BIÓNICA CONTROLADA AUTOMATICAMENTE PARA MANIPULACIÓN DE OBJETOS**” realizado por la señorita **Katherine Johana Pinto Garcia** y el señor **David Fabrizzio López Hidalgo**, ha sido revisado en su totalidad y analizado por el software anti-plagio, el mismo que cumple con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de la Fuerzas Armadas ESPE, por lo tanto me permito acreditarlo y autorizar a la señorita **Katherine Johana Pinto Garcia** y el señor **David Fabrizzio López Hidalgo** para que lo sustente públicamente.

Latacunga, 01 de Marzo del 2017

Atentamente;

Ing. Gordón Andrés.

DIRECTOR



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

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD

Nosotros, **Katherine Johana Pinto Garcia**, con cédula de ciudadanía N° 1721026464 y **David Fabrizzio López Hidalgo**, con cédula de ciudadanía N° 1803330016, declaramos que este trabajo de titulación “**INVESTIGACIÓN DE LA METODOLOGÍA PARA EL DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS DE MANO BIÓNICA CONTROLADA AUTOMATICAMENTE PARA MANIPULACIÓN DE OBJETOS**” 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, 01 de Marzo del 2017

Katherine Johana Pinto Garcia

C.C.: 1721026464

David Fabrizzio López Hidalgo

C.C.: 1803330016



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

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

AUTORIZACIÓN

Nosotros, **Katherine Johana Pinto Garcia** y **David Fabrizzio López Hidalgo**, autorizamos a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar en la Biblioteca Virtual de la Institución el presente trabajo de titulación **“INVESTIGACIÓN DE LA METODOLOGÍA PARA EL DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS DE MANO BIÓNICA CONTROLADA AUTOMATICAMENTE PARA MANIPULACIÓN DE OBJETOS”** cuyo contenido, ideas y criterios son de nuestra autoría y responsabilidad.

Latacunga, 01 de Marzo del 2017

Katherine Johana Pinto Garcia

C.C.: 1721026464

David Fabrizzio López Hidalgo

C.C.: 1803330016

DEDICATORIA

Dedicó este trabajo a mi familia en especial a mis padres Teresa y Jorge, que han estado en todo momento junto a mí brindándome su amor, apoyo y comprensión; quienes me brindaron la oportunidad de obtener una carrera para mi futuro y a los que amo con todo mi corazón.

A mis hermanos Luis, Fredy, Marco y Santiago, por creer en mí y brindarme su apoyo incondicional.

A mis sobrinos y sobrinas, que los quiero mucho y más que mis sobrinos son como mis hermanos.

Katherine Johana Pinto Garcia

Dedico este trabajo a mi familia en especial a mi madre que me ha apoyado a lo largo de toda mi vida, a mi padre que me ha impulsado a seguir adelante, a mis hermanos Andrés y Alejandro, además a mis abuelos Luis e Inés que han sido como mis segundos padres dándome consejos muy importantes, a mi novia Carolina que ha sido un pilar fundamental y un apoyo para cumplir mis metas.

David Fabrizzio López Hidalgo

AGRADECIMIENTO

Agradezco a Dios que me dio la oportunidad de vivir y darme una familia maravillosa. A mis padres porque me enseñaron el valor del trabajo, esfuerzo y dedicación; gracias a ellos soy lo que soy y estoy en este punto tan importante de mi vida. Gracias a ti mi Calitos que eres la persona más especial, que me brindó su apoyo constantemente y me hizo ver la vida desde otra perspectiva.

Al Ing. Andrés Gordón quien nos apoyó, guio y encaminó en este trabajo.

Katherine Johana Pinto Garcia

Agradezco en primer lugar a Dios por bendecirme y permitirme culminar mi carrera, a mi familia que son un apoyo fundamental en toda mi vida, a mi madre que siempre vela por mi bienestar y ha sido un ejemplo de lucha, a mi abuelo Luis que con su gran ejemplo me ha ayudado en todos los aspectos de mi vida, a mi novia Carolina por sus consejos y su apoyo incondicional.

David Fabrizio López Hidalgo

ÍNDICE DE CONTENIDOS

CARÁTULA.....	i
CERTIFICACIÓN.....	ii
AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD	iii
AUTORIZACIÓN	iv
DEDICATORIA.....	v
AGRADECIMIENTO.....	vi
ÍNDICE DE CONTENIDOS.....	vii
ÍNDICE DE TABLAS	xi
ÍNDICE DE FIGURAS	xii
RESUMEN.....	xvi
ABSTRACT.....	xvii

CAPÍTULO I

1. MARCO METODOLÓGICO DE LA INVESTIGACIÓN	1
1.1. Introducción	1
1.2. Antecedentes	1
1.3. Planteamiento del problema	3
1.4. Justificación e importancia	4
1.5. Objetivos.....	4
1.5.1. Objetivo General.....	4
1.5.2. Objetivos Específicos.....	4
1.6. Hipótesis	5
1.7. Variables de investigación	5

CAPÍTULO II

2. MARCO TEÓRICO	6
2.1. Morfología de la mano	6
2.1.1. Descripción de la mano	6
2.1.2. Huesos de la mano	6
2.1.3. Músculos de la mano	7
2.1.4. Función de la mano	8

2.2.	Traumatismos en la mano.....	10
2.2.1.	Amputaciones en miembros superiores	11
2.3.	Biónica: biomecánica y robótica aplicada en el ser humano	13
2.4.	Reseña histórica de prótesis de mano	13
2.5.	Estado del arte de prótesis de manos	17
2.5.1.	Avances Tecnológicos de las Prótesis de Mano.	17
2.6.	Sistema de prótesis artificiales.....	21
2.6.1.	Prótesis mecánicas.....	21
2.6.2.	Prótesis eléctricas.....	21
2.6.3.	Prótesis mioeléctricas	22
2.7.	Elementos de control para prótesis de mano	23
2.7.1.	Sensores mioeléctricos	23
2.7.2.	Sensor de fuerza	25
2.7.3.	Actuadores Eléctricos	26
2.7.4.	Tarjetas de Control Electrónico	27
2.7.5.	Comunicación Bluetooth	28
2.7.6.	Fuente de alimentación (Baterías)	30
2.8.	Tecnologías de impresión 3D en prótesis de mano.....	30
2.8.1.	Impresión 3D	30
2.8.2.	Impresión 3D de prótesis	31
2.9.	Metodologías de diseño	32

CAPÍTULO III

3.	DISEÑO CONCEPTUAL, DE DETALLE Y SELECCIÓN DE COMPONENTES.....	36
3.1.	Introducción.	36
3.2.	Metodología de diseño.....	36
3.3.	Diseño conceptual	38
3.3.1.	Definición de los Requerimientos del Cliente y Especificaciones de Ingeniería.	38
3.3.2.	Desarrollo de la función de la calidad (QFD)	39
3.3.3.	Planteamiento de Alternativas de Diseño	43
3.3.4.	Matriz de evaluación.....	45
3.4.	Proceso de funcionamiento de la prótesis.....	47

3.5.	Selección de componentes electrónicos de la prótesis	47
3.6.	Diseño de detalle	52
3.6.1.	Diseño del sistema de control de la prótesis	53
3.6.2.	Diagrama de flujo de la programación de la tarjeta controladora	54
3.6.3.	Diseño electrónico de la prótesis	55
3.6.4.	Diseño mecánico de la prótesis	57
3.6.5.	Diseño de los dedos índice, medio, anular y menique	57
3.6.6.	Diseño del pulgar	60
3.6.7.	Diseño de la palma	61
3.6.8.	Diseño de las articulaciones para la movilidad de la mano	63
3.7.	Selección de componentes para la fabricación de la prótesis	66
3.8.	Validación matemática y computacional del diseño	68
3.8.1.	Análisis estático de los diseños (Validación matemática)	68
3.9.	Análisis estático mediante software (Validación computacional)	81
3.10.	Análisis modal de fallos y efectos (AMFE)	84

CAPÍTULO IV

4.	FABRICACIÓN Y ENSAMBLAJE DEL PROTOTIPO	86
4.1.	Programación de la tarjeta controladora	86
4.2.	Sistema electrónico	89
4.3.	Sistema mecánico	90
4.3.1.	Ensamblaje del prototipo de prótesis	92
4.4.	Descripción de las poses e indicadores leds para el accionamiento de la prótesis	96

CAPÍTULO V

5.	PRUEBAS Y RESULTADOS	98
5.1.	Pruebas de agarre cilíndrico	98
5.2.	Pruebas de agarre en gancho	100
5.3.	Pruebas de agarre en pinza	102
5.4.	Movimiento adicional (Saludo)	104
5.5.	Prueba de confort en una persona que sufre de amputación de mano .	104
5.5.1.	Proceso de calibración del Myo Armband	105

5.6. Validación de la hipótesis.....	110
5.7. Trabajos a futuro.....	113
5.8. Marco administrativo.....	114

CAPÍTULO VI

6. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	117
6.1. Conclusiones	117
6.2. Recomendaciones	120

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	121
ANEXOS	130
CERTIFICACIÓN.....	132

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Importancia de la características técnicas según la QFD	41
Tabla 2. Alternativas de diseño	44
Tabla 3. Matriz de evaluación de diseños	46
Tabla 4. Características sensores mioeléctricos no invasivos.....	49
Tabla 5. Comparación de alternativas de tarjetas controladoras.....	50
Tabla 6. Distribución de pines digitales del arduino	56
Tabla 7. Dimensiones de la mano.....	58
Tabla 8. Dimensiones de la mano 2.....	59
Tabla 9. Dimensiones de la mano 3.....	62
Tabla 10. Características de materiales termoplásticos	66
Tabla 11. Especificaciones de dimensiones de la prótesis	79
Tabla 12. Resultados análisis estático	80
Tabla 13. Resultados mediante software	83
Tabla 14. Factores de impresión 3D	90
Tabla 15. Funciones de las poses en la prótesis	97
Tabla 16. Agarres según los indicadores leds.....	97
Tabla 17. Prueba de agarre cilíndrico	99
Tabla 18. Prueba de agarre en gancho.....	101
Tabla 19. Prueba de agarre en pinza.....	103
Tabla 20. Datos obtenidos de la frecuencia observada.....	111
Tabla 21. Resultados del cálculo de la frecuencia esperada.....	112
Tabla 22. Resultados del Chi Cuadrado	112
Tabla 23. Recursos materiales	114
Tabla 24. Talento humano	115
Tabla 25. Materiales e insumos	115

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.	Huesos de la mano.....	7
Figura 2.	Músculos de la mano.....	8
Figura 3.	Prensión en gancho.....	9
Figura 4.	Prensión de fuerza a mano llena.....	9
Figura 5.	Prensión de fuerza esférica.....	10
Figura 6.	Muñón de mano por amputación.....	12
Figura 7.	Mano de hierro de Alt Ruppin.....	14
Figura 8.	Mano de hierro de Götz Von Berlichingen.....	15
Figura 9.	Brazo y mano artificial “Le Petite Loraine”.....	15
Figura 10.	Accesorios para prótesis.....	16
Figura 11.	Myohand variplus speed Otto Bock.....	18
Figura 12.	Mano CyberHand.....	19
Figura 13.	Mano iLimb ultra.....	19
Figura 14.	Mano Michelangelo Otto Bock.....	20
Figura 15.	Mano Bebionic 3.....	20
Figura 16.	Prótesis mecánica.....	21
Figura 17.	Prótesis eléctricas.....	22
Figura 18.	Prótesis mioeléctricas.....	22
Figura 19.	Myo Armband.....	24
Figura 20.	Indicadores Myo Armband y sus significados.....	24
Figura 21.	Sensor FSR 400.....	25
Figura 22.	Micro actuador lineal PQ12.....	27
Figura 23.	Arduino Nano.....	28
Figura 24.	Bluetooth de baja energía.....	29
Figura 25.	CC Debugger.....	29
Figura 26.	Batería de Lipo.....	30
Figura 27.	Deposición de material plástico.....	31
Figura 28.	Prótesis de mano elaborada a partir de impresión 3D.....	32
Figura 29.	Secuencia del proceso de diseño, según Morris Asimov.....	33

Figura 30.	Ocho etapas del proceso de diseño.....	34
Figura 31.	Modelo del proceso de diseño, según Acher.....	35
Figura 32.	Metodología de diseño.....	37
Figura 33.	Opción uno de la encuesta (pregunta 6).	38
Figura 34.	Proceso de funcionamiento de la prótesis de mano.	47
Figura 35.	Proceso de control de la prótesis de mano biónica.	53
Figura 36.	Diagrama de flujo de programación.	54
Figura 37.	Diagrama del circuito electrónico.	55
Figura 38.	Placa electrónica diseñada en PCB	56
Figura 39.	Antropometría de la mano 1.....	58
Figura 40.	Antropometría de la mano 2.....	59
Figura 41.	Dedo Índice.....	60
Figura 42.	Dedo Pulgar.....	61
Figura 43.	Antropometría de la mano 3.....	61
Figura 44.	Palma superior.....	62
Figura 45.	Palma inferior.....	63
Figura 46.	Articulación Flexible.	63
Figura 47.	Ensamble de la mano con las articulaciones.....	64
Figura 48.	Antebrazo.	64
Figura 49.	Ensamble del prototipo de prótesis.	65
Figura 50.	PLA (Ácido poliláctico)	67
Figura 51.	Ninjaflex (TPE - Elastómero termoplástico).....	68
Figura 52.	Falange distal dedo meñique.	68
Figura 53.	Diagrama de cuerpo libre falange distal.	69
Figura 54.	Diagrama de fuerzas cortantes falange distal.	70
Figura 55.	Diagrama de momentos flectores falange distal.....	70
Figura 56.	Falange medial dedo meñique.....	72
Figura 57.	Diagrama de cuerpo libre falange medial.....	73
Figura 58.	Diagrama de fuerzas cortantes falange medial.	74
Figura 59.	Diagrama de momentos flectores falange medial.	74
Figura 60.	Falange próxima dedo meñique.....	76

Figura 61.	Diagrama de cuerpo libre falange próxima.....	76
Figura 62.	Diagrama de fuerzas cortantes falange próxima.	77
Figura 63.	Diagrama de momentos flectores falange próxima.	78
Figura 64.	Carga estática aplicada a la falange distal.	81
Figura 65.	Esfuerzo de Von Mises.	82
Figura 66.	Desplazamiento total.	82
Figura 67.	Factor de seguridad.	82
Figura 68.	Placa electrónica.....	89
Figura 69.	Soldado de los componentes en la placa electrónica.....	89
Figura 70.	Placa electrónica final.	90
Figura 71.	Dedos impresos.	91
Figura 72.	Palma superior impresa.	91
Figura 73.	Palma inferior impresa.	92
Figura 74.	Componentes para ensamblaje de prótesis.	92
Figura 75.	Adaptación de los insertos roscados.....	93
Figura 76.	Ubicación de los micro servos lineales.....	93
Figura 77.	Ensamble de los dedos con articulaciones.	93
Figura 78.	Distribución de los dedos en las palmas.	94
Figura 79.	Instalación del cable de bigote de parlante.	94
Figura 80.	Adaptación de los sensores FSR 400.	94
Figura 81.	Adecuación del resto de componentes en la placa.	95
Figura 82.	Mano cerrada por medio de tornillos.	95
Figura 83.	Prototipo final ensamblado.....	96
Figura 84.	Prototipo final listo para pruebas.	96
Figura 85.	Objetos para pruebas de agarre cilíndrico.	98
Figura 86.	Pruebas de agarre cilíndrico con distintos objetos.	99
Figura 87.	Tabulación de aciertos y errores del agarre cilíndrico.	100
Figura 88.	Objetos para pruebas de agarre en gancho.	100
Figura 89.	Pruebas de agarre en gancho con adición de pesos.....	101
Figura 90.	Objetos para pruebas en agarre en pinza.	102
Figura 91.	Prueba de agarre en pinza con distintos objetos.....	103

Figura 92.	Tabulación de aciertos y errores del agarre en pinza.....	103
Figura 93.	Pruebas de saludo y sujeción de teléfono.....	104
Figura 94.	Ubicación del Brazaletes Myo.....	105
Figura 95.	Calibración Brazaletes Myo	105
Figura 96.	Ingreso al Myo Armband Manager.....	106
Figura 97.	Conexión del Myo Armband.....	106
Figura 98.	Perfil de calibración personalizada.....	107
Figura 99.	Elección de brazo derecho o izquierdo.	107
Figura 100.	Calibración del gesto puño.....	108
Figura 101.	Creación del perfil de calibración.	108
Figura 102.	Perfil de calibración completo.	109
Figura 103.	Colocación del prototipo en el usuario.	109

RESUMEN

Este trabajo de titulación presenta la investigación de la metodología para el diseño e implementación de una prótesis de mano biónica controlada automáticamente para manipulación de objetos; la cual permitirá seleccionar el método adecuado para obtener un prototipo funcional. Dicha investigación se realizó tomando en cuenta parámetros antropométricos y biomecánicos, para guardar una relación en cuanto a la forma, tamaño y función de la mano.

El funcionamiento de la prótesis se efectuó a través de un sensor conocido como Myo Armband Gesture, que capta la señales mioeléctricas del miembro superior afectado, este es un dispositivo inalámbrico de alta tecnología, ergonómico y robusto que al captar los gestos predeterminados realizados por el usuario, se comunica mediante un módulo bluetooth de bajo consumo de energía HM – 10 con un arduino nano que se encarga de activar y desactivar los micro servos lineales PQ12 de acuerdo a la programación establecida, obteniendo así los distintos agarres tales como el agarre cilíndrico, en gancho y en pinza. Además, tiene un movimiento extra para realizar el saludo y con el cual también se puede sostener un teléfono celular.

La fabricación de la prótesis se realizó mediante la tecnología de impresión 3D, con material PLA (Ácido Poliláctico), siendo este amigable con el ambiente y biodegradable, generalmente utilizado en aplicaciones médicas.

PALABRAS CLAVE:

- **PRÓTESIS AUTOMÁTICA**
- **MYO ARMBAND GESTURE**
- **MANO BIÓNICA**
- **MANIPULACIÓN DE OBJETOS**

ABSTRACT

This graduation work presents an investigation of the methodology for the design and implementation of an automatically controlled bionic hand prosthesis for object manipulation, which will allow to select the appropriate method to obtain a functional prototype. This research was conducted taking into consideration anthropometric and biomechanical parameters, in order to keep a relationship regarding the shape, size and function of the hand. The prosthesis operate through a sensor known as Myo Armband Gesture that picks up myoelectric signals from the affected upper limb, this wireless device high-tech, ergonomic and robust, when it captures predetermined gestures made by the user, it communicates through an HM - 10 low - power bluetooth module with an Arduino Nano controller that activates and deactivates the linear micro - servo PQ12 according to the established programming, obtaining different grips such as cylindrical grip, hook and clamp. Plus, it has an extra movement to perform a greeting hand shake and you can also hold a cell phone. The prosthesis manufacturing can be made using 3D printing technology, with PLA (Polylactic Acid) material, which is environmentally friendly and biodegradable, usually used in medical applications.

KEYWORDS:

- **AUTOMATIC PROSTHESIS**
- **MYO ARMBAND GESTURE**
- **BIONIC HAND**
- **HANDLING OF OBJECTS**

CAPÍTULO I

1. MARCO METODOLÓGICO DE LA INVESTIGACIÓN

1.1. Introducción

En el Ecuador existen gran cantidad de personas que han sufrido accidentes y a causa de ello han perdido sus extremidades en especial la mano, es así que, según el Plan Nacional del Buen Vivir, el estado es responsable de brindar protección y cuidado a los grupos de atención prioritaria como a personas con discapacidad. Con el fin de formar parte de este plan se propone diseñar y construir una prótesis estética, funcional y de bajo costo, basada en ciertas metodologías de diseño que en general, parten de las necesidades y requerimientos del usuario hasta conseguir un producto final, satisfaciendo así las exigencias del usuario.

Con este prototipo de prótesis de mano biónica se espera que se desarrollen investigaciones más profundas con el fin de obtener prótesis más sofisticadas en nuestro país.

1.2. Antecedentes

El Plan Nacional del Buen Vivir menciona que: “El Estado debe brindar protección y cuidado a los grupos de atención prioritaria, como adultos mayores, niños, niñas y adolescentes, personas con discapacidad, personas en abandono y mendicidad, entre otras”. Teniendo en consideración su segundo objetivo que expone: “Auspiciar la igualdad, la cohesión, la inclusión y la equidad social y territorial, en la diversidad”. (Senplades, Plan Nacional del Buen Vivir 2013 - 2017, 2013)

En el Ecuador, según el (CONADIS, 2016) existe alrededor de 196.076 personas que sufren de discapacidad física, entre ellas se encuentran personas con discapacidad motriz por amputación de mano que requieren de una prótesis.

En las universidades del país se han desarrollado proyectos de investigación de prótesis de manos automatizadas, que han quedado solo como proyectos más no se han logrado industrializarlos.

Título: DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PRÓTESIS BIÓNICA DE MANO DE 7 GRADOS DE LIBERTAD UTILIZANDO MATERIALES INTELIGENTES Y CONTROL MIOELÉCTRICO ADAPTADA PARA VARIOS PATRONES DE SUJECIÓN.

Autores: Monar Naranjo Martin Benancio, Murillo Mantilla Luis Alejandro.

Universidad: Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE – Extensión Latacunga.

Fecha de Publicación: Octubre 2015.

Título: PROTOTIPO DE PROTÉSIS ROBÓTICA PARA LA MANO.

Autor: Luz María Tobar Subía Contenido.

Universidad: Universidad Tecnológica Equinoccial, Quito.

Fecha de Publicación: Enero 2010.

Título: DISEÑO, CONSTRUCCIÓN E IMPLEMENTACIÓN DE PRÓTESIS BIOMECÁNICA DE MANO DERECHA (SEGUNDA FASE).

Autores: Vargas Pérez José Luis, Yunga Patiño Luis Fernando, Cajamarca Guambaña Luis Fernando, Matute Salinas Jorge Luis.

Universidad: Universidad Politécnica Salesiana Sede Cuenca

Fecha de Publicación: Marzo 2015.

Actualmente en el país existen entidades que en la mayoría se dedican a la fabricación de prótesis de miembros inferiores, descuidando las necesidades de las personas con discapacidad motriz en miembros superiores. Siendo Ecuaprótesis 3D, la única empresa dedicada a la fabricación de prótesis de mano mediante impresión 3D, los cuales utilizan diseños que se encuentran de modo libre en internet, con la limitación de que estos diseños son netamente mecánicos.

Mundialmente se están desarrollando varios tipos de prótesis, las cuales ya se asemejan a una mano real cumpliendo la mayoría de sus funciones, el inconveniente es su costo elevado, lo cual dificulta su adquisición.

1.3. Planteamiento del problema

Una discapacidad por amputación de miembros superiores especialmente las manos, imposibilita a una persona a realizar sus actividades diarias adecuadamente influyendo en la parte psicológica, esta es la realidad que miles de personas experimentan en el Ecuador.

Actualmente existen prótesis que no cuentan con todas las características de una mano real con relación a sus movimientos, preocupándose únicamente por el aspecto estético. El inconveniente que surge al adquirir una prótesis que simule y ejecute los movimientos de una mano real se debe a que su precio es muy elevado, lo que imposibilita su adquisición por parte de las personas de escasos recursos económicos que padecen de discapacidad motriz por amputación de mano.

Según (Walls, 2005), en su página web ofrece una lista de precios, donde se puede recalcar el costo que tiene una prótesis de mano, siendo un valor referencial de \$4000 dólares en el país de México, adicionando valores de importación hasta el país de destino. Cabe aclarar que este tipo de prótesis son mecánicas y estéticas, pero no automáticas.

Tomando en cuenta estos datos referenciales en el país se ha diseñado diversos tipos de prótesis biónicas, pero estas no son muy funcionales ni estéticas lo que no ayuda en la estimulación psicológica de la persona discapacitada.

Esta es la razón principal por la cual es necesario diseñar una prótesis antropomórfica de mano, que sea automática, correctamente funcional y a su vez económica para satisfacer las necesidades de las personas con esta discapacidad.

1.4. Justificación e importancia

En el Ecuador el índice de personas que sufren de amputaciones en los miembros superiores específicamente en las manos, es elevado, por ello se han construido prótesis que sustituyan a los miembros amputados, teniendo un problema de adquisición por parte del discapacitado, debido al costo elevado y además a que no cumplen con la antropometría de la mano, impidiendo el desarrollo psicológico de la persona.

Es por esta razón que en vista de la importancia y la necesidad de una prótesis biónica funcional y de fácil acceso para persona con amputación; se pretende diseñar e implementar un prototipo que sirva de base fundamental para poder construir modelos más económicos, funcionales y visiblemente estéticos a gran escala, con el fin de que las personas que necesiten este producto puedan adquirirlo, solucionando las distintas necesidades en las que se ven inmersas y reintegrándose normalmente a la sociedad.

1.5. Objetivos

1.5.1. Objetivo General

- Investigar la metodología para el diseño e implementación de un prototipo de prótesis de mano biónica controlada automáticamente, para manipulación de objetos.

1.5.2. Objetivos Específicos

- Investigar las mejores propuestas de diseño para la implementación de un prototipo de mano biónica para personas con discapacidad motriz por amputación de una mano.
- Establecer la metodología más apta para el diseño e implementación de un prototipo de prótesis de mano biónica controlada automáticamente, para manipulación de objetos.

- Establecer parámetros de diseño para la implementación del prototipo de prótesis.
- Diseñar una estructura mecánica para la implementación de un prototipo de prótesis de mano biónica.
- Diseñar el sistema de control para la movilidad del prototipo de prótesis de mano biónica.
- Construir un prototipo de prótesis de mano biónica e implementar el sistema de control.
- Realizar pruebas de funcionamiento y movilidad del prototipo de prótesis de mano biónica.

1.6. Hipótesis

¿Es posible determinar una metodología que permita establecer un diseño e implementación de un prototipo de prótesis de mano biónica controlada automáticamente, para manipulación de objetos?

1.7. Variables de investigación

- **Variable Independiente:** Prototipo de Prótesis de Mano Biónica.
- **Variable Dependiente:** Manipulación de Objetos.
- **Conceptualización de la Variable Independiente:** El prototipo de Prótesis de Mano Biónica permitirá al beneficiario realizar tareas básicas de manipulación de objetos de manera precisa y eficiente; ya que su diseño será óptimo.

CAPÍTULO II

2. MARCO TEÓRICO

2.1. Morfología de la mano

2.1.1. Descripción de la mano

En su publicación (Rocha, Lara, & Gómez, 2012) indican que: Las manos son las extremidades más alejadas del miembro superior, adaptadas para realizar infinidad de movimientos gracias a la acción de numerosos músculos insertados a los huesos y a los ligamentos que le sirven de sujeción. Están localizadas en los extremos de los antebrazos, abarca desde la muñeca hasta la yema de los dedos, prensiles y tienen cinco dedos cada una.

La mano tiene una estructura formada por:

- Huesos y músculos (permite el movimiento).
- Venas y arterias (muchas se visualizan a través de la piel)
- Nervios (permiten tacto y movimiento).
- Piel y uñas (se aprecian a simple vista).

2.1.2. Huesos de la mano

Los huesos son los órganos rígidos del aparato locomotor y cumplen las siguientes funciones:

- Constituyen palancas sobre las cuales actúan los músculos para producir los movimientos.
- Forman un armazón para el cuerpo y dan anclaje a los músculos.
- Realizan funciones de protección elaborando cavidades (tórax, cráneo) donde se alojan diferentes órganos que deben de estar aislados de influencias externas. (García & Hurlé, 2005)

La mano (figura 1), está constituida por los huesos del carpo, que son un conjunto de ocho huesos cortos articulados entre sí.

El carpo se encuentra el metacarpo, constituido por cinco huesos llamados metacarpianos que forman el esqueleto del dorso y de la palma de la mano. Las falanges o huesos de las manos, son: dos para el dedo pulgar y tres para cada uno de los demás dedos. Se lo llama: falange al hueso superior de cada dedo, falangina al medial y falangeta al distal. (Rodríguez, 2005)

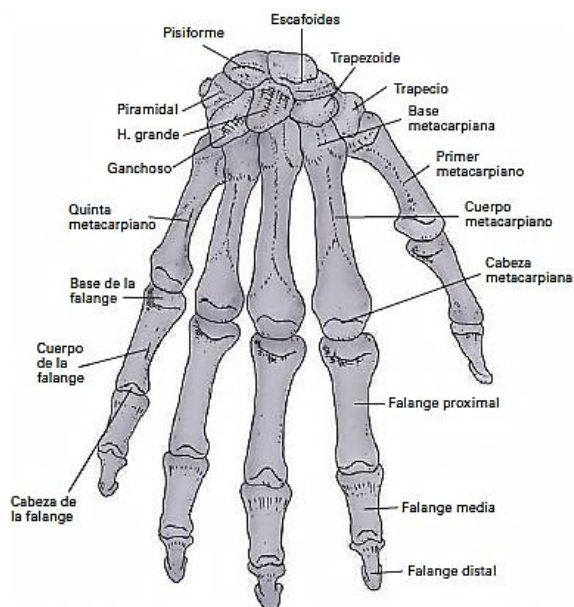


Figura 1. Huesos de la mano.

Fuente: (García & Hurlé, 2005)

2.1.3. Músculos de la mano

Según (Rocha, Lara, & Gómez, 2012), la mayoría de los músculos de la mano permiten el movimiento, son numerosos, complejos y algunos únicos en el ser humano. Los músculos de la mano se clasifican en:

Músculos extensores:

- Extensor común de los dedos.
- Extensor propio del meñique.

- Extensor propio del índice.
- Extensor corto del pulgar.
- Largo del pulgar.

Músculos flexores:

- Común profundo.
- Común superficial.

En la figura 2, se puede observar la disposición tanto de los músculos de la mano y de la muñeca.

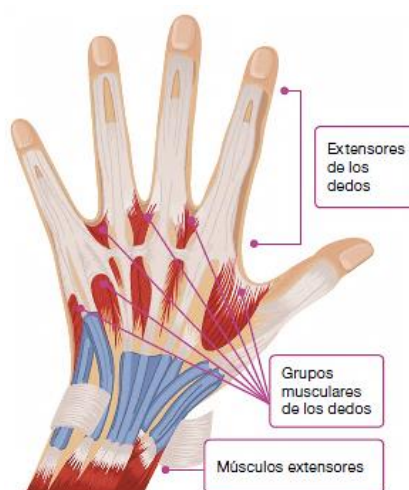


Figura 2. Músculos de la mano.

Fuente: (Rocha, Lara, & Gómez, 2012)

2.1.4. Función de la mano

En su publicación (García & Hurlé, 2005) expone que los movimientos de la mano se pueden clasificar en movimientos prensiles y no prensiles. Los movimientos no prensiles son movimientos como empujar o elevar objetos sin agarrarlos.

Los movimientos prensiles comprenden movimientos específicos de la mano, se describe algunos de estos:

- **Preñión por oposici3n digitopalmar (preñión en gancho).** Es una forma muy b3sica de sujeci3n que no requiere la participaci3n del pulgar, la cual observa en la figura 3. Un ejemplo es la que se utiliza para transportar un malet3n por su asa, se efectúa por la acci3n de los m3sculos flexores de los dedos.



Figura 3. Preñión en gancho.

Fuente: (Boonsongsomnukool, 2010)

- **Preñión de potencia.** Se realiza entre la palma de la mano y los dedos incluyendo al pulgar, que desempeña un papel fundamental en la sujeci3n. En esta forma de preñión, el pulgar realiza el movimiento de oposici3n. Las diferentes formas de este tipo de preñión son la preñión de fuerza a mano llena , como la que se emplea para sujetar una botella con agua (figura 4), o la preñión de fuerza esf3rica, que se emplea para sujetar con fuerza un objeto esf3rico como una pelota de b3isbol, (figura 5).



Figura 4. Preñión de fuerza a mano llena.

Fuente: (dreamstime, 2014)



Figura 5. Prensión de fuerza esférica.

Fuente: (Preparación física Padel, 2011)

2.2. Traumatismos en la mano

Un traumatismo conlleva la lesión de un órgano o un tejido que se produce por una acción mecánica externa, implica un daño físico que en ciertos casos puede derivarse en complicaciones más severas. (Gringa, 2013)

Entre los distintos traumatismos que se generan en la mano, se tienen:

- Fracturas. Pérdida de continuidad del tejido óseo por aplicación de fuerzas excesivas sobre el hueso, que supera su resistencia elástica.
- Luxación. También conocida como dislocación, es la separación permanente de las dos partes de una articulación, es decir, se produce cuando se aplica una fuerza extrema sobre un ligamento, produciendo la separación de los extremos de dos huesos conectados.
- Esguince. Es cuando ocurre un desgarro o ruptura de un ligamento.

Los traumatismos más severos que se dan en la mano son generalmente producidos por:

- Problemas de circulación. Estos pueden ser resultado del aterosclerosis o la diabetes. Los casos severos pueden requerir una amputación.
- Lesiones, incluyendo las por accidentes de tráfico y por combate militar.
- Cáncer.
- Defectos congénitos.

Este tipo de traumatismos son la causa principal de amputaciones, pues los miembros afectados sufren daños irreparables.

2.2.1. Amputaciones en miembros superiores

Según (Ventura, 2014): La amputación es el corte y separación de una extremidad del cuerpo mediante traumatismo (también llamado extirpación) o cirugía que se la utiliza como medida para controlar el dolor o daño causado por una enfermedad en la extremidad afectada, por ejemplo, tumor maligno o una gangrena.

Tipos de amputaciones

- **Amputaciones congénitas.** Es la ausencia de miembros o malformaciones en partes del cuerpo humano en el momento del nacimiento. El mecanismo puede consistir en inhibición del crecimiento intrauterino o destrucción secundaria de tejidos embrionarios normales. (Liptak, 2008)
- **Amputaciones adquiridas.** Es la ausencia de miembros superiores o inferiores causada por medio de algún trauma, enfermedad o lesión que se produzca en la persona.

Causas de la amputación

- **Enfermedad vascular periférica.** La mayoría de las amputaciones se realizan por una enfermedad vascular periférica ya sea arteriosclerótica, arteriosclerótica con Diabetes. La gangrena de un miembro producida por arteriosclerosis suele ser más difícil de tratar en presencia de Diabetes porque los tejidos cicatrizan mal y son más susceptibles a la infección.
- **Lesión.** Una lesión aguda es una indicación cuando el aporte de sangre está destruido de forma irreparable. Se tienen amputaciones abiertas tras quemaduras o por congelación.

La amputación por quemadura consiste reseca los músculos o grupos musculares necróticos, conservar la piel y el musculo que parezcan viables con el objetivo de construir un muñón (extremo cicatrizado de un miembro amputado) de mayor longitud, mostrado en la figura 6.

La amputación por congelación se da cuando los vasos sanguíneos se lesionan de forma irreparable, pareciéndose a la amputación por quemadura.

- **Infección.** Una infección aguda o crónica que no responde al tratamiento médico o quirúrgico puede ser indicación para la amputación. Un ejemplo de infección es la gangrena gaseosa fulminante pues es la más peligrosa y suele exigir una amputación inmediata.
- **Tumores.** Son formaciones anormales debido a células cancerígenas que aparecen en las extremidades superiores e inferiores, que pueden ser tratadas por medio de la amputación, la que consiste en reseca la formación anormal maligna antes de que propague, ayudando a aliviar el dolor y evitar que empiece a ulcerarse o infectarse. El nivel de amputación debe contener toda la parte afectada. (Ventura, 2014).



Figura 6. Muñón de mano por amputación.

Fuente: (Dianceht, 2005)

2.3. Biónica: biomecánica y robótica aplicada en el ser humano

En innumerables ocasiones se pueden observar en películas de ciencia ficción modelos de prótesis de miembro superior, también conocidas como manos robóticas, las cuales puede igualar o incluso superar las prestaciones de una mano humana real. Sin embargo, en la realidad aún se está lejos de obtener una prótesis tan avanza tecnológicamente; y que este a la par con una mano real. Esto se debe a que se tienen varias limitaciones en cuanto a transmisión de potencia, capacidad de movimiento, control fuerza y espacio para colocar infinidad de sensores y dispositivos que permitan a este artefacto receptor sensaciones o adecuar la presión correcta para agarrar objetos delicados.

Según (Freivalds, 2004, pág. 1), la biomecánica “es la ciencia que se ocupa de las fuerzas y sus efectos, aplicada a los sistemas biológicos”.

En el artículo de (Ríos, Flores, & Juárez, 2005) se dice que “la biónica según Jack Steele de la U.S Air Force, en 1960, es el análisis del funcionamiento real de los sistemas vivos y, una vez descubiertos sus secretos, materializarlos en aparatos”.

El concepto de la biónica, permite sugerir que el primer ingeniero biónico fue Leonardo Da Vinci, quien estudio los principios de funcionamiento de los seres para aplicarlos al diseño de aparatos.

Las prótesis son dispositivos para sustituir la extremidad perdida y los principios de funcionamiento que se deberían estudiar para reproducir tal funcionamiento son precisamente los de la extremidad, por ende, en el diseño de prótesis los conceptos de la biomecánica y la biónica son inherentes al mismo.

2.4. Reseña histórica de prótesis de mano

Una prótesis dentro del ámbito medico es una extensión artificial que sustituye una parte faltante del cuerpo.

El progreso en el diseño las de prótesis ha estado ligado directamente con el manejo de los materiales empleados por el hombre, así como el desarrollo tecnológico y el entendimiento de la biomecánica del cuerpo humano.

La primera prótesis de miembro superior se registró en el año 2000 a. C., fue encontrada en una momia egipcia, sujeta al antebrazo por medio de un cartucho adaptado al mismo. (Ríos, Flores, & Juárez, 2005, pág. 4)

Posteriormente, con el manejo del hierro, el hombre consiguió construir manos más resistentes que pudieran sujetar objetos pesados, tal es el caso de la primera mano de hierro que fue fabricada por el general romano Marcus Sergius en la Segunda Guerra Púnica (218 - 202 a. C.), con la cual portaba su espada.

En el año 1400 se fabricó la mano de Alt Ruppín (figura 7), estaba construida en hierro, constaba de un pulgar rígido en oposición, dedos flexibles y además tenía una muñeca móvil.



Figura 7. Mano de hierro de Alt Ruppín.

Fuente: (Ríos, Flores, & Juárez, 2005, pág. 4)

El uso del hierro para la fabricación de manos era tan recurrente, que hasta Goethe da nombre a una de sus obras inspiradas en el caballero germano Götz Von Berlichingen, por su mano de hierro, mostrada en la figura 8.

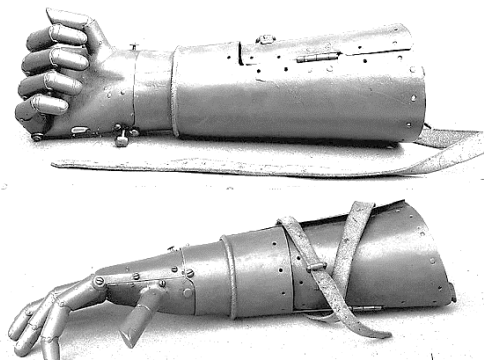


Figura 8. Mano de hierro de Götz Von Berlichingen.

Fuente: (Griffiths, 2015)

Para el siglo XVI el diseño mecánico de la prótesis de miembro superior fue mejorando considerablemente, debido a que el médico militar francés Ambroise Paré desarrolló el primer brazo artificial móvil a nivel de codo llamado “Le Petite Loraine”, (figura 9). El mecanismo que se utilizaba en este brazo era relativamente sencillo, los dedos podían abrirse o cerrarse presionando o traccionando, además de que constaba de una palanca para realizar la flexión o extensión a nivel de codo. Paré también diseñó la primera mano estética de cuero, con lo que da un nuevo giro a la utilización de materiales para el diseño de prótesis de miembro superior.

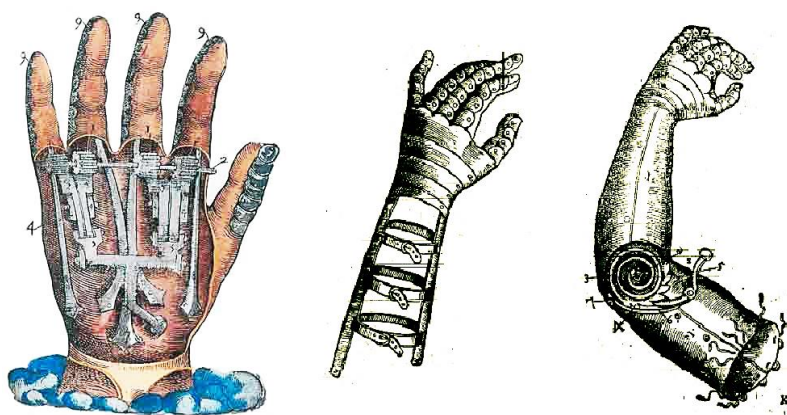


Figura 9. Brazo y mano artificial “Le Petite Loraine”.

Fuente: (PrTornasol, 2011)

En el siglo XIX se emplearon cuero, polímeros naturales y madera para la elaboración de prótesis; los resortes contribuyeron al desarrollo de nuevos mecanismos para la fabricación de elementos de transmisión de fuerza y sujeción.

Peter Beil fue el autor de una las innovaciones más importantes en cuanto a diseños de prótesis de miembro superior, ya que su mano efectuaba el cierre y apertura de los dedos, se controlaba mediante movimientos del tronco y hombro contra lateral; dando origen a las prótesis autopropulsadas.

Más tarde el Conde Beafort dió a conocer un brazo con flexión de codo activado al presionar una palanca contra el tórax, aprovecho el hombro contra lateral como fuente de energía para los movimientos activos del codo y la mano.

Para el siglo XX, el médico francés Gripoulleau, desarrollo diferentes accesorios tales como anillos, ganchos y diversos instrumentos metálicos (figura 10), que podían ser usados como unidad terminal y permitían ejecutar trabajos de fuerza o de precisión.



Figura 10. Accesorios para prótesis.

Fuente: (Sospedra, 2015)

El origen de las prótesis mioeléctricas se dio en Alemania gracias a Sauerbruch, quien consiguió idear como conectar la musculatura flexora del antebrazo con el mecanismo de la mano artificial, por medio de varillas de marfil que pasaban a través de túneles cutáneos, permitiendo que la prótesis se moviera de forma activa debido a la contracción muscular.

Entre los países con mayor avance tecnológico e investigación sobre prótesis, se encuentran Alemania, Estados Unidos, Francia, Inglaterra y Japón. (Sospedra, 2015, págs. 35 - 39)

2.5. Estado del arte de prótesis de manos

La sustitución por pérdida de alguna extremidad superior o inferior de un ser humano, por dispositivos artificiales, es un acontecimiento que se ha dado hace más de dos mil años.

Después de la revolución industrial, el índice de accidentes con pérdida de alguna extremidad, se fue incrementado notoriamente, así como la aparición de dispositivos funcionales, capaces de reemplazar en algunas contadas aplicaciones las impresionantes cualidades de la mano.

En el siglo XXI, es posible encontrar prótesis robóticas altamente similares en apariencia y con prestaciones cada vez más cercanas a las de una extremidad real. Actualmente en varios lugares del mundo se realizan investigaciones que proporciona gran cantidad de desarrollos con el fin de mejorar las prótesis de extremidad superior, mediante el uso de materiales inteligentes, sensores, actuadores y aplicaciones para la adquisición, filtrado y manejo de señales mioeléctricas residuales, casi siempre presentes en los músculos del muñón, para el control efectivo de una prótesis de mano. (Loaiza, 2012, pág. 21)

2.5.1. Avances Tecnológicos de las Prótesis de Mano.

En el artículo de (García & Espinoza, 2014) se dice que, en los últimos años el desarrollo tecnológico en el ámbito de las prótesis tanto de miembros superiores como inferiores ha crecido enormemente, permitiendo que éstas se asemejen cada vez más a la extremidad que se intenta reemplazar y hoy en día se pueda hablar de prótesis biónicas.

En lo que se refiera a la evolución en prótesis de mano se empezó usando la tecnología mioeléctrica, con la integración de sensores que captan la actividad electromiográfica (EMG) de los músculos remanentes del muñón y lo traducen a movimientos, dando como resultado las prótesis mioeléctricas.

Las ventajas de este tipo de prótesis radican en que no requieren de arnés ni de fuerza muscular para operar, se puede regular la velocidad, fuerza de prensión y son cosméticas; dentro de las desventajas esta su costo, su peso y su limitado rango de acción.

Las manos mioeléctricas clásicas sólo tienen tres dedos activos y sólo permiten cierre y apertura de la pinza, lo cual es una gran limitación a pesar de su moderna tecnología, pues alejan mucho de la función que intentan emular. Por esto los usuarios prefieren volver al clásico gancho mecánico.

En la figura 11, se muestra un ejemplo de mano mioeléctrica clásica.



Figura 11. Myohand variplus speed Otto Bock.

Fuente: (Bock, 2008)

Actualmente existen prótesis que utilizan la tecnología mioeléctrica y permiten generar el movimiento independiente de los cinco dedos de la mano, logrando así múltiples agarres, lo que las hace mucho más funcionales y mejor aceptadas, pero que aun así no han logrado asemejarse a la mano humana.

Entre las prótesis más destacadas se menciona:

- **Prótesis Cyberhand**

La mano CyberHand que se muestra en la figura 12, cuenta con tecnología moderna y costosa, pues los electrodos de la prótesis están conectados a las terminaciones nerviosas de la mano de la persona amputada, permitiéndole recoger la información del cerebro mediante sensores. Tiene 16 grados de libertad, y cada uno de sus dedos tiene control autónomo. (Brito, Quinde, Cusco, & Calle, 2013).

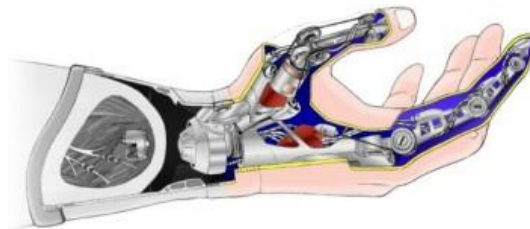


Figura 12. Mano CyberHand.

Fuente: (Cyberhand, 2007)

- **Prótesis iLimb Ultra**

Los fabricantes de la mano iLimb Ultra, de Touch Bionics (figura 13), señalan que gracias a la rotación del pulgar permite distintos agarres, tiene varias posiciones de muñeca para ajustarse a las distintas formas de prensión, posee cinco dedos completamente articulados y mediante una aplicación móvil se puede tener acceso a 14 patrones de agarre programables, permitiendo la flexibilidad y la capacidad de personalizar la mano de acuerdo a las necesidades del usuario. (Bionics, 2011)



Figura 13. Mano iLimb ultra.

Fuente: (medGadget, 2011)

- **Prótesis Michelangelo**

En la figura 14, se muestra la prótesis de mano Michelangelo creada por Otto Bock, posee una gran variedad de movimientos precisos, debido al control, mecanismos de fuerzas y velocidades de agarre. Sus dedos son controlados independientemente, así como el pulgar y la muñeca disponen de movilidad. Se caracteriza por sus seis grados de libertad y la resistencia al agua. (Brito, Quinde, Cusco, & Calle, 2013)



Figura 14. Mano Michelangelo Otto Bock.

Fuente: (Medicalexpo, 2011)

- **Prótesis Bebionic 3**

Las manos de bebionic (figura 15), fue desarrollada por RSLStepper, tiene movimientos articulados en las falanges de todos los dedos lo que permite a las manos mover y sujetar las cosas con naturalidad. Posee 14 formas diferentes de sujeción con los que se consigue agarres precisos.

Es la mano biónica más avanzada comercialmente disponible en el mundo, utiliza una tecnología de punta y sus rasgos ergonómicos lo hacen ser diferente a otras manos disponibles en el mercado. (RSLStepper, 2011)



Figura 15. Mano Bebionic 3.

Fuente: (RSLStepper, 2011)

2.6. Sistema de prótesis artificiales

2.6.1. Prótesis mecánicas

En su publicación (Ríos, Flores, & Juárez, 2005) manifiestan que: Las prótesis mecánicas son dispositivos que se utilizan con la función de apertura o cierre voluntario por medio de un arnés el cual se sujeta alrededor de los hombros, parte del pecho y parte del brazo controlado por el usuario (figura 16). Su funcionamiento se basa en la extensión de una liga por medio del arnés para su apertura o cierre, y el cierre o apertura se efectúa solo con la relajación del músculo respectivamente gracias a un resorte y tener una fuerza de presión o pellizco. Estos elementos se recubren con un guante para dar una apariencia más estética, sin embargo, se limita al agarre de objetos relativamente grandes y redondos ya que el guante estorba al querer sujetar objetos pequeños.



Figura 16. Prótesis mecánica.

Fuente: (Junta de beneficencia de Guayaquil, 2011)

2.6.2. Prótesis eléctricas

Estas prótesis usan motores eléctricos en el dispositivo terminal, muñeca o codo con una batería recargable (figura 17), se controlan de varias formas, ya sea con un servocontrol, control con botón pulsador o botón con interruptor de arnés. En ciertas ocasiones se combinan éstas formas para mejorar su funcionalidad, se usa un socket que es un dispositivo intermedio entre la prótesis y el muñón logrando la suspensión de éste por succión.

Entre las desventajas se tienen un alto costo en la adquisición y reparación, cuidado a la exposición de un medio húmedo y el peso de la prótesis. (Ríos, Flores, & Juárez, 2005)



Figura 17. Prótesis eléctricas.

Fuente: (Martínez, 2014)

2.6.3. Prótesis mioeléctricas

Son prótesis controladas por señales eléctricas transmitidas desde los músculos subyacentes hasta la epidermis (figura 18).

El control mioeléctrico se basa en el concepto de que siempre que un músculo se contrae o flexiona produce una pequeña señal eléctrica (EMG) que va de 5 a 200 microvoltios. Mediante el uso de sensores llamados electrodos entra en contacto con la superficie de la piel, permitiendo registrar la señal EMG, la cual debe ser amplificada y procesada por un controlador que conmuta los motores encendiéndolos y apagándolos en la mano, la muñeca o el codo para producir movimiento. (Kinect Fisioterapia, 2013)



Figura 18. Prótesis mioeléctricas.

Fuente: (Kinect Fisioterapia, 2013)

2.7. Elementos de control para prótesis de mano

2.7.1. Sensores mioeléctricos

Una mano biónica debe contener sensores portátiles que capten las señales mioeléctricas (EMG) de las extremidades, en este caso señales emitidas por los músculos del brazo, para luego accionar cierto dispositivo que proporciona el movimiento real de los dedos.

Las señales EMG pueden obtenerse mediante el uso de electrodos superficiales, los cuales poseen la ventaja de no ser invasivos, pero presenta inconvenientes con otros factores tales como el ruido e interferencia, características de la piel (sudoración), variación de la posición del electrodo respecto al musculo considerado y así como cambios en la distancia, razones por las que se puede alterar las señales EMG. (Brazeiro, Petraccia, & Valdés, 2015, pág. 13)

Estas desventajas se pueden disminuir con el uso del Myo Armband, que capta señales mioeléctricas de los músculos del brazo, con mayor exactitud.

- **Myo Armband**

Es un brazalete inalámbrico con ocho sensores de alta sensibilidad, que tienen la capacidad de reconocer e interpretar la actividad eléctrica que producen los músculos y las cuales se traducen en instrucciones concretas.

Características físicas del Myo Armband

Los sensores eléctricos se encuentran en los segmentos de la carcasa extensible, que permite que se expanda y contraiga con respecto al otro, de modo que el Myo puede encajar cómodamente en la fisiología de cada usuario. Los sensores eléctricos miden las señales eléctricas que viajan a través del brazo del usuario y el brazalete los traduce en poses y gestos (ThalnicLabs, 2013).

En la figura 19, se muestra los principales componentes del Myo Armband.

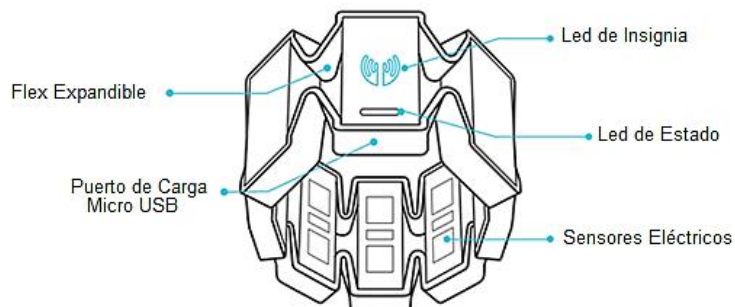


Figura 19. Myo Armband.

Fuente: (ThalmicLabs, 2013)

El puerto de carga Micro USB permite cargar la batería interna del Myo Armband utilizando un adaptador de corriente USB o un puerto USB convencional en un equipo.

El led de insignia, indica el estado de sincronización del Myo Armband.

- La luz led intermitente se presenta cuando no está sincronizado.
- La luz led estática aparece cuando se realiza la sincronización de gestos con éxito y se sincroniza con el brazo.

El led de estado se ilumina en color azul cuando está conectado a un dispositivo. En la figura 20, se muestran indicadores según los colores y sus significados para en el Myo Armband.

Celeste	Myo se conecto a través de Bluetooth.
Verde	Myo se enchufado y completamente cargado.
Naranja	Myo se esta cargado.

Figura 20. Indicadores Myo Armband y sus significados.

Fuente: (ThalmicLabs, 2013)

El Myo Armband tiene un peso de 100 gramos lo que es bastante cómodo al colocarlo en el brazo. Tiene alrededor de un día de funcionamiento sin recargar.

Este dispositivo ofrece dos tipos de datos en la aplicación, los datos espaciales y los datos gestuales.

a) Datos espaciales

Informan a la aplicación sobre la orientación y el movimiento del brazo del usuario.

b) Datos gestuales

Indica a la aplicación lo que el usuario está haciendo con sus manos. Proporciona datos gestuales en forma de una de las varias poses preestablecidas, que representan una configuración particular de la mano del usuario. Por ejemplo, una pose representa la mano haciendo un puño, mientras que otra representa la mano estando en reposo con la palma abierta. (ThalmicLabs, 2013)

2.7.2. Sensor de fuerza

En una prótesis de mano se debe controlar la fuerza con la que se sujeta ciertos objetos para evitar deformarlos o romperlos, por ello se debe utilizar un sensor de fuerza. Existen varios tipos de sensores de fuerza, pero por el tamaño, forma y configuración es más recomendable usar una galga o un sensor FSR.

- **FSR (Resistencia sensible a la fuerza)**

En la figura 21, se expone un sensor de fuerza que variará su resistencia en función de cuánta presión se aplica en la zona de detección; es decir que entre más fuerte sea la presión menor es la resistencia y cuando no haya presión la resistencia es mayor. (Interlnk Electronics, 2010)



Figura 21. Sensor FSR 400.

Fuente: (Interlnk Electronics, 2010)

2.7.3. Actuadores Eléctricos

Son muy utilizados en aplicaciones robóticas, y en este caso es uno de los elementos más importantes de la mano biónica, ya que permitirá realizar los movimientos de la mano al recibir una señal. Se tienen actuadores rotatorios y lineales.

Los actuadores rotatorios transforman la energía eléctrica en un campo magnético para luego aprovecharlo y generar un movimiento rotatorio con una determinada energía mecánica.

Los actuadores lineales permiten generar potencia mecánica gracias a la energía eléctrica. Surgen como consecuencia de querer aprovechar las grandes fuerzas realizadas por un solenoide, su nombre se debe a la adaptación de la estructura de un actuador rotativo con un estator y su rotor a un sistema lineal. Con esta configuración se consigue aprovechar la ventaja de los actuadores rotatorios en lo que se refiere al control de fuerza y posición; como también al poder realizar grandes esfuerzos. (Cabas, 2011, págs. 51-60)

Estos actuadores no terminan de posicionarse en aplicaciones robóticas, pero con el pasar de los años se han ido introduciendo poco a poco, pues son una alternativa superior para diseñar mecanismos.

La compañía canadiense Actuonix ha desarrollado una línea de micro actuadores lineales (figura 22), denominados PQ12.

- **Micro actuador lineal PQ12**

Es un dispositivo sofisticado de movimiento lineal con realimentación y control de posición. Su manejo es sencillo, existen varias relaciones de transmisión y opciones de voltaje para darle configuraciones variadas de velocidad / fuerza. (Actuonix, 2016)



Figura 22. Micro actuador lineal PQ12.

Fuente: (Volusion, 2014)

Debido a su fácil disponibilidad en cuanto a tamaño, peso y fuerza, los hacen atractivos para aplicaciones en prótesis de manos. Por ejemplo, se ha utilizado el micro actuador lineal PQ12, en la mano Ada de Open Bionics, así como en la de Youbionic.

2.7.4. Tarjetas de Control Electrónico

Son plataformas electrónicas basadas en hardware y software sencillos de usar. Están pensadas e inspiradas en artistas, diseñadores, y estudiantes de electrónica o robótica y para cualquier interesado en crear objetos o entornos interactivos.

Una plataforma basada en una placa de entradas y salidas simple y un entorno de programación libre es Arduino.

- **Arduino**

Es una plataforma de prototipos electrónica de código abierto, basada en hardware y software flexibles y fáciles de usar; consta de una placa principal de componentes eléctricos, donde se encuentran conectados los controladores principales que gestionan los demás complementos y circuitos ensamblados en la misma. Además, requiere de un lenguaje de programación que permite configurarlo a la necesidad del usuario. (Weebly, 2010).

Existen varios tipos como Arduino Due, Leonardo, Uno, Mega, Nano, Mini, etc. Siendo el más óptimo para el uso en prótesis el Nano por su tamaño.

a) Arduino nano

Es una pequeña y completa placa basada en el ATmega328 o ATmega168 (figura 23). Tiene más o menos la misma funcionalidad de la Arduino Duemilanove, pero en un paquete diferente, funciona con un cable USB Mini-B en lugar de una normal. (Arduino, 2011)



Figura 23. Arduino Nano.

Fuente: (Arduino, 2011)

2.7.5. Comunicación Bluetooth

Es un estándar global de comunicación inalámbrica, que posibilita la transmisión de datos entre diferentes equipos móviles y fijos, sin conexión a cables y conectores. (Sánchez, 2012, pág. 2).

Para recibir los datos del Myo Armband, se requiere establecer la comunicación bluetooth mediante dispositivo bluetooth de baja energía.

- **Bluetooth de baja energía**

También denominado bluetooth BLE (figura 24), se presentó en la versión 4.0 en el año 2010, utiliza una pila simple que permite una comunicación asíncrona con dispositivos de bajo consumo, como sensores inalámbricos que envían volúmenes bajos de datos a intervalos infrecuentes. Las conexiones se pueden establecer rápidamente y liberarse una vez que se haya completado el intercambio de datos, minimizando el tiempo y, por consiguiente, en el consumo de energía.

Mantiene una comunicación hasta 50m, posee ancho de banda de datos de 1 Mbps, opera en la banda de 2.4 GHz, pueden buscar otros dispositivos, conectarse, enviar datos, confirmar una recepción válida y terminar el enlace en 3 ms. (Donovan, 2011).

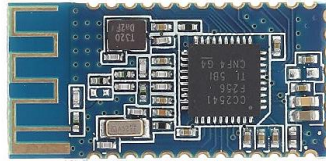


Figura 24. Bluetooth de baja energía.

Fuente: (Donovan, 2011)

Para que el bluetooth de baja energía funcione como mediador entre el Myo Armband y arduino, se debe cargar en el chip el MyoBridge firmware, esto permitirá tener una comunicación directa entre estos dos dispositivos. La carga del firmware se lo realizar mediante un programador y depurador llamado CC Debugger de Texas Instruments (figura 25).

- **CC Debugger**

Es un pequeño programador y depurador para el sistema en chip de radiofrecuencia de baja potencia TI, se utiliza principalmente para la programación de Flash y el software de depuración en sistemas basados en chips de Texas Instruments, tales como: CC2540, CC2541, etc. (Texas Instruments, 2014)



Figura 25. CC Debugger.

Fuente: (Texas Instruments, 2014)

2.7.6. Fuente de alimentación (Baterías)

Se denomina batería eléctrica o acumulador eléctrico al dispositivo que consiste en una o más celdas electroquímicas capaz de convertir la energía química almacenada en electricidad. (Wikipedia, 2016).

- **Baterías de Lipo**

Las baterías Lipo (Abrev. de Litio y polímero) son baterías recargables, a diferencia de las comunes que contienen celdas de 1.2 voltios, las de Lipo tienen celdas de 3,7 voltios y 4.2 voltios cuando están totalmente cargadas, es decir que se puede crear una batería con menos celdas (figura 26).

La capacidad de la batería se mide en miliamperios (mAh), lo que indica la cantidad de carga medida en miliamperios que se pueden poner en la batería durante 1 hora para que la batería se descargue completamente (GitBook, 2015).



Figura 26. Batería de Lipo.

Fuente: (GitBook, 2015)

2.8. Tecnologías de impresión 3D en prótesis de mano

2.8.1. Impresión 3D

- **Tecnologías de deposición de material plástico**

(Maturana, 2014) manifiesta que: La tecnología que ha popularizado este método de impresión de figuras y piezas en 3D ha sido la que se conoce como Fusion Deposition Modeling (FDM). Esta tecnología permite conseguir piezas utilizando plástico ABS (similar al material de los juguetes Lego) o bien PLA (un polímero biodegradable que se produce desde un material orgánico).

La impresión FDM comienza desde la capa inferior, creando una superficie en la base para poder separar la pieza, se utiliza un fino hilo de plástico que pasa por el extrusor que es un dispositivo que calienta el material hasta el punto de fusión (figura 27); en ese momento el plástico se deposita en la posición correspondiente de la capa que se está imprimiendo en cuestión.

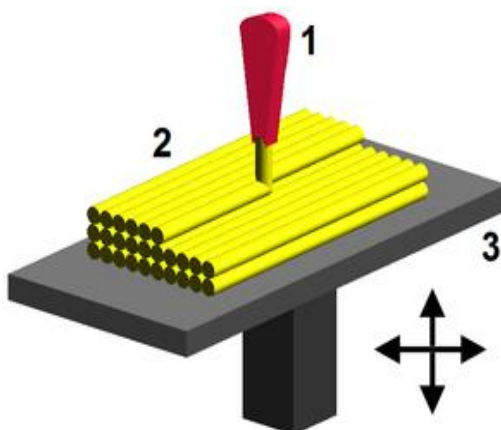


Figura 27. Deposición de material plástico.

Fuente: (Maturana, 2014)

2.8.2. Impresión 3D de prótesis

En un artículo (Linares, 2014) manifiesta que: Según expertos, con las impresoras “se pueden imprimir estructuras muy finas, como las que forman un riñón”. Precisamente, científicos de la Universidad de Ciencia y Tecnología de Huazhong (China) lograron crear en el 2013 minirriñones vivos y funcionales con impresión 3D.

Esta revolucionaria tecnología se diferencia de la tradicional impresora que hace presencia en las oficinas y el hogar en que, en lugar de usar tinta, utiliza material líquido (similar a la silicona) para imprimir un objeto en múltiples capas, unas sobre otras y mucho más delgadas que un cabello humano. En este proceso participan jeringuillas controladas robóticamente para construir el elemento deseado.

Para construir una prótesis mediante la impresión 3D se parte del diseño que previamente se lo hace en un software especializado, una vez hecho el diseño se lo guarda en extensión STL que es el lenguaje que la mayoría de las impresoras conocen, de esta manera el diseño se carga en la memoria de la impresora la cual luego mediante la tecnología de impresión adecuada la manufactura, obteniendo los elementos necesarios para armar o crear prótesis mostrada en la figura 28.



Figura 28. Prótesis de mano elaborada a partir de impresión 3D.

Fuente: (Larrondo, 2015)

2.9. Metodologías de diseño

El diseño se entiende como el desarrollo de una estructura o un sistema que sea portador de características deseadas, particularmente funciones; se logra básicamente por la transformación de información sobre condiciones, necesidades, demandas, requisitos y exigencias, no solo incluyendo los deseos del cliente, sino también requisitos de todo el ciclo de vida, esto es, de todos los estados intermedios por los que pasa un producto. (León Duarte, 2005).

(Cross, 2008) define metodología de diseño como el estudio de los principios, prácticas y procedimientos de diseño en un sentido amplio. Su objetivo central está relacionado con el cómo diseñar, el estudio de cómo los diseñadores trabajan y piensan; el establecimiento de estructuras apropiadas para el proceso de diseño; el desarrollo y aplicación de nuevos métodos, técnicas y procedimientos de diseño; la reflexión sobre la naturaleza y extensión del conocimiento del diseño y su aplicación a problemas de diseño”.

Entonces la metodología de diseño es un marco o modelo que guía la ejecución, el seguimiento y el cumplimiento de las tareas técnicas necesarias para lograr el diseño de un sistema hecho por el hombre (Adams, 2015, pág. 26).

Se presentan las metodologías más formales que pueden ser utilizadas durante el diseño de un sistema de ingeniería.

- **Metodología del Diseño de Morris Asimow**

Morris Asimow concibe el proceso de diseño de manera muy similar a la de la información; básicamente consiste en la recolección, manejo y organización de la información más relevante del problema; prescribe la derivación de decisiones que son optimizadas, comunicadas y probadas.

Asimow considera dos fases: fase de diseño y fase de producción y ciclo de consumo (figura 29). (Rodríguez Morales, 2004, págs. 26-28)

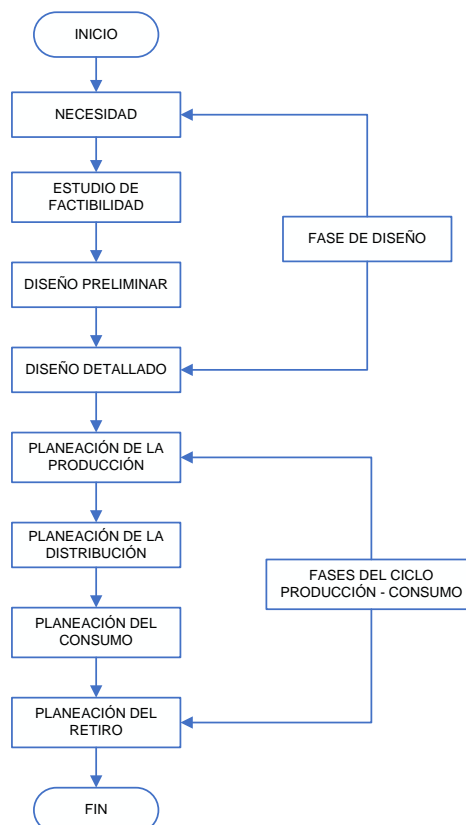


Figura 29. Secuencia del proceso de diseño, según Morris Asimov.

- **Metodología de Diseño de Nigel Cross**

Nigel Cross, publicó en 1984 la primera versión del modelo de ocho etapas de diseño, que se observa en la figura 30, este modelo es único, ya que permite visualizar cómo el problema de diseño más grande puede ser dividido en sub-problemas y sub-soluciones que luego se sintetizan en la solución total. (Adams, 2015, pág. 28)

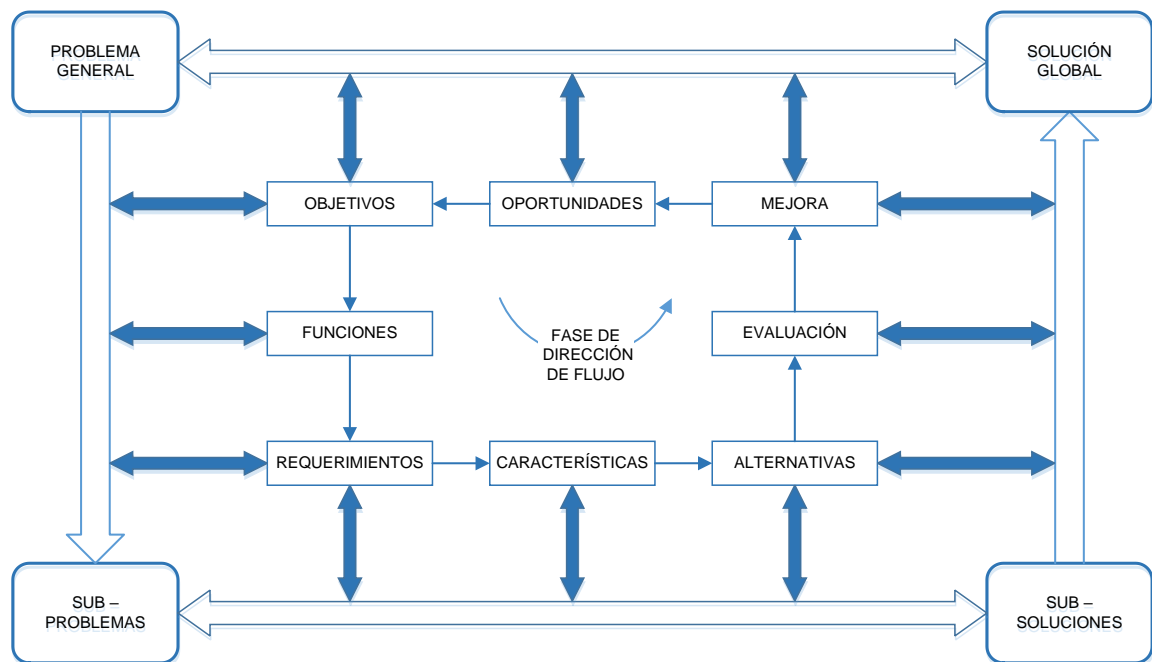


Figura 30. Ocho etapas del proceso de diseño.

- **Metodología del Diseño de Bruce Archer**

En este método Archer propone como definición de diseño: "Seleccionar los materiales correctos y darles forma para satisfacer las necesidades funcionales y estéticas dentro de las limitaciones de los medios de producción", tomando en cuenta un amplio rango de factores, de tal manera que en el proceso de diseño se consideran fundamentalmente en las etapas: analítica, creativa y de ejecución.

A su vez estas etapas se subdividen en fases, las que se puede observar en la figura 31.

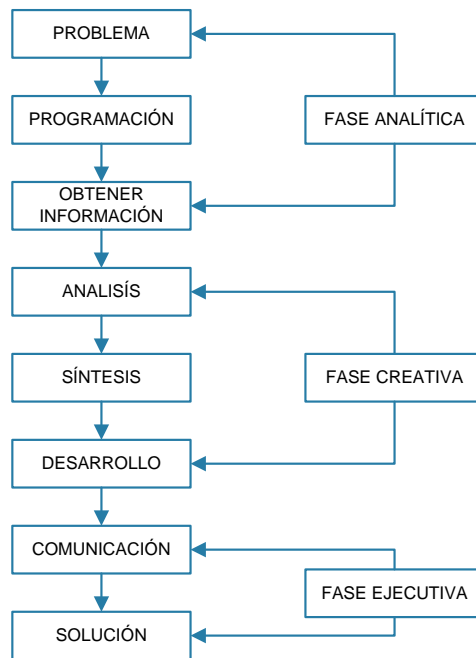


Figura 31. Modelo del proceso de diseño, según Acher.

La metodología de diseño de Acher ha sido ampliamente difundida y utilizada como principio por diversos autores. (Rodríguez Morales, 2004, págs. 28-30)

CAPÍTULO III

3. DISEÑO CONCEPTUAL, DE DETALLE Y SELECCIÓN DE COMPONENTES

3.1. Introducción.

Para proceder con el diseño conceptual y de detalle es necesario plantear una metodología acorde al producto que se desea obtener, en el que constan aspectos importantes que en metodologías investigadas se destacan; la metodología de diseño de Morris Asimow que parte de la necesidad o problema, realiza un estudio de factibilidad y llega a un diseño detallado con el fin de dar solución al problema; la metodología de diseño de Nigel Cross tiene ocho etapas de entre las cuales se establecen objetivos, funciones, requisitos y características del problema, que dan como resultado generar, evaluar y proporcionar mejoras a las alternativas e identificar oportunidades adicionales que puedan ser relevantes para el diseño de la solución del problema; la metodología de Bruce Archer que es la más utilizada por distintos autores, parte de un problema del cual se obtiene información, para luego ser analizada y generar una solución adecuada.

Estas metodologías tienen en común los requerimientos a partir de las necesidades de los usuarios, planteamiento y selección de alternativas, etc. En vista de esto se concluyó unir ciertas características importantes obteniendo así una metodología de acuerdo al tipo de producto (prótesis de mano).

3.2. Metodología de diseño

Para este proyecto de investigación se estableció la metodología más acorde para el diseño de una prótesis de mano biónica (figura 32), la cual está basada en las metodologías antes mencionadas, en cuanto a la fase de diseño.

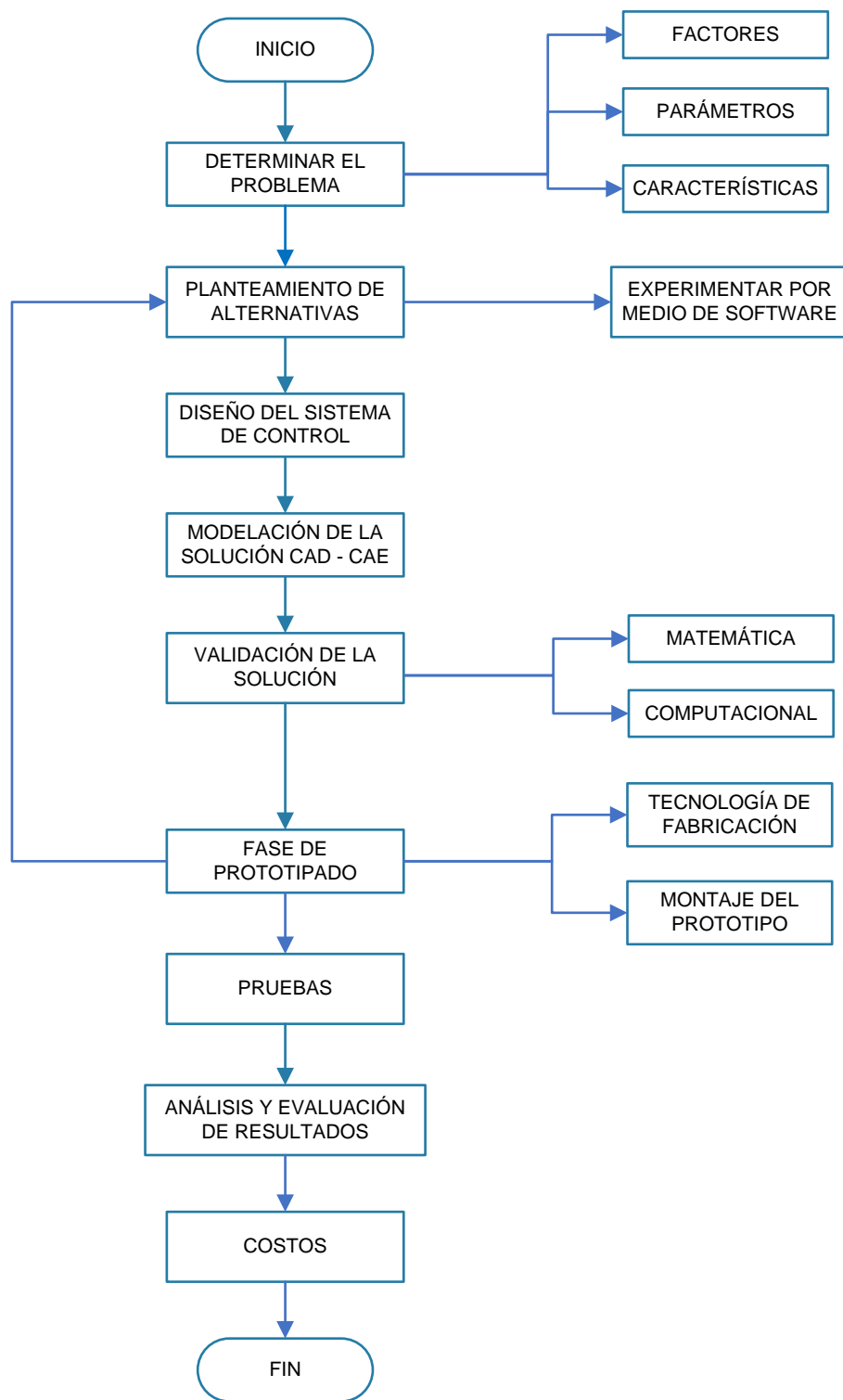


Figura 32. Metodología de diseño.

3.3. Diseño conceptual

Es una parte primordial en el proceso de diseño de un producto pues se generan soluciones a un problema planteado a partir de especificaciones, requisitos y necesidades. El diseño conceptual sintetiza dicha solución en forma de conceptos y los expresa en forma de esquemas. (Erro, 2015)

3.3.1. Definición de los Requerimientos del Cliente y Especificaciones de Ingeniería.

Para determinar los requisitos y necesidades de las personas con amputación de mano, se formuló una encuesta con una población de diez personas, fue tabulada y se encuentra en el Anexo A, la misma que determinó los resultados en cuanto a los requerimientos en una prótesis:

- El 100% de personas encuestadas han escuchado sobre las prótesis artificiales y desean manipular objetos con la ayuda de una mano robótica.
- El 30% de personas encuestada desean que la prótesis realice un agarre cilíndrico, mientras que el 22% un agarre en gancho y el 19% un agarre en pinza.
- De las opciones de diseño de prótesis mostradas en la encuesta el 90% de personas eligió la opción uno, mostrada en la figura 33.



Figura 33. Opción uno de la encuesta (pregunta 6).

- El 90% de personas encuestadas desean controlar la prótesis mediante impulsos eléctricos producidos por los músculos del brazo donde se encuentra la amputación.
- El 70% de personas encuestadas estarían dispuesta a pagar un valor de \$2000 a \$2500 dólares por una prótesis automática.

3.3.2. Desarrollo de la función de la calidad (QFD)

Es un método globalizador cuyo objetivo principal es asegurar que en la definición de un producto o servicio se han considerado las necesidades y requerimientos de los usuarios (voz del usuario), para traducirlos en requerimientos técnicos de ingeniería (voz del ingeniero) en las fases de diseño y fabricación. (Riba, 2002)

Existen una serie de matrices para el QFD, entre las cuales se desarrollará la matriz de planificación del producto también llamada casa de la calidad.

- **Casa de la calidad**

Es una de las matrices del despliegue de la función de la calidad donde el principio es definir una matriz de planificación con el fin de relacionar los requerimientos del cliente contra cómo puede el diseñador o productor cumplirlas.

La casa de la calidad implica aspectos como:

- Exigencias o requerimientos de calidad del producto.
- Capacidades de desarrollo del diseñador (requerimientos técnicos).
- Matriz de correlación entre los requerimientos del cliente y los requerimientos técnicos del diseñador.
- Evaluación de importancia en base a la matriz de correlación de requerimientos.

a) Requerimientos del cliente

Uno de los factores más importantes de la casa de la calidad es la voz o requerimientos del cliente, por esta razón que dado el producto es una prótesis de mano biónica se aplicó una encuesta a un grupo de personas con discapacidad por amputación de mano, de la cual se puede tomar los siguientes requerimientos.

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

b) Requerimientos técnicos del diseñador

Una vez vistos y examinados los requerimientos de los clientes el diseñador procede a traducirlos en requerimientos técnicos detallados a continuación:

- Tamaño, peso y forma de la prótesis de mano biónica.
- Sistema de control de la prótesis mano biónica.
- Precisión en los agarres de objetos.
- Distribución y ergonomía de los componentes en la prótesis de mano biónica.
- Costos de fabricación.

El desarrollo de la casa de la calidad se encuentra en el Anexo. B.

c) Conclusiones de la casa de la calidad

Luego de reconocer los requerimientos técnicos por parte del diseñador, a continuación, se establece las principales características y componentes, resultado del análisis de la casa de la calidad.

- Entre las características técnicas dado su importancia se muestra en la tabla 1.

Tabla 1.**Importancia de las características técnicas según QFD.**

Características Técnicas	Peso / importancia	Datos técnicos
Tarjeta controladora	408,7	Controlador (dimensiones pequeñas)
Sensores mioeléctricos	391,3	Brazalete mioeléctrico
Comunicación inalámbrica	356,5	Bluetooth de bajo consumo
Forma	300,0	Mano antropomórfica
Actuadores	287,0	Micro servo lineal de 6V
Tamaño	273,9	Norma DIN 33 402 - 2
Peso	221,7	600 gr
Precisión de agarres	208,7	Agarre cilíndrico, en gancho y en pinza
Sistema de alimentación	147,8	Batería recargable
Costo de fabricación	130,4	\$ 2000 - 2500 dólares
Ergonomía	73,9	Adaptable a distintos usuarios hombres

Según la tabla 1, la característica técnica más importante en el prototipo de prótesis de mano es la tarjeta controladora ya que recepta las señales emitidas por el brazalete mioeléctrico, las traduce y genera cada uno de los movimientos de los dedos por medio de los micro servomotores lineales, es decir es el principal componente en el control automático del prototipo.

Con menos valor, pero aun así importante esta la característica técnica de ergonomía, ya que es adaptable a hombres adultos.

- Tamaño, peso y forma de la prótesis de mano biónica: Para satisfacer el requerimiento de la persona con amputación se deberá diseñar la prótesis conforme a las medidas establecidas en la norma DIN 33402 (Ergonomics – Human Body Dimensions – Part 2), con un peso máximo de 600 gramos y lo más parecida a la mano real.

- Sistema de control de la prótesis de mano biónica: Se deberá diseñar de tal manera que las personas con amputación de mano puedan controlar la prótesis automáticamente, mediante impulsos eléctricos producidos por el musculo del brazo donde sufrió la amputación; con la ayuda de un brazalete de señales mioeléctricas que traduce los impulsos en poses ya establecidas mediante ocho sensores de alta sensibilidad. Además, se contará con una comunicación bluetooth con una tarjeta controladora pequeña, utilizando como intermediario un módulo bluetooth de bajo consumo y generando así los accionamientos de los micro servos lineales.
- Precisión en los agarres de objetos: La prótesis se diseñará de tal forma que cumpla con los agarres que las personas con amputación requieren, siendo estos el agarre cilíndrico, en gancho y en pinza para lo cual es muy importante la precisión de los dispositivos electrónicos y los algoritmos de control.
- Distribución y ergonomía de los componentes en la prótesis de mano biónica: Con el fin de optimizar el tamaño y la forma de la prótesis se dará una distribución adecuada a los elementos electrónicos, que se situaran en la palma, considerando el uso de cinco micro servos lineales para el movimiento individual de cada dedo, además se situará el módulo bluetooth, la tarjeta controladora en una placa compacta para evitar conexiones visibles. La prótesis se diseñará de tal manera que puede ser armable, facilitando el remplazo de los elementos ya sea por daño o por finalización de su vida útil.
- Costos de fabricación: La prótesis se diseñará para ser fabricada por medio de la tecnología de impresión 3D con los materiales: PLA (Ácido poliláctico) y TPE (Elastómero termoplástico). Además, se ocuparán componentes electrónicos importados, como también se considerarán las horas de ingeniería, donde está presupuestado un valor de entre \$ 2000 y 2500 dólares, los que cubrirán con el costo total de la prótesis.

En base a los requerimientos de las personas con amputación y a las especificaciones técnicas se obtuvo los parámetros principales para diseñar un prototipo de prótesis de mano biónica correctamente funcional, estética, de fácil operación y de bajo costo, capaz de realizar distintos tipos de agarre con el fin de manipular objetos.

3.3.3. Planteamiento de Alternativas de Diseño

Una vez definidas y detalladas cada una de las necesidades que se requieren en una prótesis se procede a realizar un análisis de las alternativas que se dan como solución al problema mediante un cuadro comparativo entre diseños de prótesis ya existentes pues éstas tienen formas estéticas de mano.



En bases a investigaciones previas se obtuvo dos diseños tentativos:

- Primera opción: se escogió de referencia una prótesis creada en Italia por Federico Ciccarese, llamada Youbionic Hand, la cual se oferta en el mercado por lo tanto no es un diseño libre.
- Segunda opción: se optó por el diseño de la prótesis Ada Hand debido a la distribución de los micro actuadores lineales que se encuentran en su palma, esta prótesis fue desarrollada por la empresa Opens Bionics quienes ofrecen los archivos para impresión 3D y su manual de ensamblaje libremente en su página web bajo la licencia de Creative Commons, Attribution – ShareAlike 4.0 International License.

Para el diseño de los dedos se basó en la prótesis de Flexy Hand de Gyrobot, encontrada en forma libre en internet, en la página Thingiverse, teniendo así una combinación de ambas prótesis.

En la tabla 2, se analiza las ventajas y desventajas de las alternativas de diseño planteadas.

Tabla 2.
Alternativas de diseño.

Prototipos de prótesis de mano biónica		
	Opción 1	Opción 2
Alternativa		
Ventajas	<ul style="list-style-type: none"> • Es bastante ligera ya que su estructura es hueca. • El diseño de la palma es más pequeño. • La distribución de los micro servos lineales en la palma, permite al pulgar tener dos grados de movimiento, facilitando el agarre de objetos. • Requiere de menor tiempo de impresión pues esta prótesis es una sola pieza. 	<ul style="list-style-type: none"> • Es ligera, considerando que se encuentra dentro del peso de una mano humana (700 gr). • Es desarmable, por tanto, es posible reemplazar las partes que conforman los dedos o palma, así como los componentes electrónicos. • Sus articulaciones son de material flexible, permitiendo un mayor grado de movimiento en los dedos sin producirse rompimientos. • Para transmitir el movimiento en los dedos utiliza un cable de tendón lo que permite dar mayor estabilidad y buen cierre a los dedos. • Funciona con cinco micro servos lineales para generar el movimiento de cada dedo. • Soporta un peso máximo de 1 kg.
Desventajas	<ul style="list-style-type: none"> • No es desarmable, por lo tanto, si algún mecanismo o parte de la mano sufre desgaste o se rompe no es posible reemplazarla ya que la mano es una sola pieza. • Los dedos no poseen las partes de un dedo real, es decir no tienen falange, falangina y 	<ul style="list-style-type: none"> • La palma es un poco más ancha de lo normal pues lleva dentro todos los elementos electrónicos con sus respectivas conexiones. • La ubicación y el diseño del dedo pulgar dificulta el agarre de objetos. • Por la naturaleza del material de construcción la textura es lisa lo

CONTINÚA 

falangeta, simplemente está conformado por dos partes.

- Sus articulaciones son en forma de anillo por lo que tienen que ser de material flexible para la evitar la ruptura, pero esto genera que los dedos no tengan estabilidad y tiendan a caerse hacia atrás.
- Utiliza seis micro servos lineales lo que implica más costos en su fabricación.
- No soporta pequeñas ni grandes cargas debido a que su mecanismo de anillos es bastante débil.
- Por la naturaleza del material de construcción la textura es lisa lo que no permite sujetar un objeto, por tanto, es necesario colocar algún tipo de recubrimiento.

que no permite sujetar un objeto, por tanto, se necesita de algún tipo de recubrimiento para que pueda sujetar y manipular los objetos sin que se resbalen.

- Requiere de mayor tiempo de impresión pues está conformada por varias piezas.
-

3.3.4. Matriz de evaluación

Para elegir el diseño más idóneo y favorable se procede a realizar una matriz de evaluación donde se valorará las opciones antes mencionadas en la tabla de alternativas de diseño, tomando en cuenta parámetros principales y fundamentales que debe cumplir de acuerdo a los requerimientos previamente establecidos.

En este caso se evaluará: con un valor de uno el tamaño (tam), peso (pes), funcionalidad (fun), fabricación (fab) y costos (cos); con un valor de uno y medio la resistencia (res) y mantenimiento (mnt); siendo el factor más importante la estética (est) valorado en dos, considerando que la sumatoria de todos estos valores debe ser igual a diez.

La evaluación de los parámetros de la tabla 3, se valorará en forma ascendente en donde cero es desfavorable o inadecuado y mientras más se acerque al valor de su característica su resultado será favorable u óptimo.

Tabla 3.**Matriz de evaluación de diseños.**

Evaluación de los diseños propuestos									
Alternativas	Criterios de evaluación								Total
Valor	Tam	Pes	Est	Fun	Res	Mnt	Fab	Cos	10
Opción 1	0.8	1	1.2	1	1	0.8	1	1	7.8
Opción 2	0.8	0.9	1.8	1	1.3	1.4	0.9	1	9.1

Una vez analizadas las alternativas de diseño y realizada la matriz de evaluación se llega a la conclusión de que la opción dos cumple adecuadamente los requerimientos y especificaciones técnicas, obteniendo una solución idónea para satisfacer las necesidades solicitadas por las personas con amputación de mano.

Con este análisis se tiene una idea más clara de cuál será el diseño final, sus componentes principales y por lo tanto se procede al desarrollo del diseño electrónico y mecánico de la prótesis.

Para la elaboración del prototipo de prótesis de mano es necesario partir del diseño electrónico debido a que los elementos electrónicos van a limitar el tamaño de la palma, la placa electrónica debe caber en esta para evitar que cables sobresalientes incomoden u ocasionen problemas en la manipulación de la prótesis.

Por tanto, se iniciará con la selección de componentes que formarán parte del prototipo, recalcando que estos componentes deben ser lo más pequeños posibles con el fin de que las dimensiones de los elementos no sea una limitante a la hora de realizar el diseño mecánico y así obtener un diseño de mano antropomórfico.

3.4. Proceso de funcionamiento de la prótesis

El funcionamiento del prototipo de prótesis de mano debe iniciar con la adquisición de señales mioeléctricas de los músculos del brazo en el que se encuentra la amputación, mediante comunicación inalámbrica se transmite y envía datos hacia el controlador, el cual se encargará de accionar el elemento de control final para la manipulación de distintos objetos (figura 34).

Es necesario que exista una realimentación entre el proceso de adquisición de las señales y el manejo de datos recibidos y enviados.

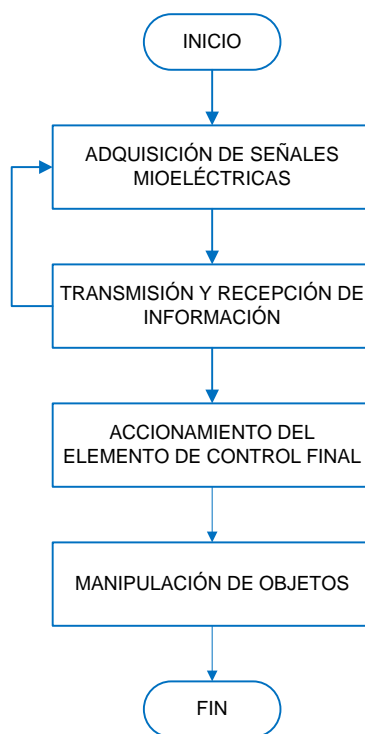


Figura 34. Proceso de funcionamiento de la prótesis de mano.

3.5. Selección de componentes electrónicos de la prótesis

Tomando en cuenta las especificaciones técnicas y considerando que la opción dos de la tabla 2, fue la más apta para el diseño del prototipo de prótesis de mano, se procede con la selección de componentes electrónicos y materiales para su fabricación.

a) Actuadores Eléctricos

En el apartado de alternativas de diseño se mencionó la distribución de los actuadores en la palma de la prótesis; que está basada en el modelo de Ada Hand los cuales usan micro servos lineales PQ12 de Actuonix, por ende, se escogió este modelo de servos en la serie R, pues tienen similitud con los servomotores rotatorios en cuanto al control por medio de señales PWM y el número de terminales facilitando la programación en la tarjeta arduino.

Según (Actuonix, 2016) las características del micro servo lineal PQ12–Serie R son:

- Carrera del vástago: 20 mm.
- Voltaje de entrada: 6 Volts.
- Corriente estática: 500 mA.
- Velocidad Máxima: 15 mm / s
- Fuerza Máxima de salida: 45N
- Carga Lateral Máxima: 10N
- Fuerza máxima de regreso: 25N
- Masa: 15 gr.
- Ruido Audible: 55dB @ 45cm
- Tipo de Protección: IP – 54
- Usa un conector de 3 cables: fuente, tierra de referencia y control.

Al existir tres tipos de relaciones de reducción (ver Anexo C) con respecto al micro servo lineal PQ12 en la serie R se eligió la relación de reducción de 63:1 ya que es la adecuada por la velocidad y fuerza que maneja, generando movimientos adecuados; es decir ni tan lento, ni tan rápido para cada uno de los dedos.

b) Sensores mioeléctricos

El sensor mioeléctrico es el componente principal para el control de la prótesis puesto que adquiere las señales emitidas por el brazo en el cual se encuentra la amputación, para trasmitírselo a la tarjeta controladora.

Entre los principales tipos de sensores se considerarán dos en especial: el conocido electrodo superficial y el Myo Armband los cuales son sensores no invasivos.

En la tabla 4, según (ThalmicLabs, 2013) y (Cajamarca, Vargas, Yunga, & Matute, 2015) se presenta las características de estos sensores.

Tabla 4.
Características sensores mioeléctricos no invasivos.

Electrodo Superficial	Myo Armband
La señal no es limpia necesita de tratamiento.	La señal es limpia no necesita de tratamiento.
Es afectado por la frecuencia, la sudoración de la piel, ubicación de los electrodos uno respecto al otro.	No es afectado por ningún tipo de frecuencia (Interferencias).
Posee una vida útil corta ya que es necesario el cambio diario de los electrodos.	Posee una vida útil larga ya que es un sensor robusto.
Comunicación por cableado.	Comunicación Inalámbrica.
Necesita de dos a tres posiciones fijas para la detección.	Necesita una solo ubicación.
Tiene un control de lazo abierto.	Tiene un control de lazo cerrado.
Es acondicionado y calibrado para una sola persona.	Puede ser calibrado para cualquier persona y no necesita de un acondicionamiento.

Al comparar la tabla de características de los sensores se determina que el Myo Armband es el dispositivo óptimo para captar las señales mioeléctricas del brazo, por su alta sensibilidad, vida útil, no es afectado por ningún tipo de interferencia, también es posible efectuar una calibración para cualquier tipo de persona mediante una PC y el bluetooth propio del sensor. Se puede realizar una comunicación inalámbrica con otro dispositivo bluetooth de bajo consumo de energía.

c) Tarjeta controladora

Dentro del requerimiento para seleccionar una tarjeta controladora eficiente, se necesita de 5 salidas PWM, mínimo 12 salidas digitales, tamaño compacto y cuenta con la librería de comunicación con el Myo Armband.

Entre las tarjetas controladoras investigadas se encontró dos tipos aptas para la implementación de este proyecto. En la tabla 5, se realizará una comparación entre el Arduino Nano y la Pololu Baby Orangutande, donde \checkmark significa que si cumple y X que no cumple.

Tabla 5.

Comparación de alternativas de tarjetas controladoras.

Tarjeta Controladora	Salidas PWM	Salidas digitales	Tamaño compacto	Librería de comunicación
Arduino Nano	\checkmark	\checkmark	\checkmark	\checkmark
Pololu Baby Orangutande	X	\checkmark	\checkmark	X

Se seleccionó la primera opción, ya que esta posee las salidas PWM necesarias para el control de los cinco micro servos lineales y además existe una librería llamada Myobridge, desarrollada por Valentin Roland que permite la comunicación del Myo Armband y la tarjeta controladora Arduino utilizando como intermediario el módulo bluetooth HM – 10.

Además, el Arduino Nano es pequeño lo cual permite acoplarse dentro de la prótesis y no generar cableados extensos.

Según (Arduino, 2011) las características del Arduino nano son:

- Microcontrolador ATmega 328.
- Tensión de entrada (recomendada): +7 a + 12 V.
- Tensión de entrada (límites): +6 a + 20 V.
- 14 pines GPIO (de los que 6 ofrecen salida PWM).
- 6 pines de entrada analógica.

- Corriente DC por pin de E/S: 40 mA.
- Dimensiones: 18.54 x 43.18 mm.

d) Dispositivo de comunicación inalámbrica (Bluetooth)

Con la investigación previa sobre la comunicación entre el Myo Armband y la tarjeta controladora, se determinó que era necesario utilizar un bluetooth de bajo consumo (HM -10); debido a que el Myo Armband posee un bluetooth propio el cual necesita ser conectado a una PC y esto imposibilita al usuario a utilizar la prótesis constantemente pues debería llevar consigo siempre una computadora.

Según (Electronilab, 2016) las características del módulo bluetooth de bajo consumo de energía HM-10 son:

- Comunicación con microcontrolador a través de interfaz serial estándar (UART).
- Funcionamiento a 3.3 Volts de alimentación.
- Versión de Bluetooth: V4.0 BLE.
- Por defecto la configuración del puerto serie: 9600, N, 8, 1.
- Basado en el chip CC2541.
- Es posible actualizar el firmware a través de un CC Debugger de Texas Instruments.

El datasheet se encuentra en el Anexo C.

e) Sensor de Fuerza

La prótesis de mano está diseñada para ejecutar distintos agarres, entre ellos el agarre en pinza que se ejecuta con el dedo índice y pulgar. Para delimitar el cierre conforme el tipo de objeto que se sostenga se utilizara una galga FSR 400 (Resistencia sensible a la fuerza) para cada uno de los dedos mencionados anteriormente ya que es pequeña y cabe perfectamente en las yemas de los dedos.

Según (InterInk Electronics, 2010) las características de la FSR 400:

- Fuerza de accionamiento: 0.1 N
- Rango de fuerza: 0.1 a 10 N
- Diámetro total: 7.62 mm
- Área de detección: 5 mm de diámetro
- Fuerza de accionamiento mínima: 2 gr.
- Resistencia máxima sin fuerza: $1M\Omega$
- Histéresis: $\pm 10\%$

El datasheet se encuentra en el Anexo C.

f) Fuente de Alimentación

Una vez vista las especificaciones de los micro servos lineales y la tarjeta Arduino en cuanto a voltaje y corriente se necesita alimentar con una batería recargable de Lipo de 2500 mAh., a 7.4 voltios, considerando que el servo se alimenta a 6 voltios y por ende se debe reducir el voltaje.

Las características de la batería de Lipo son:

- Las dimensiones son 8 x 1.5 x 3 cm.
- Contiene 2 celdas de 3.7 Volts.
- Tiempo de carga aproximada: 60 min.
- Tasa de descarga 25 C

3.6. Diseño de detalle

Es el aspecto más importante de la investigación, ya que en esta etapa se modela y materializa la solución en base a los requerimientos y especificaciones que en el diseño conceptual se definieron.

En este apartado se desarrollará el diseño del sistema del control, el diseño electrónico y el modelamiento 3D (representación de un objeto tridimensional a través de un software especializado) del diseño mecánico.

3.6.1. Diseño del sistema de control de la prótesis

El control de la prótesis de mano (figura 35), está basado en la adquisición de señales mioeléctricas captadas por brazalete mioeléctrico Myo Armband, el cual recibirá las señales emitidas por el músculo del brazo donde se encuentra la amputación; este se comunicara directamente con la tarjeta Arduino Nano, mediante comunicación inalámbrica, para ello se utilizara como intermediario a un módulo bluetooth de bajo consumo de energía denominado HM-10, para lo cual es necesario actualizar el firmware de este dispositivo mediante el programador un CC Debbuger.

Una vez realizado todo este proceso, el Myo Armband según las poses preestablecidas enviara señales a la tarjeta Arduino Nano, la que se encargara de procesar y activar los micro servos lineales (PQ12 – R) ubicados en cada uno de los dedos, realizando así los distintos tipos de agarres, tales como el agarre cilíndrico, en gancho, en pinza y por ultimo un saludo.

Adicionalmente existirán dos sensores de fuerza resistivos en la yema de los dedos índice y pulgar, que al detectar presión en estos cortará la energía del micro servo lineales con la ayuda de un interruptor electrónico; con el objetivo de asegurar que los objetos no sean deformados o rotos en caso de ser frágiles especialmente en el agarre en pinza.

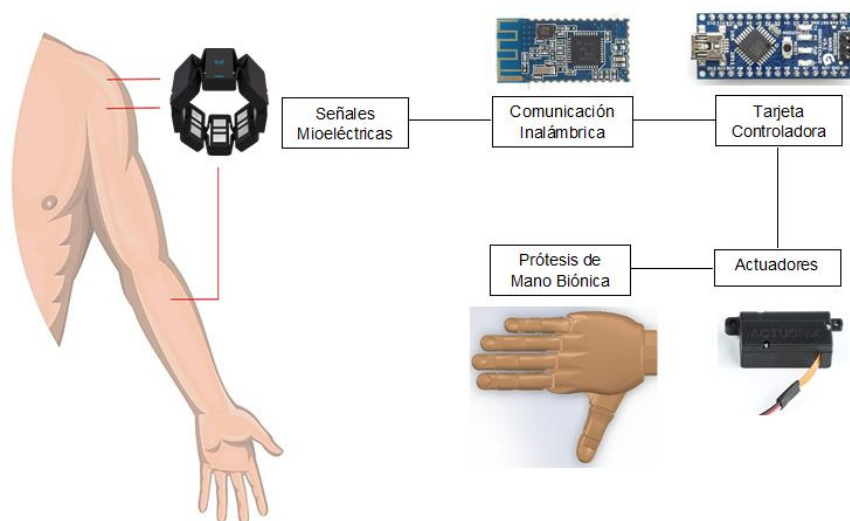


Figura 35. Proceso de control de la prótesis de mano biónica.

3.6.2. Diagrama de flujo de la programación de la tarjeta controladora

En la figura 36, se desarrolla un diagrama de flujo en el cual se explica el proceso que realiza la tarjeta controladora.

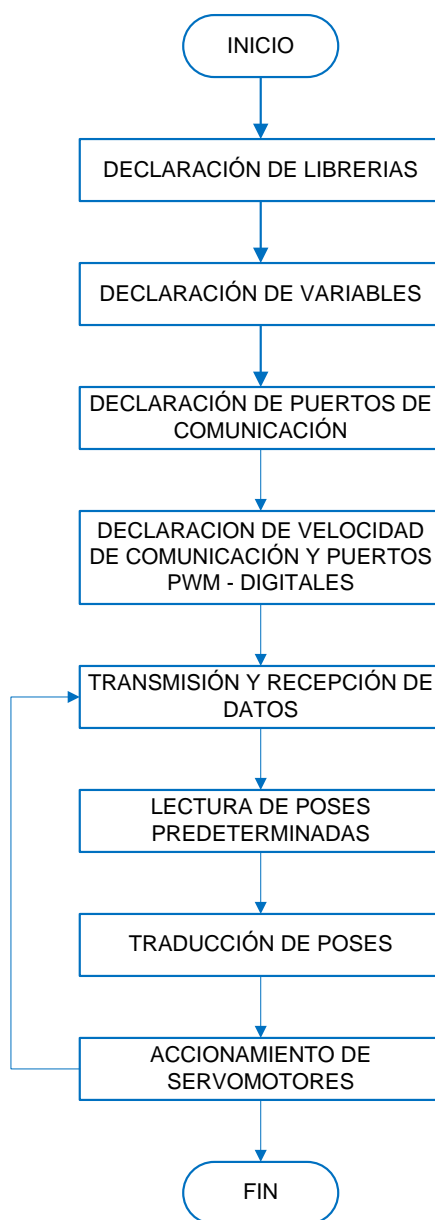


Figura 36. Diagrama de flujo de programación.

3.6.3. Diseño electrónico de la prótesis

Una vez seleccionado los componentes y diseñado el sistema de control se procede a diseñar el sistema electrónico, mediante un software de simulación de circuitos y diseño de placas PCB, considerando que la placa electrónica debe ser pequeña para que alcance perfectamente en la palma del prototipo.

En la figura 37., se muestra el diagrama del circuito electrónico.

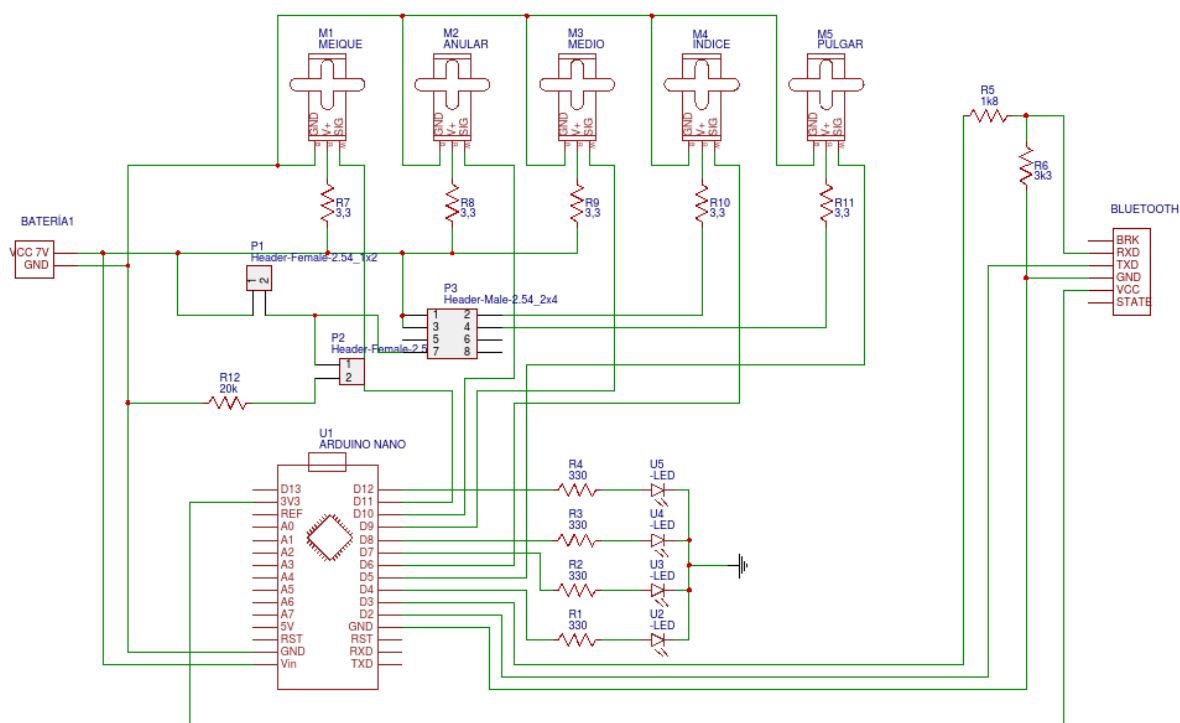


Figura 37. Diagrama del circuito electrónico.

La alimentación del sistema es por medio de una batería de Lipo de 7,4 V, que alimenta directamente los servomotores lineales y el arduino, mientras que la alimentación del Bluetooth de bajo consumo es de 3,3V obtenidos del arduino (figura 37).

En la tabla 6., se describe las conexiones digitales del arduino.

Tabla 6.

Distribución de pines digitales del arduino.

Pines de Arduino	Funciones	Observaciones
D2	RX (Comunicación módulo Bluetooth)	Es necesario realizar un regulador de tensión a 3,3 V.
D3	TX (Comunicación módulo Bluetooth)	
D4	Salida de indicador luminoso N°1	Agarre cilíndrico
D5	Salida de control PWM	Dedo pulgar
D6	Salida de control PWM	Dedo índice
D7	Salida de indicador luminoso N°2	Agarre en gancho
D8	Salida de indicador luminoso N°3	Agarre de pinza
D9	Salida de control PWM	Dedo medio
D10	Salida de control PWM	Dedo anular
D11	Salida de control PWM	Dedo meñique
D12	Salida de indicador luminoso N°4	Saludo

En la figura 38., se muestra la placa electrónica en PCB (circuito impreso), fue diseñada a doble lado pues sus dimensiones deben ser pequeñas, por consecuente se utilizará resistencias SMD (micro resistencias) para optimizar y reducir todo el espacio posible; una vez finalizado el diseño se obtuvo una placa de dimensiones: 6,2 cm de largo y 5 cm de ancho.

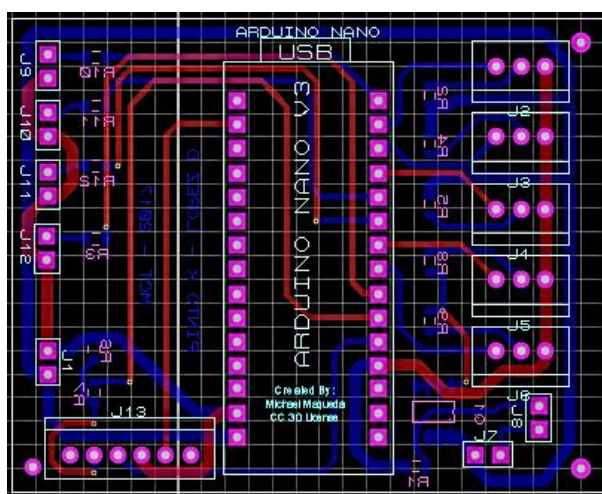


Figura 38. Placa electrónica diseñada en PCB

En el anexo D se encuentra el plano esquemático del sistema electrónico.

3.6.4. Diseño mecánico de la prótesis

Para el diseño mecánico del prototipo de prótesis de mano biónica que está formada por los dedos y la palma, es de gran importancia el uso del software de diseño asistido por computador con el fin de simular y validar el mecanismo de movimiento que conforman la estructura.

El diseño asistido por computador (CAD) es fundamental para crear representaciones gráficas de objetos físicos. Esto le permite al ingeniero examinar interactivamente las variantes de diseño y encontrar el diseño más óptimo; otro beneficio del software de diseño es simular análisis de esfuerzo – deformación, movimiento, verificando que el diseño sea seguro y minimizando el uso de recursos en su fabricación.

3.6.5. Diseño de los dedos índice, medio, anular y menique

Para el diseño del prototipo de prótesis se aplicó la norma DIN 33402 (Ergonomics – Human Body Dimensions – Part 2), debido a que en el país no existe un estudio de antropometría física de la mano humana. Esta norma especifica medidas estándar del cuerpo humano.

Para el diseño de los dedos de la prótesis se modeló en base a las medidas que se sitúan en el percentil 50% de hombres ya que esto significa que de cada 100 hombres la mitad poseen estas medidas en cuanto a la mano.

Debido a que la norma utilizada es la segunda parte, la numeración de las dimensiones de los dedos y la palma, empezará desde el número veinte y dos.

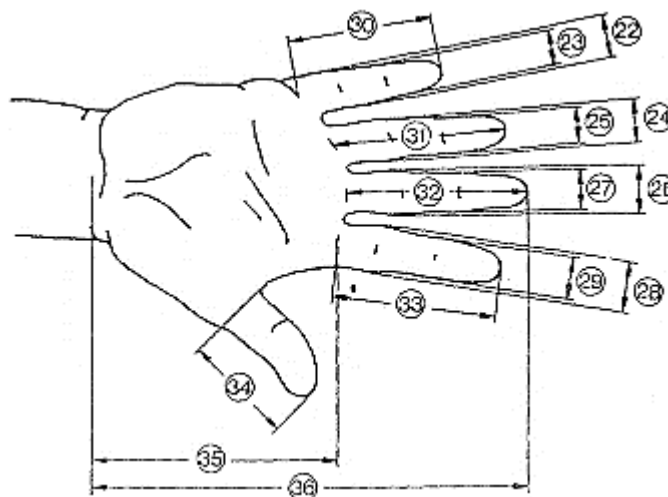


Figura 39. Antropometría de la mano 1.

Fuente: (DIN, 2002)

En la tabla 7, se detallan cada una de las dimensiones con respecto a la figura 39.

Tabla 7.

Dimensiones de la mano.

Dimensiones en cm.	PERCENTIL					
	Hombres			Mujeres		
	5%	50%	95%	5%	50%	95%
22 Ancho del meñique en la palma de la mano	1,8	1,7	1,8	1,2	1,5	1,7
23 Ancho del meñique próximo de la yema	1,4	1,5	1,7	1,1	1,3	1,5
24 Ancho del dedo anular en la palma de la mano	1,8	2	2,1	1,5	1,6	1,8
25 Ancho del dedo anular próximo a la yema	1,5	1,7	1,9	1,3	1,4	1,6
26 Ancho del dedo mayor en la palma de la mano	1,9	2,1	2,3	1,6	1,8	2
27 Ancho del dedo mayor próximo a la yema	1,7	1,8	2	1,4	1,5	1,7
28 Ancho del dedo índice en la palma de la mano	1,9	2,1	2,3	1,6	1,8	2

CONTINÚA 

29	Ancho del dedo índice próximo a la yema	1,7	1,8	2	1,3	1,5	1,7
30	Largo del dedo meñique	5,6	6,2	7	5,2	5,8	6,6
31	Largo del dedo anular	7	7,7	8,6	6,5	7,3	8
32	Largo del dedo mayor	7,5	8,3	9,2	6,9	7,7	8,5
33	Largo del dedo índice	6,8	7,5	8,3	6,2	6,9	7,6
34	Largo del dedo pulgar	6	6,7	7,6	5,2	6	6,9
35	Largo de la palma de la mano	10,1	10,9	11,7	9,1	10	10,8
36	Largo total de la mano	17	18,6	20,1	15,9	17,4	19

Fuente: (DIN, 2002)

En la figura 40, se muestra el ancho del dedo pulgar y el grosor de la palma de la mano.



Figura 40. Antropometría de la mano 2.

Fuente: (DIN, 2002)

En la tabla 8, se indican las dimensiones correspondientes al ancho del pulgar y el grosor de la palma de la mano.

Tabla 8.

Dimensiones de la mano 2.

Dimensiones en cm.	PERCENTIL					
	Hombres			Mujeres		
	5%	50%	95%	5%	50%	95%
37 Ancho del dedo pulgar	2	2,3	2,5	1,6	1,9	2,1
38 Grosor de la mano	2,4	2,8	3,2	2,1	2,6	3,1

Fuente: (DIN, 2002)

Debido a que los dedos menique, anular, medio e índice están formados por el mismo número de falanges se desarrollará el diseño de un dedo y en base a las medidas de la tabla 7, se podrán modificar los diseños obteniendo los dedos restantes.

En la figura 41, se presenta el modelado del dedo índice, que consta de la falange próxima, falange medial o falangina, falange distal o falangeta y el ensamble.

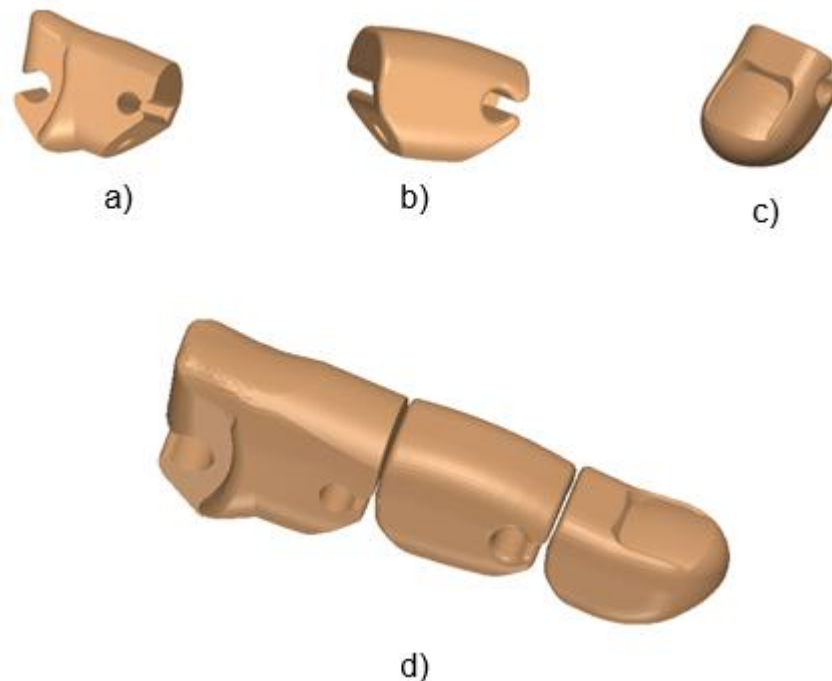


Figura 41. Dedo Índice. a) Falange próxima, b) Falange medial, c) Falange distal, d) Ensamble.

3.6.6. Diseño del pulgar

El diseño del dedo pulgar varía con respecto a los otros dedos, ya que está formado únicamente por dos falanges; para las medidas se tomó de referencia la norma DIN 33402 (percentil 50%) que se observa en la tabla 7 y 8. En la figura 42, se puede visualizar las falanges próxima, distal y el ensamble.

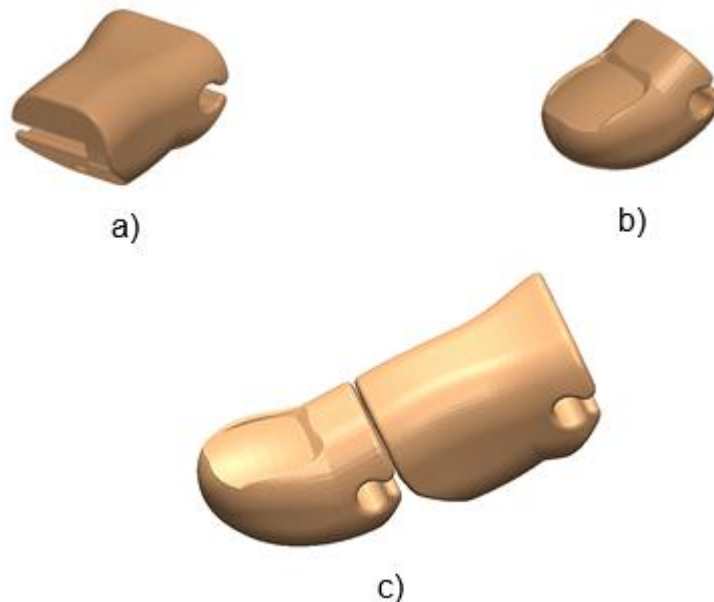


Figura 42. Dedo Pulgar. a) Falange próxima, b) Falange distal, c) Ensamble.

3.6.7. Diseño de la palma

La palma fue diseñada en base a la norma (DIN 33402), similar a los dedos anteriormente indicados (figura 43).

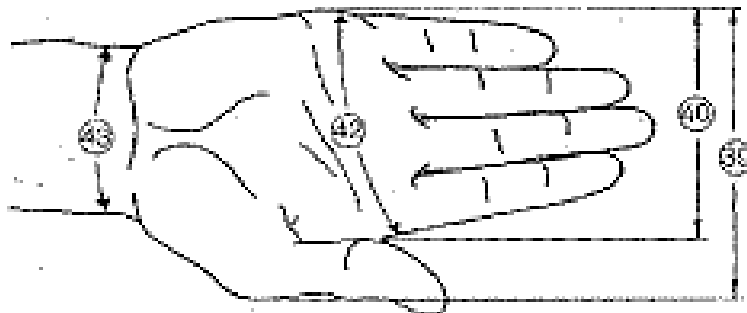


Figura 43. Antropometría de la mano 3.

Fuente: (DIN, 2002)

En la tabla 9, se observa las dimensiones correspondientes a la palma.

Tabla 9.**Dimensiones de la mano 3.**

Dimensiones en cm.	PERCENTIL					
	Hombres			Mujeres		
	5%	50%	95%	5%	50%	95%
39 Ancho de la mano incluyendo dedo pulgar	9,8	10,7	11,6	8,2	9,2	10,1
40 Ancho de la mano excluyendo el dedo pulgar	7,8	8,5	9,3	7,2	8	8,5
41 Diámetro de agarre de la mano	11,9	13,8	15,4	10,8	13	15,7
42 Perímetro de la mano	19,5	21	22,9	17,6	19,2	20,7
43 Perímetro de la articulación de la muñeca	16,1	17,6	18,9	14,6	16	17,7

Fuente: (DIN, 2002)

Se eligió modelar la palma en dos partes, puesto que se desea tener una prótesis de mano armable y desarmable, en la parte superior (figura 44), se adaptan los dedos índice, medio, anular, meñique y en la parte inferior (figura 45), se adapta el dedo pulgar, además se encuentran distribuidos cinco micro servos lineales, uno para cada dedo.

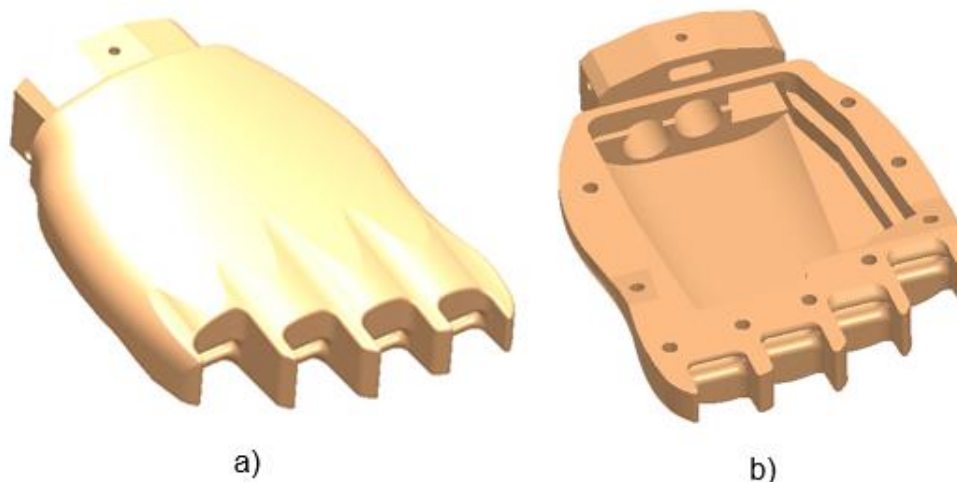


Figura 44. Palma superior. a) Vista desde arriba, b) Vista desde abajo.

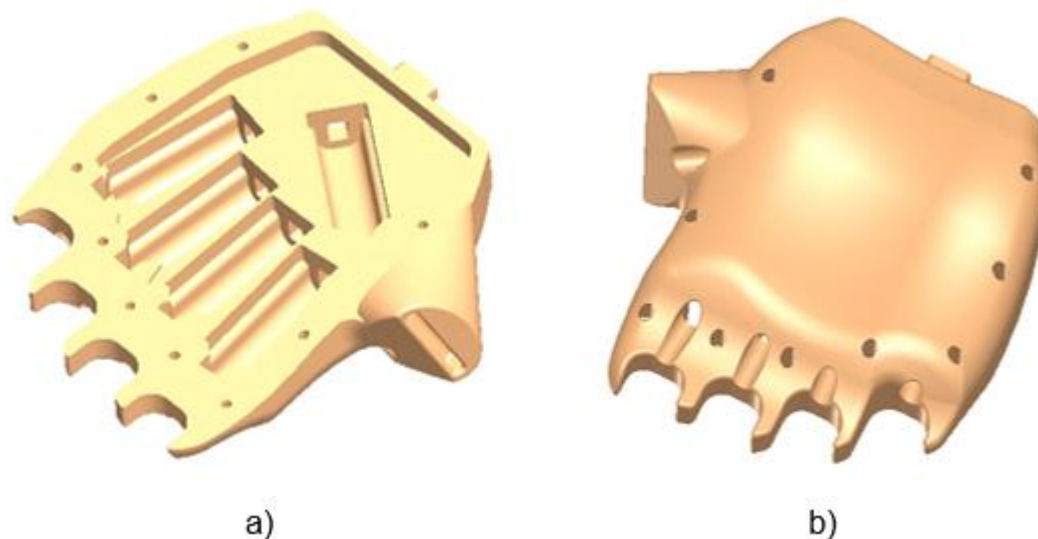


Figura 45. Palma inferior. a) Vista desde arriba, b) Vista desde abajo.

3.6.8. Diseño de las articulaciones para la movilidad de la mano

Para la transmisión de movimientos en las articulaciones del prototipo de prótesis de mano biónica, se empleó un mecanismo para flexionar o tensionar las falanges en los dedos, el cual consta de un cable tensor (bigote de parlante) que con la ayuda del micro actuador transmite una fuerza lineal; para facilitar la apertura y cierre de los dedos, las articulaciones fueron diseñadas para ser fabricadas en un elastómero termoplástico (TPE) o material flexible.

En la figura 46, se indica las articulaciones flexibles para cada dedo, considerando que son dos tipos; articulación entre palma y falange próxima y articulación entre falanges.

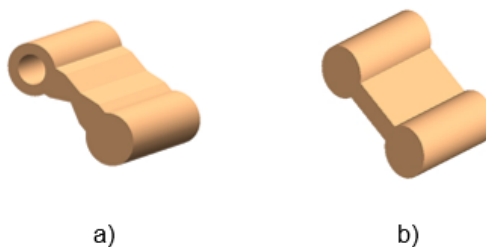


Figura 46. Articulación Flexible. a) Entre palma y falange próxima, b) Entre falanges.

En la figura 47, se puede observar el ensamble de la mano con las articulaciones.

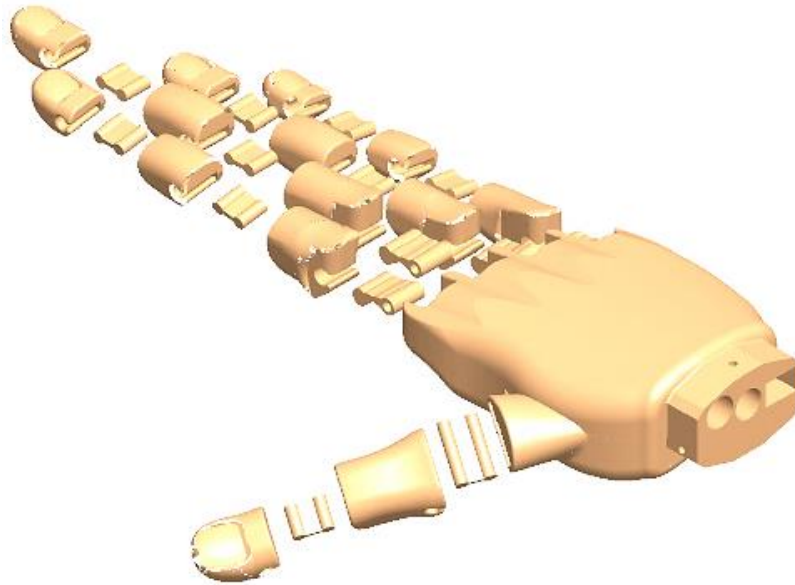


Figura 47. Ensamble de la mano con las articulaciones.

En la figura 48, se muestra el diseño del antebrazo que servirá de soporte de la prótesis para sujetarlo a una persona con discapacidad por amputación de mano.

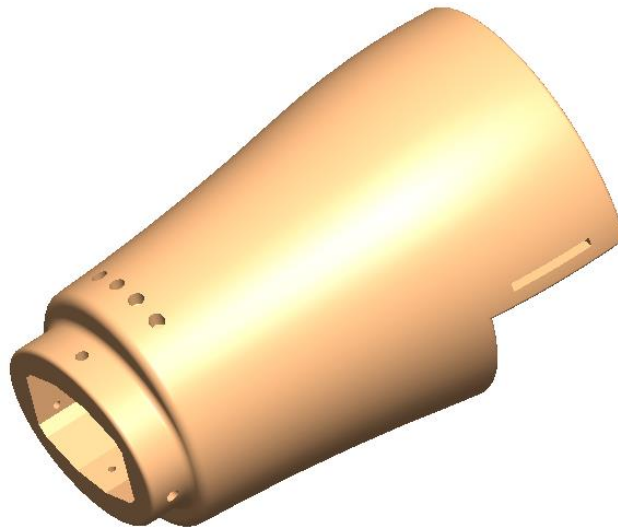


Figura 48. Antebrazo.

En la figura 49, se presenta el prototipo de prótesis de mano bonita totalmente ensamblado.

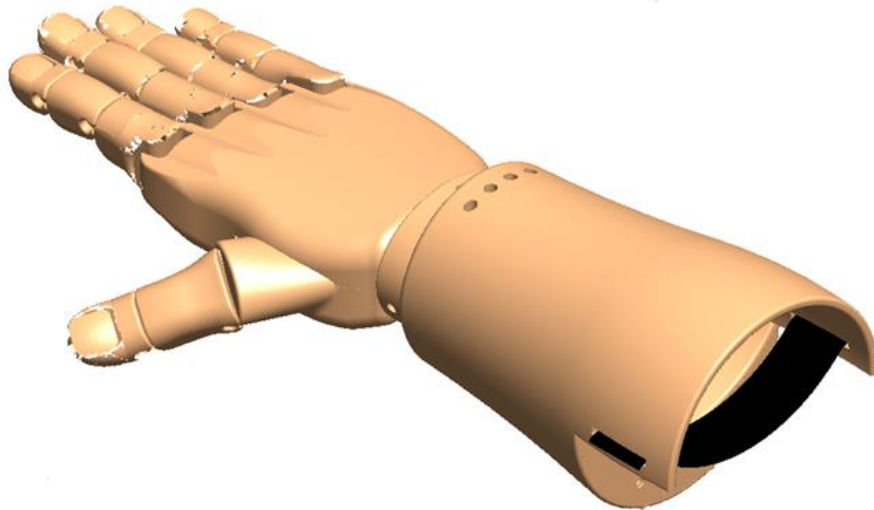


Figura 49. Ensamble del prototipo de prótesis.

En el Anexo D se detallan los planos correspondientes al prototipo de prótesis de mano.

Para establecer la movilidad o grados de libertad que posee el diseño, se ocupa un mecanismo de cuatro eslabones con tres articulaciones o uniones y según el criterio de Grübler Kutzbach se determina con la ecuación 1.

$m =$ *movilidad o grados libertad*

$n =$ *4 eslabones*

$j_1 =$ *3 uniones de 1 grados de libertad*

$j_2 =$ *0 uniones de 2 grados de libertad*

$$m = 3(n - 1) - 2j_1 - j_2 \quad \text{Ecuación 1}$$

$$m = 3(4 - 1) - 2(3) - (0)$$

$$m = 9 - 6 - 0$$

$$m = 3$$

$m = 3$ grados de libertad

Con el resultado obtenido se determina que cada dedo posee tres grados de libertad, exceptuando por el dedo pulgar ya que solo tiene dos falanges.

En cuanto a los grados de movimiento se tiene cinco que restringen a los grados de libertad ya que tienen un actuador por cada dedo, los que controla el movimiento de cada uno en conjunto.

En conclusión, el prototipo de prótesis de mano biónica contaría con catorce grados de libertad en total y cinco grados de movimiento.

3.7. Selección de componentes para la fabricación de la prótesis

- **Material de construcción para impresión 3D**

- a) **Construcción de los eslabones**

Para elegir el material con el que serán fabricados los eslabones y considerando el uso de tecnología de impresión 3D, se tienen dos opciones de materiales plásticos, el PLA y el ABS. En la tabla 10, según (Sanabria, 2016) y (Plabs, 2016) las características de cada material son:

Tabla 10.

Características de materiales termoplásticos.

PLA	ABS
Material constituido de elementos naturales (biodegradable)	Material sintético (no es biodegradable)
Estable y fácil de imprimir	Sensible a cambios de temperatura y difícil de imprimir
No emite gases nocivos	Emite gases nocivos
Límite elástico: 60 MPa	Límite elástico: 2,3 GPa
Se funde entre 185 y 220°C	Se funde entre 200 y 250°C
La temperatura recomendada pero no necesaria de la cama donde se deposita el material puede estar alrededor de 50°C	La temperatura necesaria de la cama donde se deposita el material debe estar alrededor de 80°C
Aplicaciones domésticas	Aplicaciones industriales
El costo es menor	Tiene mayor costo

Al analizar la tabla 10 de características de los materiales se llega a la conclusión de que el PLA es el más apto para la fabricación de los eslabones de la prótesis, debido a que es un material biodegradable, no tóxico, fácil de imprimir y más económico que el ABS (figura 50). Debido a que el PLA tiene un límite elástico menor que el ABS. Se realizará un análisis estático de los diseños para verificar que no sufran ningún fallo o ruptura.



Figura 50. PLA (Ácido poliláctico)

Fuente: (ebay, 2016)

b) Construcción de las articulaciones

Al ser las articulaciones las encargadas de facilitar la generación de los movimientos en cada uno de los dedos, deben ser fabricadas de un material flexible el cual sea resistente y apto para impresión 3D.

En el mercado existen dos tipos de materiales flexibles que poseen las mismas características: Ninjaflex y Filaflex, sin embargo, existe un inconveniente con el Filaflex ya que al ser un producto europeo es difícil de conseguir y por esta razón se seleccionó el material Ninjaflex (figura 51).

Según (ebay, 2016) las características del material Ninjaflex:

- Alta elasticidad y excelente resistencia a la abrasión.
- Tiene una dureza elástica de 85 A.
- Temperatura de fundición recomendada entre 210 y 225°C.
- Temperatura de cama recomendada entre 20 y 50°C.
- Velocidad de impresión recomendada: 30 mm / s.



Figura 51. Ninjaflex (TPE - Elastómero termoplástico)

Fuente: (ebay, 2016)

3.8. Validación matemática y computacional del diseño

En este apartado se realizará la validación del diseño mecánico de la prótesis de mano biónica, tanto en forma matemática como en forma computacional, comprobando que se tiene un diseño seguro, capaz de soportar un peso máximo de un 1 [Kg] equivalente a 9,81 [N] al mismo que se adiciona un factor de diseño igual a 3 [N] dando como resultado una fuerza total aplicada de 12,81 [N].

3.8.1. Análisis estático de los diseños (Validación matemática)

Se realiza los cálculos en el dedo meñique ya que al tener menos tamaño los esfuerzos son más críticos.

Para determinar la fuerza P_1 que debe soportar cada dedo (figura 52), se reparte la fuerza total máxima (12,81 N), para los cuatro dedos (índice, medio, anular y meñique), teniendo así una fuerza de 3,2 [N].

- **Dedo Meñique**
- **Diseño Falange Distal**

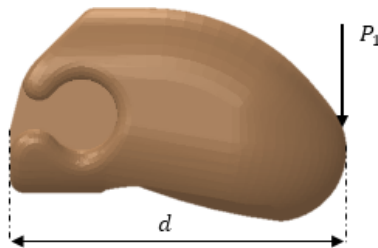


Figura 52. Falange distal dedo meñique.

Datos:

$$d = 23,45 \text{ [mm]}$$

$$m = 3,75 \text{ [g]}$$

$$P_1 = 3,2 \text{ [N]}$$

En la figura 53, se indica el diagrama de cuerpo libre donde se puede analizar las fuerzas aplicadas y las reacciones que estas ejercen.

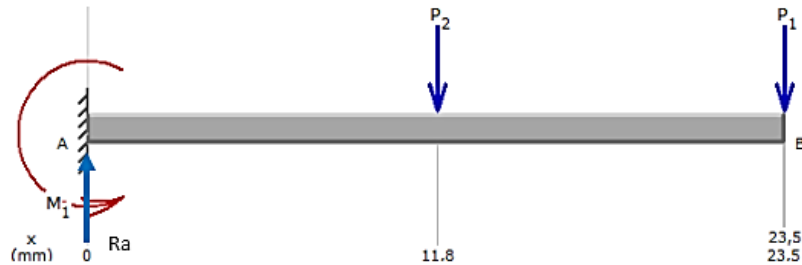


Figura 53. Diagrama de cuerpo libre falange distal.

$$P_2 = m * g \quad \text{Ecuación 2}$$

$$P_2 = \frac{3,75}{1000} \text{ [Kg]} * 9,81 \left[\frac{\text{m}}{\text{s}^2} \right]$$

$$P_2 = 0,0367 \text{ [N]}$$

Se realiza la sumatoria de fuerzas en el eje y con la ayuda del diagrama de cuerpo libre.

$$\sum F_y = 0$$

$$R_a - P_2 - P_1 = 0$$

$$R_a - 0,0367 \text{ [N]} - 3,2 \text{ [N]} = 0$$

$$R_a = 3,2367 \text{ [N]}$$

Se ejecuta la sumatoria de momentos en el punto a:

$$\sum M_a = 0$$

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

$$0.0367 * \frac{23,45}{2} [N.mm] + 3,2 * 23,45 [N.mm] - M_1 = 0$$

$$M_1 = 75,6303 [N.mm]$$

En la figura 54 y 55, se indica el diagrama de fuerzas cortantes y momentos flectores, obtenidos conforme a los cálculos realizados.

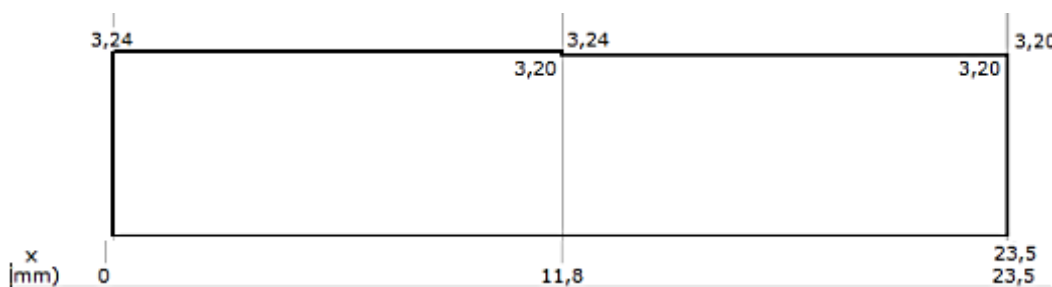


Figura 54. Diagrama de fuerzas cortantes falange distal.

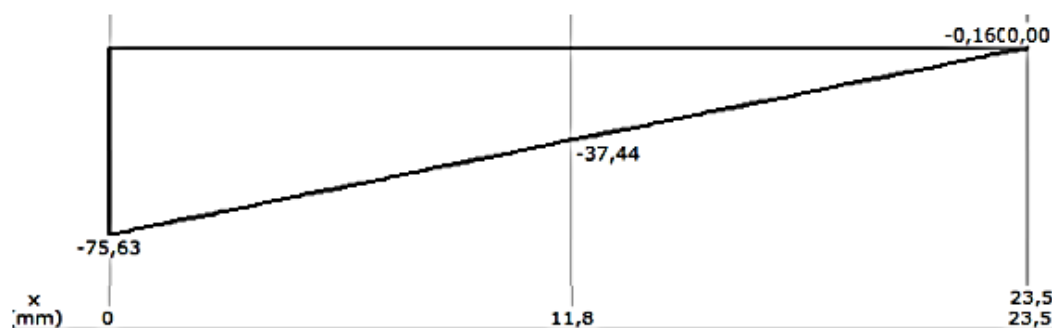


Figura 55. Diagrama de momentos flectores falange distal.

Mediante la ayuda del diagrama de momentos flectores se determina el momento flector máximo:

$$M_{m\acute{a}x} = 75,63 [N.mm]$$

$$\sigma_{flex} = \frac{M_{m\acute{a}x}}{S} \quad \text{Ecuaci3n 3}$$

$$S = \frac{I_x}{c} \quad \text{Ecuaci3n 4}$$

$$I_x = \frac{\pi ab^3}{4} \quad \text{Ecuaci3n 5}$$

Medidas obtenidas del software Solidworks:

$$a = 8 \text{ mm}$$

$$b = 6,31 \text{ mm}$$

$$I_x = \frac{\pi * 8 * (6,31)^3}{4} \text{ [mm}^4\text{]}$$

$$I_x = 1578,584 \text{ [mm}^4\text{]}$$

$$c = b$$

$$c = 6,31 \text{ [mm]}$$

$$S = \frac{1578,584 \text{ mm}^4}{6,31 \text{ mm}}$$

$$S = 250,171 \text{ [mm}^3\text{]}$$

$$\sigma_{flex} = \frac{75,63 \text{ N. mm}}{250,171 \text{ mm}^3}$$

$$\sigma_{flex} = 0,302 \text{ [MPa]}$$

En su publicaci3n (Beer, Johnston, & DeWolf, 2007) nos da a conocer la resistencia ultima del material termopl3stico el mismo que se usara para la construcci3n del dise1o, siendo igual a 55 MPa, (ver anexo E).

$$Su_{(termopl3stico)} = 55 \text{ [MPa]}$$

$$\sigma_{flex} < \frac{Su}{6} \quad \text{Ecuaci3n 6}$$

$$0,302 \text{ [MPa]} < \frac{55 \text{ [MPa]}}{6}$$

$$0,302 \text{ [MPa]} < 9,16 \text{ [MPa]}$$

Se comprueba que se tiene un diseño seguro debido a que cumple con la ecuación 6.

– Diseño Falange Medial

Una vez calculado las reacciones que se producirán en la falange distal se recorren las fuerzas y los momentos resultantes hacia la falange medial (figura 56).

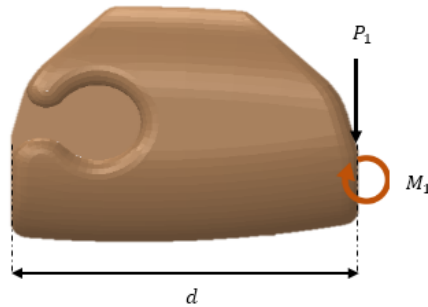


Figura 56. Falange medial dedo meñique.

Datos:

$$d = 20 \text{ mm}$$

$$m = 3,77 \text{ g}$$

$$P_1 = 3,2367 \text{ [N]}$$

$$M_1 = 75,63 \text{ [N. mm]}$$

En la figura 57, se indica el diagrama de cuerpo libre donde se puede analizar las fuerzas aplicadas y las reacciones que estas ejercen.

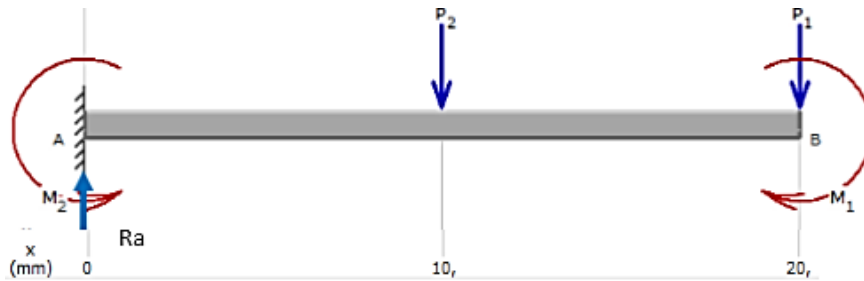


Figura 57. Diagrama de cuerpo libre falange medial.

$$P_2 = m * g \quad \text{Ecuación 2}$$

$$P_2 = \frac{3,77}{1000} [Kg] * 9.81 \left[\frac{m}{s^2} \right]$$

$$P_2 = 0,037 [N]$$

Se realiza la sumatoria de fuerzas en el eje y con la ayuda del diagrama de cuerpo libre.

$$\sum F_y = 0$$

$$R_a - P_2 - P_1 = 0$$

$$R_a - 0,037 [N] - 3,2367[N] = 0$$

$$R_a = 3,2737 [N]$$

Se ejecuta la sumatoria de momentos en el punto a:

$$\sum M_a = 0$$

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

$$0.037 * \frac{20}{2} [N \cdot mm] + 3,2367 * 20 [N \cdot mm] + 75,63 [N \cdot mm] - M_2 = 0$$

$$M_2 = 140,734 [N \cdot mm]$$

En la figura 58 y 59, se indica el diagrama de fuerzas cortantes y momentos flectores, obtenidos conforme a los cálculos realizados.

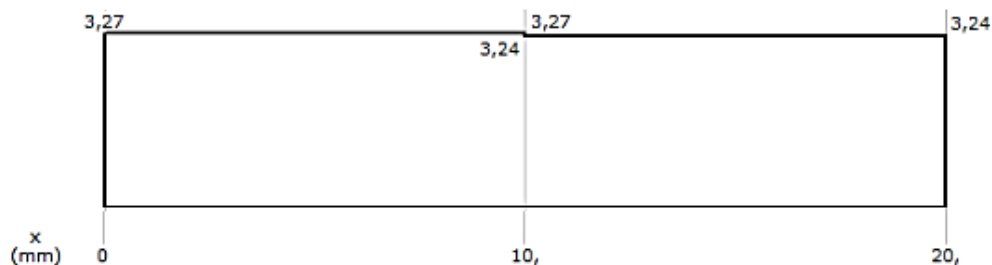


Figura 58. Diagrama de fuerzas cortantes falange medial.

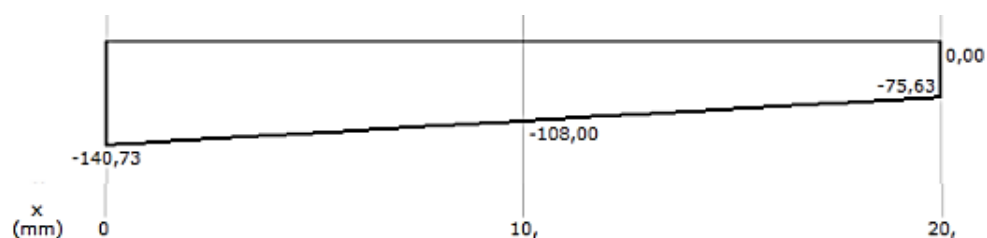


Figura 59. Diagrama de momentos flectores falange medial.

Mediante la ayuda del diagrama de momentos flectores se determina el momento flector máximo:

$$M_{m\acute{a}x} = 140,73 \text{ [N. mm]}$$

$$\sigma_{flex} = \frac{M_{m\acute{a}x}}{S} \quad \text{Ecuación 3}$$

$$S = \frac{I_x}{c} \quad \text{Ecuación 4}$$

$$I_x = \frac{\pi ab^3}{4} \quad \text{Ecuación 5}$$

Medidas obtenidas del software Solidworks:

$$a = 8,33 \text{ mm}$$

$$b = 7,83 \text{ mm}$$

$$I_x = \frac{\pi * 8,33 * (7,83)^3}{4} [mm^4]$$

$$I_x = 3140,65 [mm^4]$$

$$c = b$$

$$c = 7,83 [mm]$$

$$S = \frac{3140,65 mm^4}{7,83 mm}$$

$$S = 401,10 [mm^3]$$

$$\sigma_{flex} = \frac{140,73 N \cdot mm}{401,10 mm^3}$$

$$\sigma_{flex} = 0,35 [MPa]$$

$$Su_{(termoplástico)} = 55 [MPa]$$

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

$$0,35 [MPa] < \frac{55 [MPa]}{6}$$

$$0,35 [MPa] < 9,16 [MPa]$$

Se comprueba que se tiene un diseño seguro debido a que cumple con la ecuación 6.

– Diseño Falange Próxima

Una vez calculado las reacciones que se producirán en la falange medial se recorre las fuerzas y los momentos resultantes hacia la falange próxima (figura 60).

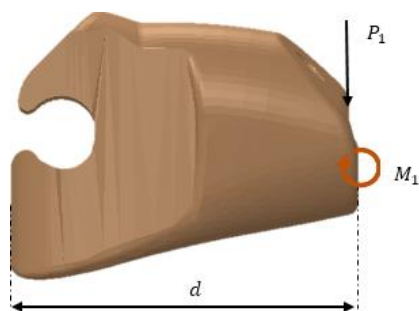


Figura 60. Falange próxima dedo meñique.

Datos:

$$d = 26,10 \text{ [mm]}$$

$$m = 10,68 \text{ [g]}$$

$$P_1 = 3,2737 \text{ [N]}$$

$$M_1 = 140,73 \text{ [N.mm]}$$

En la figura 57, se indica el diagrama de cuerpo libre donde se puede analizar las fuerzas aplicadas y las reacciones que estas ejercen.

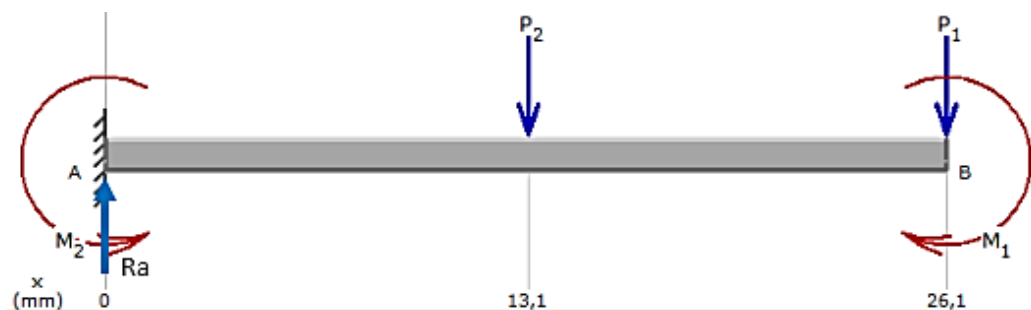


Figura 61. Diagrama de cuerpo libre falange próxima.

$$P_2 = m * g$$

Ecuación 2

$$P_2 = \frac{10,68}{1000} \text{ [Kg]} * 9,81 \left[\frac{\text{m}}{\text{s}^2} \right]$$

$$P_2 = 0,1054 \text{ [N]}$$

Se realiza la sumatoria de fuerzas en el eje y con la ayuda del diagrama de cuerpo libre.

$$\sum F_y = 0$$

$$R_a - P_2 - P_1 = 0$$

$$R_a - 0,1054 [N] - 3,2737 [N] = 0$$

$$R_a = 3,3791 [N]$$

Se ejecuta la sumatoria de momentos en el punto a:

$$\sum M_a = 0$$

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

$$0,1054 * \frac{26,10}{2} [N \cdot mm] + 3,2737 * 26,10 [N \cdot mm] + 140,73 [N \cdot mm] - M_2 = 0$$

$$M_2 = 227,55 [N \cdot mm]$$

En la figura 62 y 63, se indica el diagrama de fuerzas cortantes y momentos flectores, obtenidos conforme a los cálculos realizados.

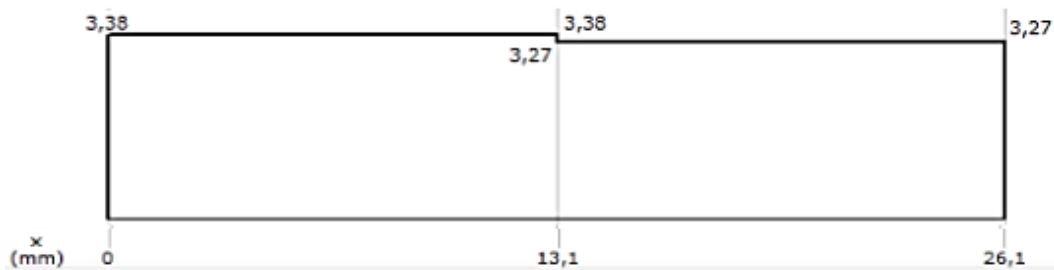


Figura 62. Diagrama de fuerzas cortantes falange próxima.

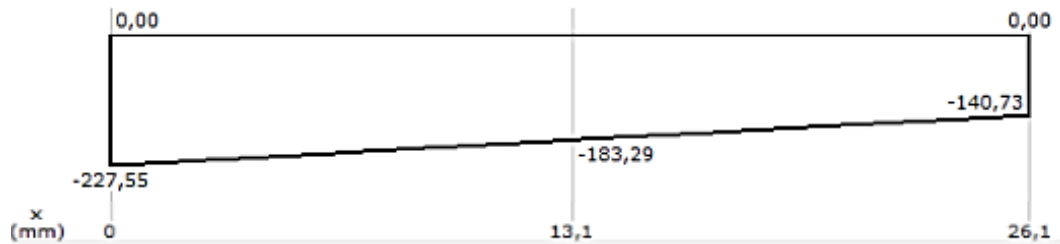


Figura 63. Diagrama de momentos flectores falange próxima.

Mediante la ayuda del diagrama de momentos flectores se determina el momento flector máximo:

$$M_{m\acute{a}x} = 227,55 \text{ [N. mm]}$$

$$\sigma_{flex} = \frac{M_{m\acute{a}x}}{S} \quad \text{Ecuación 3}$$

$$S = \frac{I_x}{c} \quad \text{Ecuación 4}$$

$$I_x = \frac{\pi ab^3}{4} \quad \text{Ecuación 5}$$

Medidas obtenidas del software Solidworks:

$$a = 9,13 \text{ mm}$$

$$b = 13,25 \text{ mm}$$

$$I_x = \frac{\pi * 9,13 * (13,25)^3}{4} \text{ [mm}^4\text{]}$$

$$I_x = 16680,47 \text{ [mm}^4\text{]}$$

$$c = b$$

$$c = 13,25 \text{ [mm]}$$

$$S = \frac{16680,47 \text{ mm}^4}{13,25 \text{ mm}}$$

$$S = 1259 \text{ [mm}^3\text{]}$$

$$\sigma_{flex} = \frac{227,55 \text{ N} \cdot \text{mm}}{1259 \text{ mm}^3}$$

$$\sigma_{flex} = 0,180 \text{ [MPa]}$$

$$Su_{(termoplástico)} = 55 \text{ [MPa]}$$

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

$$0,180 \text{ [MPa]} < \frac{55 \text{ [MPa]}}{6}$$

$$0,180 \text{ [MPa]} < 9,16 \text{ [MPa]}$$

Se comprueba que se tiene un diseño seguro debido a que cumple con la ecuación 6.

En la tabla 11, se presenta los parámetros generales de cada uno de los dedos para realizar los cálculos correspondientes y en la tabla 12., se muestra los resultados generales para cada uno de los dedos, donde se concluye que el esfuerzo flector máximo se da en la falange medial del dedo meñique, siendo este menor al esfuerzo de diseño por lo tanto se valida que el diseño es seguro.

Tabla 11.

Especificaciones de dimensiones de la prótesis.

Nombre	Tamaño (mm)	Peso (N)	Medidas sección transversal (mm)	
			a	b
	Índice			
Falange distal	24,50	0,051	9,00	8,44
Falange medial	25,00	0,070	9,50	9,78

CONTINÚA 

Falange próxima	29,00	0,162	10,30	14,78
Medio				
Falange distal	27,50	0,060	9,00	8,40
Falange medial	28,00	0,085	9,40	10,20
Falange próxima	29,85	0,172	9,80	14,20
Anular				
Falange distal	26,00	0,052	9,00	7,9
Falange medial	26,50	0,074	9,00	10,00
Falange próxima	30,00	0,143	9,05	13,30
Meñique				
Falange distal	23,45	0,036	8	6,31
Falange medial	20,00	0,037	8,33	7,83
Falange próxima	26,10	0,105	9,13	13,25

Tabla 12.

Resultados análisis estático.

Nombre	Fuerza aplicada P1 (N)	Reacción Ra (N)	Momento flector (N.mm)	Esfuerzo flector (Mpa)
Índice				
Falange distal	3,2	3,251	79,025	0,157
Falange medial	3,251	3,321	161,175	0,226
Falange próxima	3,321	3,483	259,833	0,147
Medio				
Falange distal	3,2	3,260	88,825	0,178
Falange medial	3,260	3,345	181,295	0,236
Falange próxima	3,345	3,517	283,710	0,183
Anular				
Falange distal	3,2	3,252	83,876	0,190
Falange medial	3,252	3,326	171,035	0,242
Falange próxima	3,326	3,469	272,960	0,217

CONTINÚA



		Meñique		
Falange distal	3,2	3,236	75,630	0,302
Falange medial	3,236	3,273	140,73	0,35
Falange próxima	3,273	3,380	227,55	0,180

3.9. Análisis estático mediante software (Validación computacional)

El análisis estático mediante software permite comprobar que las piezas del diseño de la prótesis sean seguras; con el análisis de tensión de Von Mises se asegura que no existirá fallo elástico o ruptura mientras el valor máximo calculado no sobrepase el límite elástico del material, esta herramienta además proporciona la simulación del desplazamiento que resulta en el elemento al ser aplicada una carga (figura 64.) y consecuentemente se obtiene un factor de seguridad para garantizar que no existirá ningún tipo de problema al estar sometido a cargas externas no contempladas en el diseño.

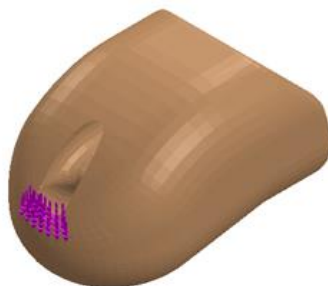


Figura 64. Carga estática aplicada a la falange distal.

Se evidencia el análisis realizado al dedo meñique en su falange distal o falangeta.

En la figura 65, se visualiza el comportamiento del diseño al estar sometido a una fuerza de 3.2 N. El software calcula que el esfuerzo máximo existente es igual a 1.341 MPa donde el límite elástico es igual a 55 MPa, es decir está en el rango permitido y es un diseño seguro.

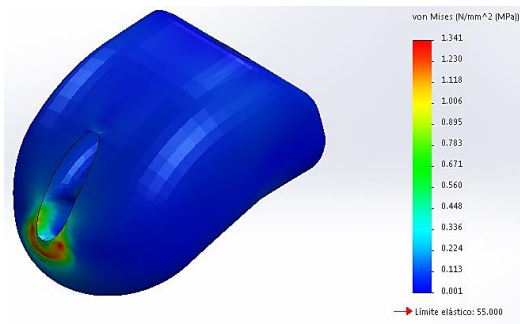


Figura 65. Esfuerzo de Von Mises.

En la figura 66, se observa el desplazamiento del diseño al estar sometido a una fuerza de 3.2 N, como valor máximo se tiene 0.003 mm, lo que asegura que el diseño no se deformará, comprobando que el diseño es seguro.

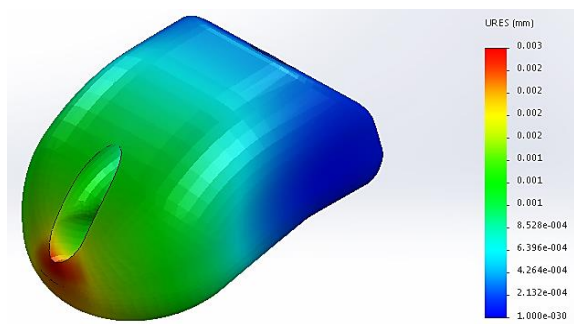


Figura 66. Desplazamiento total.

En la figura 67, se muestra que el diseño cumple con el factor de seguridad igual a 3, obteniendo así un diseño seguro.

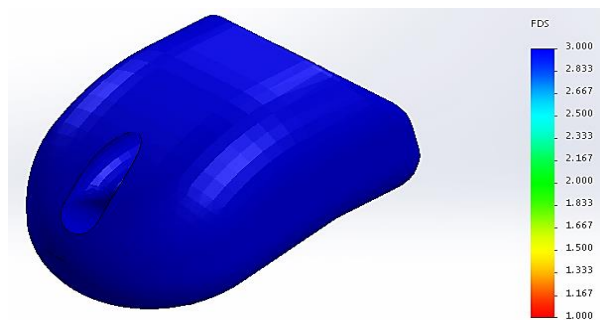


Figura 67. Factor de seguridad.

En la tabla 13, se detallan los resultados de cada uno de los parámetros en los diferentes eslabones de cada dedo.

Tabla 13.
Resultados mediante software.

Nombre	Fuerza aplicada P1 (N)	Esfuerzo de von Mises (MPa)		Desplazamiento (mm)	Factor de seguridad
		Max.	Min.	Max.	
Índice					
Falange distal	3,2	0.76	0.001	0.002	Mayor a 3
Falange medial	3,251	0.4	0.0003	0.002	Mayor a 3
Falange próxima	3,321	0.53	0.00004	0.001	Mayor a 3
Medio					
Falange distal	3,2	1.24	0.0009	0.003	Mayor a 3
Falange medial	3,260	0.417	0.00003	0.003	Mayor a 3
Falange próxima	3,345	1.6	0.00001	0.005	Mayor a 3
Anular					
Falange distal	3,2	1.01	0.0007	0.002	Mayor a 3
Falange medial	3,252	0.46	0.00005	0.002	Mayor a 3
Falange próxima	3,326	0.65	0.00008	0.002	Mayor a 3
Meñique					
Falange distal	3,2	1.341	0.0003	0.003	Mayor a 3
Falange medial	3,236	0.71	0.0001	0.002	Mayor a 3
Falange próxima	3,273	0.53	0.00004	0.0012	Mayor a 3

3.10. Análisis modal de fallos y efectos (AMFE)

Es una metodología que se aplica para diseñar nuevos productos, servicios o procesos. Su finalidad es estudiar los posibles fallos futuros (“modos de fallo”) del producto, para clasificarlos y enlistarlos según su importancia.

El AMFE valora fallas potenciales en el diseño, previene su aparición, cuantifica los efectos de posibles fallas y genera soluciones para su mejora. (Bernal, 2013)

En el Anexo F, se desarrolla el análisis AMFE, aplicada al prototipo de prótesis de mano biónica, evaluando todos los posibles fallos y buscando soluciones con el fin de prevenir fallas en el funcionamiento de la misma.

Según el análisis AMFE, las posibles fallas más críticas que el prototipo puede presentar se dan en las falanges próximas de los dedos, en la palma inferior, en el cable de tendón.

Se indican algunas de las soluciones que mejorarían la seguridad durante el funcionamiento.

- El valor más crítico que se puede notar en el análisis, es la falla por fatiga del cable de tendón, siendo este el elemento principal para la transmisión de movimiento del motor hacia los dedos.
Para evitar la posible falla es recomendable realizar un tratamiento adecuado al cable para mejorar su propiedad de resistencia al desgaste, en este caso se recubrirá de un aislante en spray.
- Como la manufactura de la mano se realiza mediante impresión 3D, se recomienda colocar un porcentaje relleno aproximado al 25%, teniendo así un modelo más compacto y evitando posibles rupturas en las piezas sólidas por falla de material.

- Para las articulaciones flexible es recomendable realizar inspecciones técnicas cada seis meses, asegurando que el material flexible no haya perdido su propiedad elástica. Siendo este el caso se debería remplazar las piezas deterioradas.
- En cuanto al fallo de la batería de lipo es recomendable tener un control apropiado en cuanto al tiempo de carga, para así prolongar su vida útil y tener un correcto funcionamiento de la prótesis.

Se recomienda verificar el estado de todos los componentes de la prótesis de mano biónica es necesario efectuar una inspección técnica o mantenimiento en un intervalo de tiempo de 6 meses.

CAPÍTULO IV

4. FABRICACIÓN Y ENSAMBLAJE DEL PROTOTIPO

Una vez finalizada la etapa de diseño y la validación del prototipo, se procede con la construcción del sistema electrónico y mecánico que conforman el prototipo de prótesis de mano biónica.

Es necesario programar el arduino con anterioridad para la construcción y ensamblaje del sistema electrónico. En la sección 4.1., se define la programación de sistema.

4.1. Programación de la tarjeta controladora

Librerías para la comunicación con el brazalete Myo, y control de los servomotores.

```
#include <MyoBridge.h>
#include <SoftwareSerial.h>
#include <Servo.h>
```

Declaración de variables para cada servomotor de acuerdo a los nombres de los dedos e indicadores led.

```
Servo myservop;    //Dedo pulgar
Servo myservoi;    //Dedo índice
Servo myservom;    //Dedo pulgar
Servo myservoa;    //Dedo anular
Servo myservome;   //Dedo meñique
int cont = 0;
int led1= 4;       //Indicador de agarre cilíndrico
int led2= 7;       //Indicador de agarre en gancho
int led3= 8;       //Indicador de agarre en pinza
int led4= 12;      //Indicador de saludo
```

Declaración de los puertos para establecer una comunicación serial con el bluetooth de bajo consumo y creación del puente de comunicación entre el brazalete y el arduino nano.

```
SoftwareSerial bridgeSerial(2,3);
MyoBridge bridge(bridgeSerial);
```

Declaración de la velocidad e inicio de la comunicación, creación de funciones para la lectura de las poses predeterminadas del brazalete, declaración de los puertos PWM para el control de los micro servos lineales y salidas digitales de los indicadores leds.

```
void setup()
{
  Serial.begin(115200);
  bridgeSerial.begin(115200);
  bridge.begin();
  bridge.setPoseEventCallBack(handlePoseData);
  bridge.setPoseEventCallBack(posicion);
  bridge.enablePoseData();
  bridge.unlockMyo();
  myservop.attach(5);
  pinMode(led1,OUTPUT);
}
```

Ciclo de retroalimentación de la transmisión y recepción de datos.

```
void loop()
{
  bridge.update();
}
```

Función de lectura de las poses predeterminadas del brazalete Myo.

```
void handlePoseData(MyoPoseData& data)
{
  MyoPose pose;
}
```

Traducción de las poses y activación de las salidas PWM para el control de los servos lineales de cada dedo.

```
void posicion(MyoPoseData& data)
{
  MyoPose pose1;
```



```

pose1 = (MyoPose)data.pose;
    if ((cont==0)&&(pose1 == 1))    //Botella
{
    myservop.write(130);
}

```

Se realiza una función de comparación, la cual sirve para cambiar el tipo de agarre con respecto al tipo de pose que se realice.

```

if (pose1 == 2)
{
    cont = cont + 1;
}
if (pose1 == 3)
{
    cont = cont - 1;
}

```

Regreso a la posición inicial mediante la ejecución del gesto.

```

if (pose1 == 4)
{
    myservop.write(47);
}

```

Encendido y apagado de los indicadores leds de acuerdo al tipo de agarre en el que se encuentre.

```

if (cont==0)
{
    digitalWrite(led1,HIGH);
}

```

En el Anexo G, se encuentra la programación extendida de la tarjeta controladora.

En la sección 4.2., se describe el desarrollo de los sistemas para la obtención del prototipo final.

4.2. Sistema electrónico

La placa electrónica (figura 68), fue manufacturada en la empresa INPRONIC SOLUTIONS, donde se utilizó una máquina especializada CNC para la elaboración de las pistas, con un tratamiento de estañado químico y un terminado antisolder color azul.

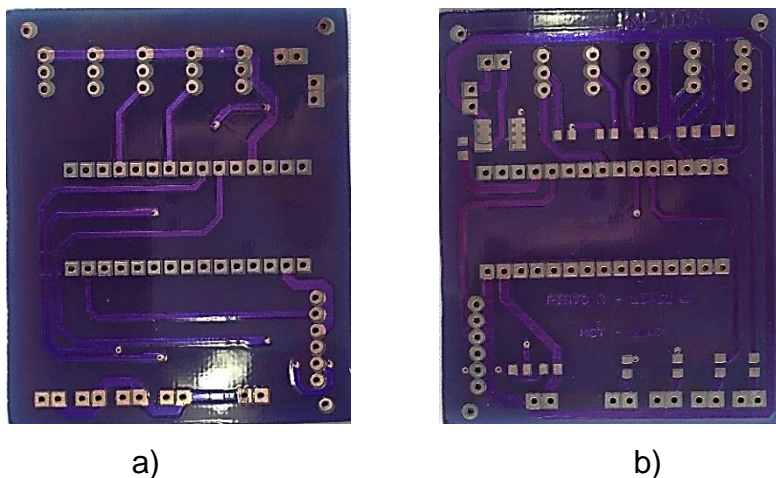


Figura 68. Placa electrónica. a) Vista superior, b) Vista inferior.

Con la placa ya lista se continúa con el soldado de los componentes electrónicos como son resistencias SMD, arduino nano, bluetooth HM – 10, mosfet 4407A canal P (Anexo C).

En la figura 69 y 70, se muestra el proceso de soldado de los distintos componentes y la placa final.

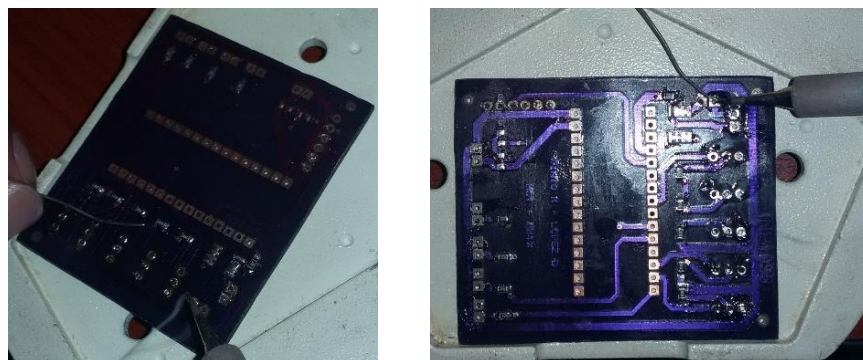


Figura 69. Soldado de los componentes en la placa electrónica.

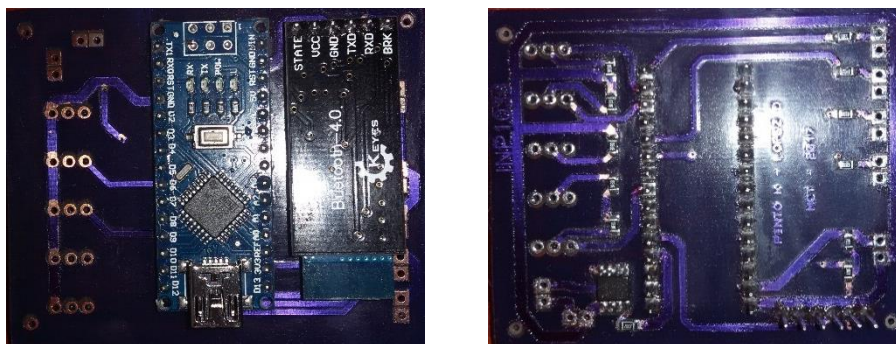


Figura 70. Placa electrónica final.

4.3. Sistema mecánico

Las piezas que conforman la estructura de la prótesis fueron fabricadas mediante impresión 3D, para dicho proceso se utilizó una impresora KOSSEL tipo Delta.

En la tabla 15, se presentan los tiempos de impresión, costo del material y peso de cada sub ensamble del prototipo de prótesis.

Tabla 14.

Factores de impresión 3D.

NOMBRE DEL ELEMENTO	TIEMPO DE IMPRESIÓN (Minutos)	CANTIDAD (Unidades)	PESO (Gramos)
Dedo Pulgar	110	1	16,37
Dedo Índice	115	1	16,61
Dedo Medio	133	1	19,15
Dedo Anular	114	1	16,43
Dedo Meñique	99	1	13,78
Palma superior	987	1	142,96
Palma inferior	703	1	98,16
Articulaciones flexibles	240	15	32,96
Antebrazo	840	1	116,16
Tapa batería	30	1	5,40
TOTAL	3371	24	477,98

Al analizar los factores de impresión 3D, se llega a la conclusión de que el tiempo para fabricar las 24 piezas que conforman la prótesis es de 56 horas con 18 minutos, utilizando 477, 98 gramos.

Terminada la fase de impresión 3D se obtienen las piezas mostradas en la figura 71, 72 y 73 para el ensamblaje del prototipo.



Figura 71. Dedos impresos.

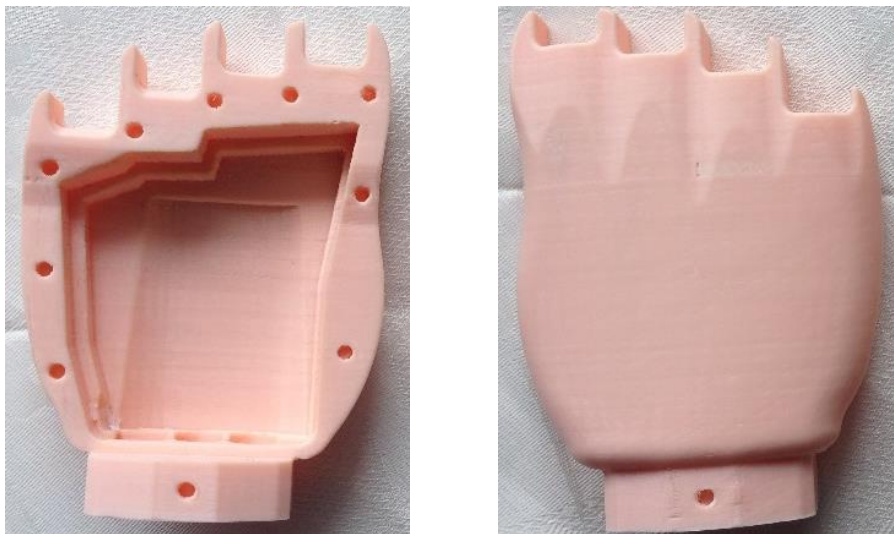


Figura 72. Palma superior impresa.

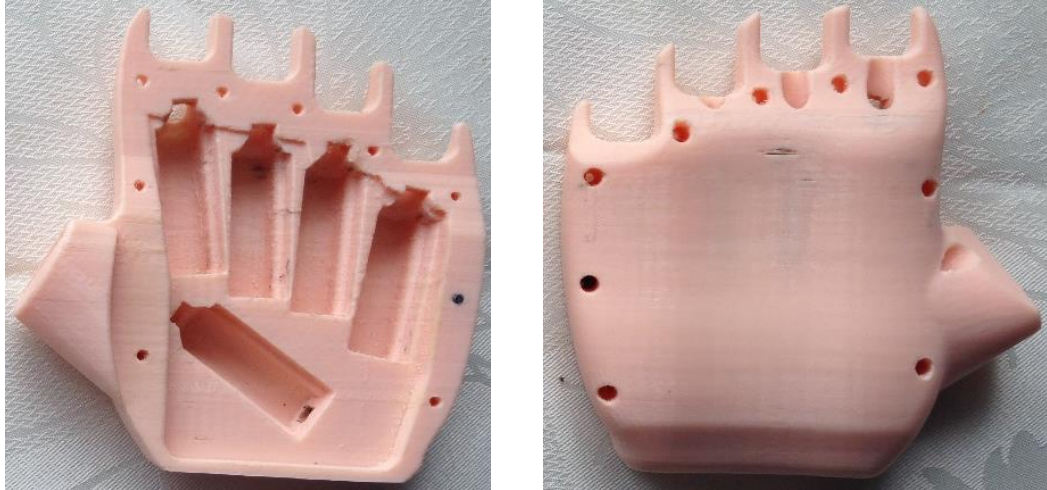


Figura 73. Palma inferior impresa.

4.3.1. Ensamblaje del prototipo de prótesis

Con todas las piezas y componentes (figura 74), se procede al armado del prototipo de mano.

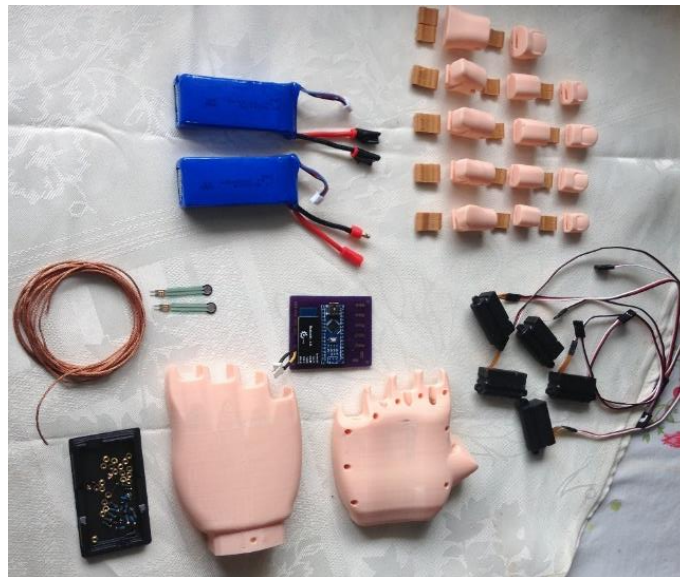


Figura 74. Componentes para ensamblaje de prótesis.

Se detalla el proceso de ensamblaje de la prótesis de mano biónica.

- a) Se sitúan los insertos roscados M3 en la palma superior (figura 75).

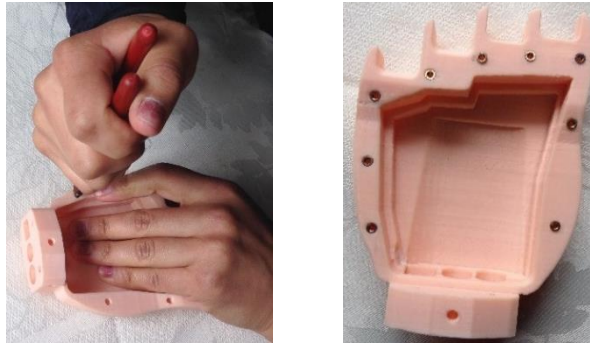


Figura 75. Adaptación de los insertos roscados.

- b) Se colocan los cinco micro servos lineales PQ12 en la palma inferior (figura 76).

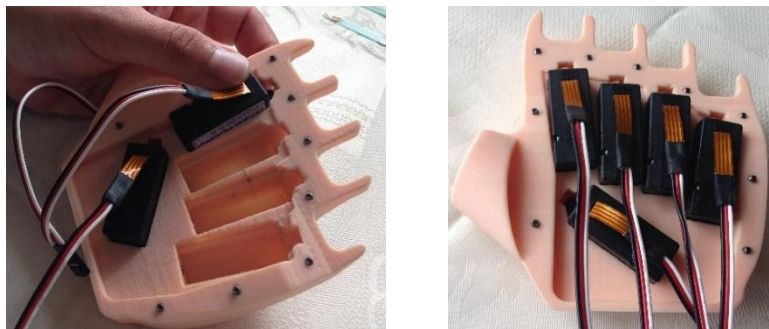


Figura 76. Ubicación de los micro servos lineales.

- c) Se ensamblan cada uno de los dedos con las articulaciones flexibles (figura 77), como se indica en el despiece en el anexo D.



Figura 77. Ensamble de los dedos con articulaciones.

- d) Se insertan los dedos ensamblados índice, medio, anular y meñique en la palma superior. El dedo pulgar debe ser colocado en la palma inferior (figura 78).



Figura 78. Distribución de los dedos en las palmas.

- e) Se introducen el cable de bigote de parlante en los orificios de cada dedo, sujetarlo en la falange distal y también en el orificio del vástago del micro servo lineal. Asegurar el cable con estaño y caudín (figura 79).

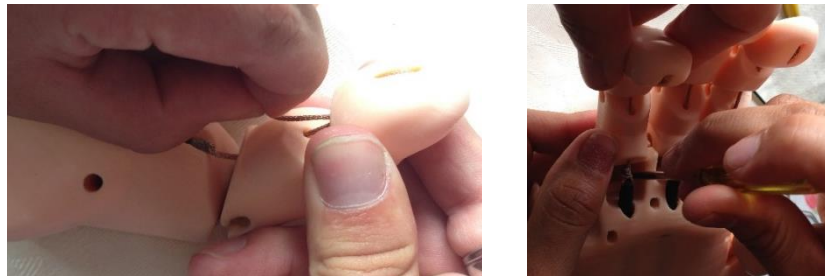


Figura 79. Instalación del cable de bigote de parlante.

- f) Se adaptan los sensores de fuerza resistivos FSR 400, en los dedos pulgar e índice (figura 80).

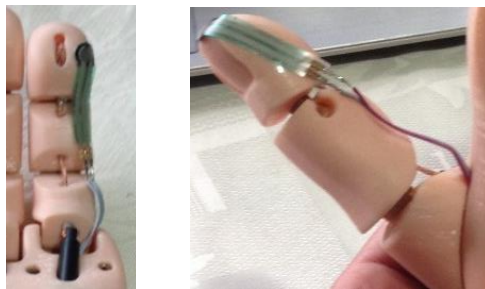


Figura 80. Adaptación de los sensores FSR 400.

- g) Se sueldan los componentes restantes en la placa electrónica; micro servos lineales, sensores de fuerza resistivos, cables para la conexión de los leds en el antebrazo y conector para la batería (figura 81).

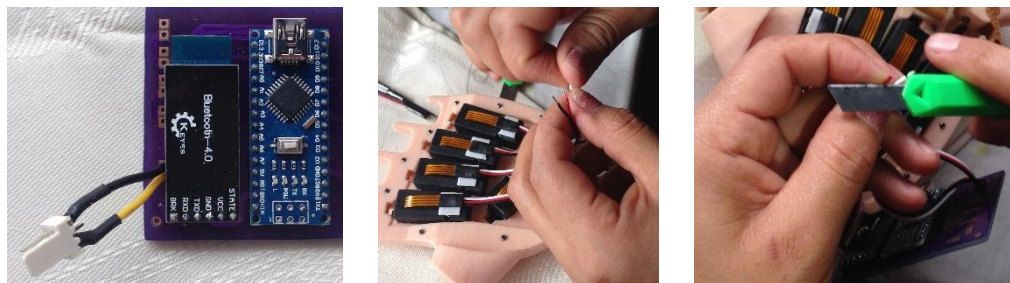


Figura 81. Adecuación del resto de componentes en la placa.

- h) Se acoplan la palma superior con la inferior mediante tornillos M3 x 0.7cm; introducir la mano cerrada en el antebrazo, en el cual se ubicarán los indicadores led para cada agarre y se coloca un velcro en la parte inferior del antebrazo para la sujeción con el antebrazo de la persona que sufre la amputación (figura 82 y 83).

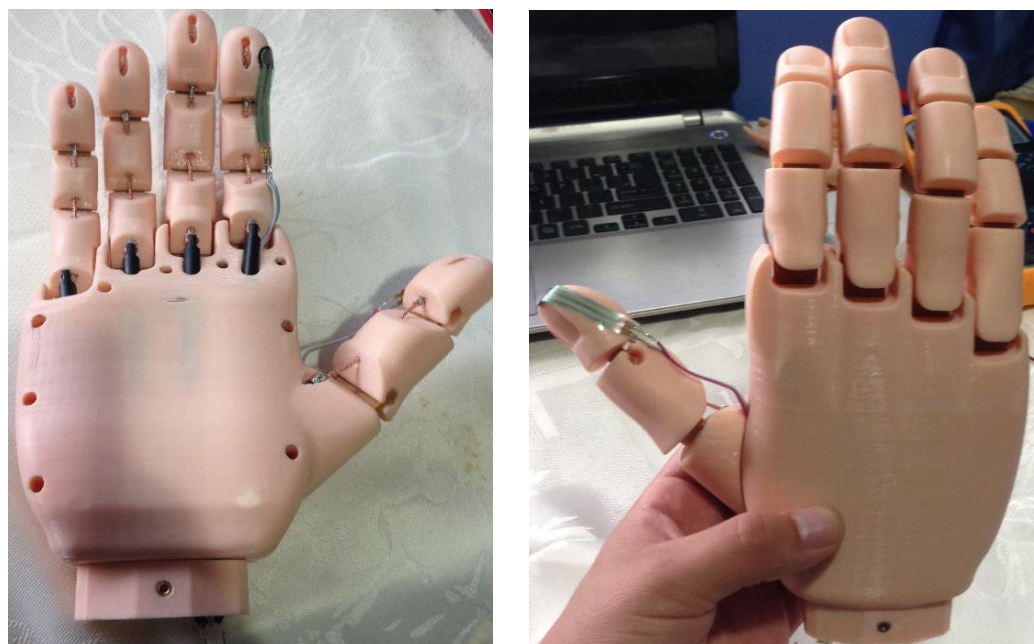


Figura 82. Mano cerrada por medio de tornillos.

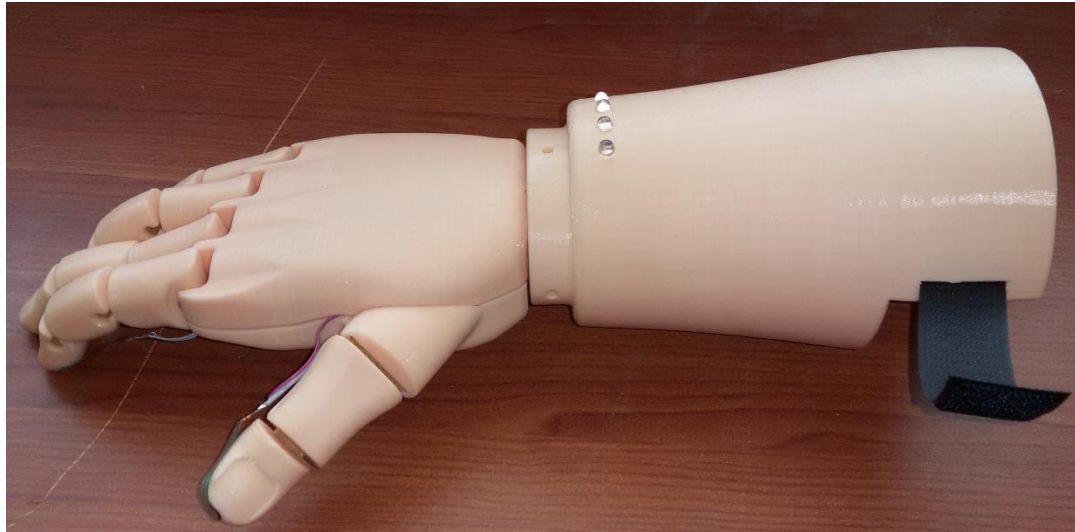


Figura 83. Prototipo final ensamblado.

- i) Se coloca un guante quirúrgico para facilitar el agarre de objetos (figura 84).

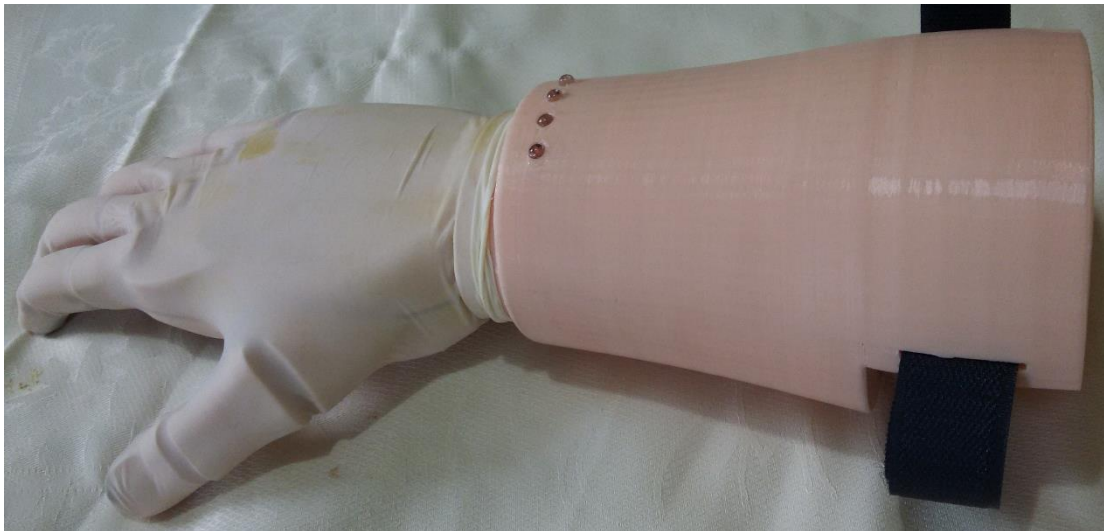






Figura 84. Prototipo final listo para pruebas.

4.4. Descripción de las poses e indicadores leds para el accionamiento de la prótesis

Las poses predeterminadas y con las que se ejecutan los distintos agarres de la prótesis de mano biónica se describen en la tabla 16.

Tabla 15.
Funciones de las poses en la prótesis.

POSES	FUNCIÓN
	Apertura de los dedos de la prótesis (Posición inicial).
	Ejecución de los distintos agarres, es decir el cierre de los dedos de acuerdo al tipo de agarre.
	Cambio de agarre de izquierda a derecha.
	Cambio de agarre de derecha a izquierda.

En la tabla 17, se muestra el color de los indicadores leds que representan el tipo de agarre que ejecuta la prótesis.

Tabla 16.
Agarres según los indicadores leds.

COLOR DEL INDICADOR LED	TIPO DE AGARRE
Rojo	Agarre cilíndrico
Azul	Agarre en gancho
Naranja	Agarre en pinza
Blanco	Saludo

CAPÍTULO V

5. PRUEBAS Y RESULTADOS

Finalizado el proceso de ensamblaje del prototipo, se continuará con las distintas pruebas de funcionamiento para validar el desempeño funcional de la prótesis al ejecutar los distintos agarres mencionados anteriormente.

5.1. Pruebas de agarre cilíndrico

Para realizar esta prueba se consideraron cinco objetos con distintas medidas y formas de sección transversal, como se observa en la figura 85 y 86.

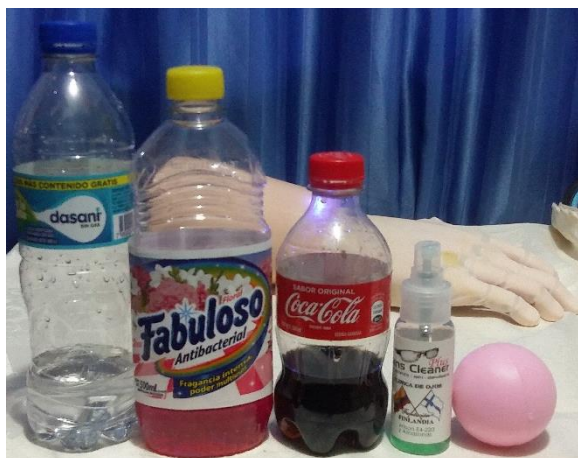


Figura 85. Objetos para pruebas de agarre cilíndrico.



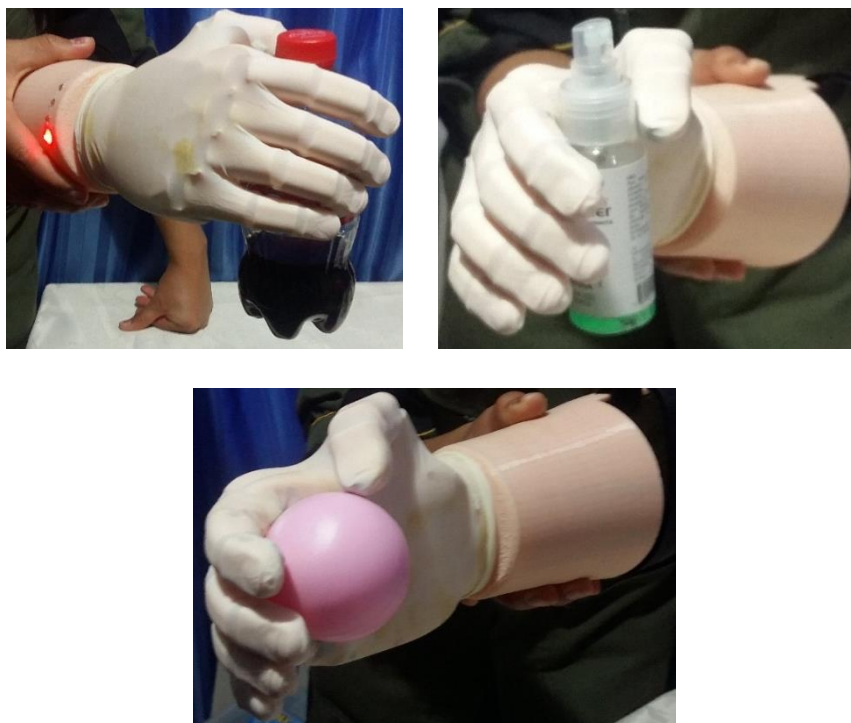


Figura 86. Pruebas de agarre cilíndrico con distintos objetos.

En las pruebas de agarre cilíndrico, se realizaron 10 agarres con cada uno de los objetos, que tiene forma cilíndrica y ovalada, con un diámetro mínimo de 34 mm y un diámetro máximo de 66 mm. En la tabla 18 y figura 87, se muestran los resultados.

Tabla 17.

Pruebas de agarre cilíndrico.

	Característica	Total agarres	Aciertos agarres	Error agarres
Botella Dasani	Forma cilíndrica, \varnothing 65mm.	10	8	2
Botella Fabuloso	Forma ovalada, \varnothing_a 79mm, \varnothing_b 51mm.	10	9	1
Botella Coca Cola	Forma cilíndrica, \varnothing 66mm.	10	7	3
Botella Spray	Forma cilíndrica, \varnothing 34mm.	10	10	0
Pelota de plástico	Forma cilíndrica, \varnothing 58mm	10	10	0

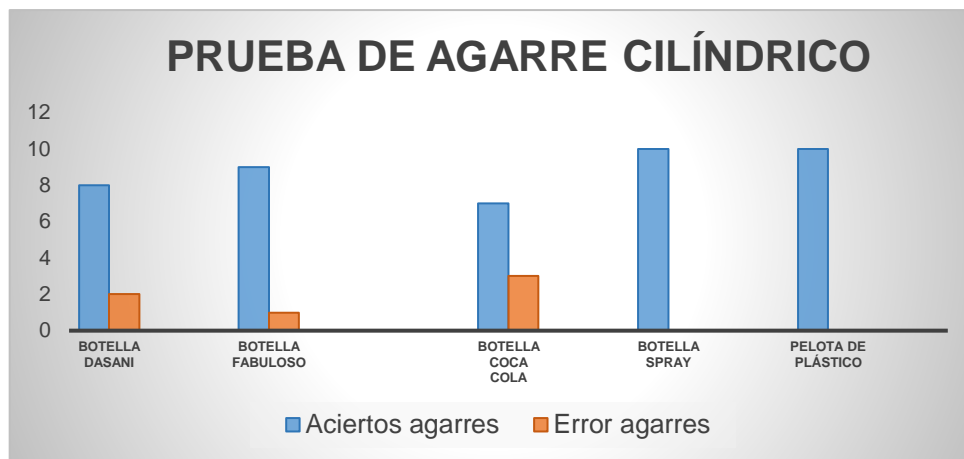


Figura 87. Tabulación de aciertos y errores del agarre cilíndrico.

Análisis: El prototipo de prótesis de mano biónica es apto para el agarre de objetos cilíndricos o semejantes (plásticos), con un diámetro máximo de 65 mm y un mínimo de 34 mm, donde el error máximo es de 3 agarres fallidos pues la prótesis necesita de una inclinación de 30° para agarrar los objetos.

5.2. Pruebas de agarre en gancho

Para realizar esta prueba se consideraron cinco objetos con distinto peso (figura 88 y 89), los mismos que se irán adicionando hasta validar el peso máximo de 1 kg, que soporta la prótesis.



Figura 88. Objetos para pruebas de agarre en gancho.



Figura 89. Pruebas de agarre en gancho con adición de pesos.

En esta prueba se utilizaron víveres de uso diario con distintos pesos, validando así que la prótesis soporta el peso de 1kg, además se extendió la prueba y se determinó que es capaz de soportar 2kg.

Tabla 18.

Prueba de agarre en gancho.

	Peso (gramos)	Observaciones
Funda de azúcar	680,4	
Funda de fideos y arroz	453,6	El prototipo soporta 1 kg de peso perfectamente.
SUBTOTAL	1134,0	
Funda de harina	453,6	
Funda de fréjol	453,6	El prototipo soporta 2 kg de peso perfectamente.
TOTAL	2041,2	

Análisis: Al ver los resultados de la tabla 19, se determinó que el prototipo de prótesis de mano biónica es capaz de soportar un peso de 1 Kg sin sufrir ningún tipo de deformación en sus dedos o algún daño en los micro servos lineales, así como también en la prueba de los 2 Kg.

5.3. Pruebas de agarre en pinza

Para realizar esta prueba se consideraron cinco objetos con distintas medidas y formas, como se observa en la figura 90 y 91.



Figura 90. Objetos para pruebas en agarre en pinza.

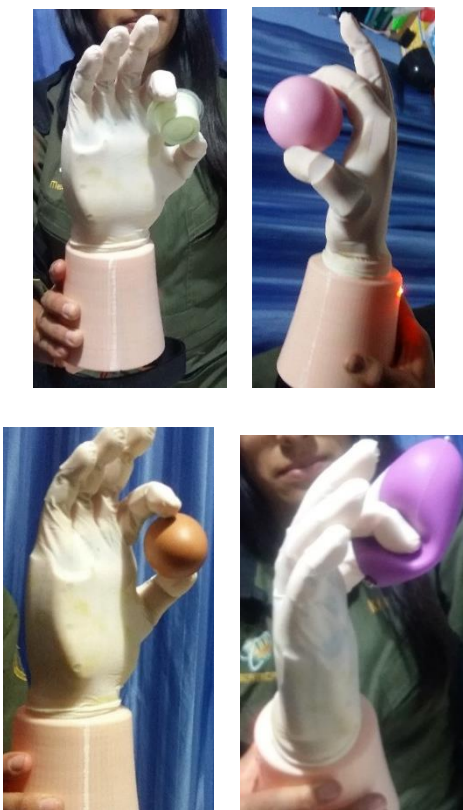




Figura 91. Prueba de agarre en pinza con distintos objetos.

En las pruebas de agarre en pinza se ejecutó 10 agarres con cada uno de los objetos. En la tabla 20 y figura 92, se muestran los resultados.

Tabla 19.

Pruebas de agarre en pinza.

	Característica	Total agarres	Aciertos agarres	Error agarres
Envase plástico	Forma cilíndrica,	10	10	0
Pelota plástica	Forma cilíndrica.	10	9	1
Huevo	Forma ovalada.	10	10	0
Monedero	Forma ovalada.	10	8	2
Billetera	Forma rectangular.	10	7	3

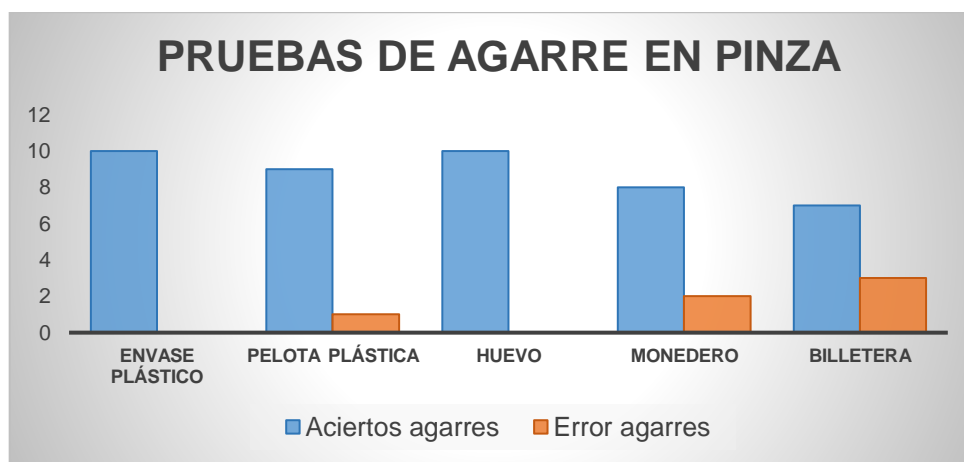


Figura 92. Tabulación de aciertos y errores del agarre en pinza.

Análisis: El prototipo de prótesis de mano biónica es capaz de realizar el agarre en pinza entre los dedos pulgar e índice con objetos con distinta forma, siendo el error máximo de 3 agarres fallidos al tomar una billetera rectangular. La prótesis necesita de una inclinación de 30° para sujetar objetos dependiendo de su tamaño.

5.4. Movimiento adicional (Saludo)

Este movimiento es un adicional que es utilizado como bien lo dice el nombre para un saludo dándole un valor agregado en cuanto al funcionamiento de la prótesis de mano, este movimiento adicional permite también sujetar un teléfono para una conversación, siempre y cuando el teléfono tenga un protector plástico rugoso (figura 93).

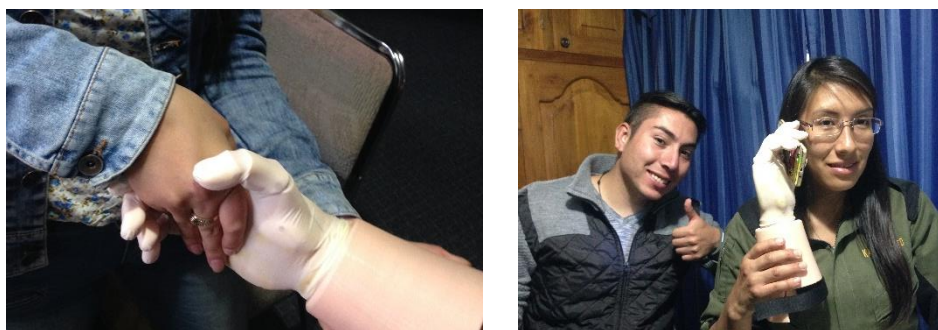


Figura 93. Pruebas de saludo y sujeción de teléfono.

5.5. Prueba de confort en una persona que sufre de amputación de mano

Esta prueba se realizó a una persona con amputación de mano (figura 94), el cual en su testimonio manifestó que la prótesis es bastante estética, pudiéndose utilizar en eventos sociales y oficinas; es decir donde no exista contacto con el agua, además expreso que el prototipo es bastante eficaz en cuanto a su funcionamiento puesto que el tipo de control es automático y él posee una prótesis que es netamente mecánica en forma de gancho.



Figura 94. Ubicación del Brazaletes Myo.

En la figura 95, se presenta la colocación del Brazaletes Myo para la adquisición de las señales mioeléctricas en el brazo que sufre la amputación, para lo cual es necesario realizar una calibración de los gestos predeterminados del Myo por parte del usuario.



Figura 95. Calibración Brazaletes Myo

5.5.1. Proceso de calibración del Myo Armband

Un requisito para la calibración de este dispositivo es tener instalado el software Myo Connect, que se puede descargar del sitio oficial Myo Developer (Labs, 2013).

Se describen los pasos a seguir para su calibración.

- Para encender el Brazaete Myo se debe conectar el cable USB al ordenador y su micro USB al brazaete, el indicador incomparado en el brazaete titilara indicando que este se encuentra encendido, posteriormente se debe retirar el cable de conexión.
- Al momento de establecer la comunicación entre el ordenador y el brazaete es necesario conectar el adaptador USB Bluetooth del brazaete.
- Realizado los pasos anteriores dirigirse a la pestaña de iconos ocultos, dar clic derecho en el icono del Myo, y seleccionar **Myo Armband Manager** (figura 96).

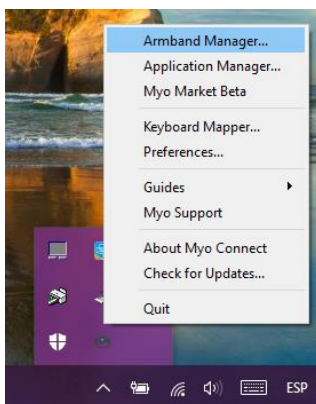


Figura 96. Ingreso al Myo Armband Manager.

- En la siguiente ventana dar clic en **Connect** y verificar que aparezca como conectado (figura 97).

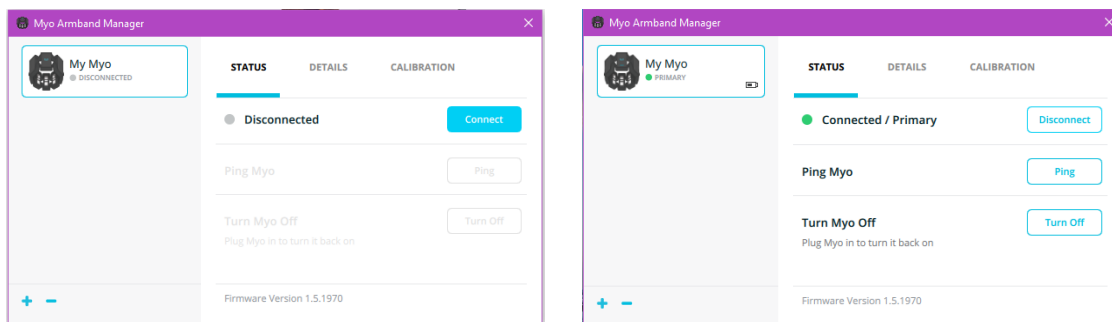


Figura 97. Conexión del Myo Armband.

- Elegir **Calibration**, luego **Create a Profile**, aparecerá una pantalla como la que se muestra en la figura 98.

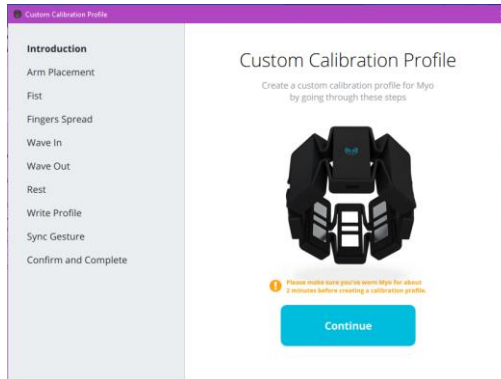


Figura 98. Perfil de calibración personalizada.

- Clic en **Continue**, elegir el brazo derecho o izquierdo según donde se encuentre la amputación y seleccionar **Continue** (figura 99).

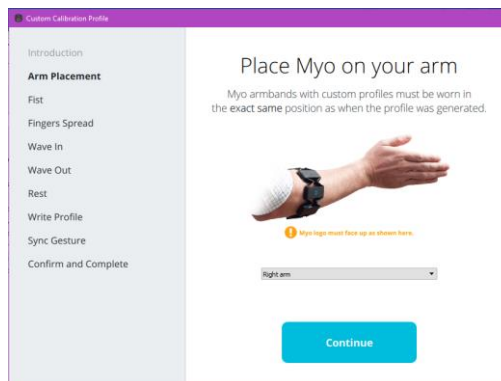


Figura 99. Elección de brazo derecho o izquierdo.

- Dar un **Space** con la barra espaciadora, y realizar el gesto que se muestra en la pantalla hasta que la palabra **Recorder** se muestre en color verde y seleccionar opción **Continue** (figura 100).

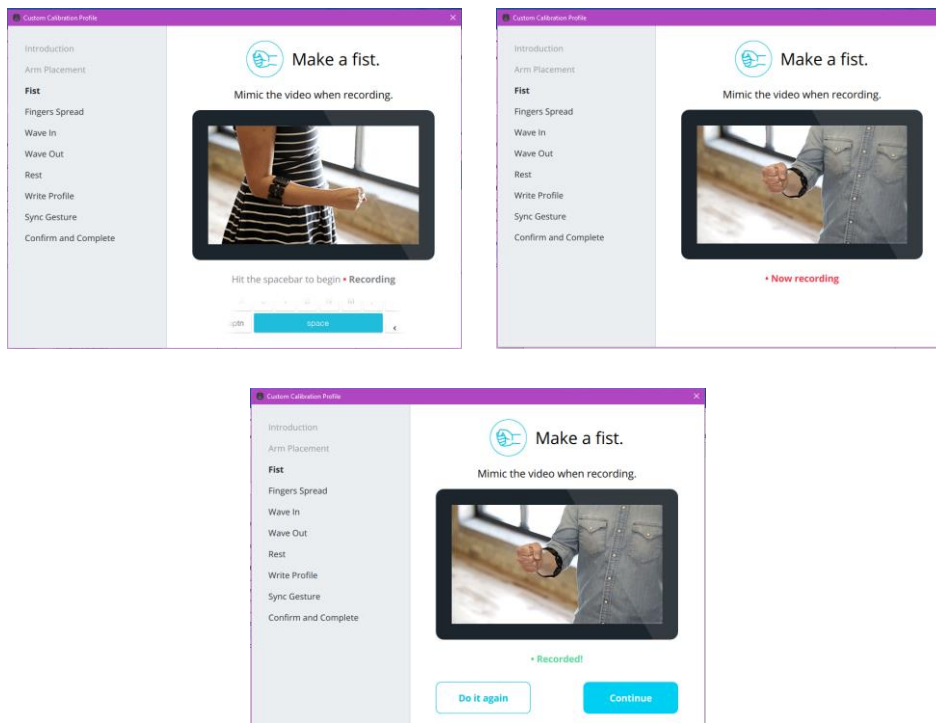


Figura 100. Calibración del gesto puño.

- El paso anterior se repite para los gestos restantes y una vez concluido todos estos, se debe esperar unos segundos hasta que se cree el perfil de calibración (figura 101).

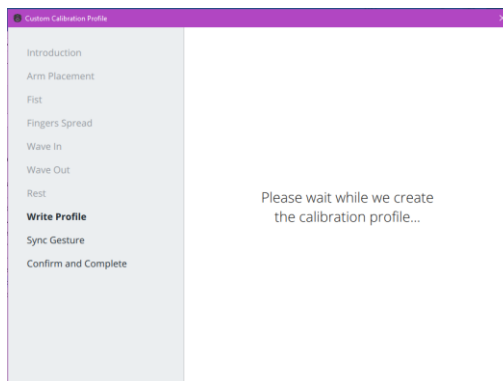


Figura 101. Creación del perfil de calibración.

- Finalmente realizar el proceso de calibración como se muestra en pantalla, es decir realizando los gestos y verificando que estos sean reconocidos correctamente.

Dar clic en **Complete Profile** y el Myo Armband está listo para ser conectado con la prótesis (figura 102).

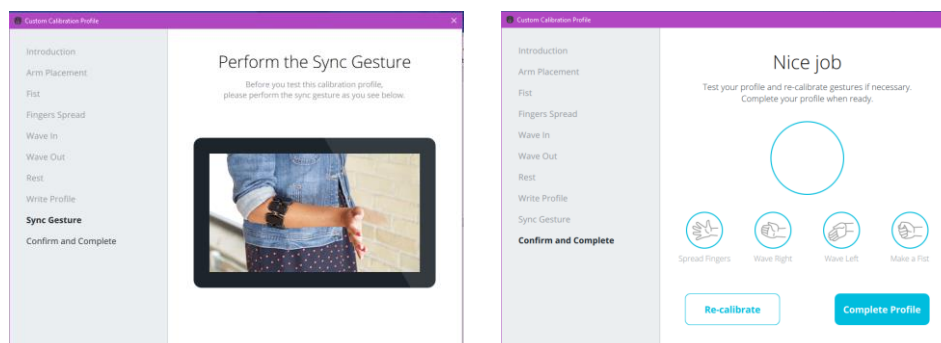


Figura 102. Perfil de calibración completo.

Una vez calibrado se procede a la colocación del prototipo de prótesis de mano en el usuario y se realiza las pruebas de confort (figura 103).



Figura 103. Colocación del prototipo en el usuario.

5.6. Validación de la hipótesis

¿Es posible determinar una metodología que permita establecer un diseño e implementación de un prototipo de prótesis de mano biónica controlada automáticamente, para manipulación de objetos?

En cuanto a la validación de la hipótesis, se usarán la prueba de independencia del Chi cuadrado, la cual describe si existe o no relación entre dos variables, para lo cual es necesario plantear la hipótesis nula y la 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 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.

$$\lambda^2 = \sum_{i=1}^k \frac{(O_i - E_{ij})^2}{E_{ij}} \quad \text{Ecuación 7}$$

En donde:

$\lambda^2 =$ Chi cuadrado

$O_i =$ Frecuencia absoluta observada

$E_i =$ Frecuencia esperada

En la tabla 20, se muestra los datos obtenidos de la frecuencia observada.

Tabla 20.

Datos obtenidos de la frecuencia observada.

Orden	Agarre	Descripción	Si Cumple	No Cumple	Número de Pruebas
1		Botella de agua	8	2	10
2		Botella de desinfectante	9	1	10
3	Cilíndrico	Botella de gaseosa	7	3	10
4		Botella spray	10	0	10
5		Pelota plástica	10	0	10
6		Envase plástico	10	0	10
7		Pelota plástica	9	1	10
8	En pinza	Huevo	10	0	10
9		Monedero	8	2	10
10		Billetera	7	3	10
Suma Total			88	12	100

Una vez obtenidos los datos de la frecuencia observada (O_i), se procede a calcular la frecuencia esperada (E_{ij}), definido por la ecuación 8.

$$E_{ij} = \frac{O_i * O_j}{O} \quad \text{Ecuación 8}$$

Donde:

O_i = Frecuencia observada

E_{ij} = Frecuencia esperada

O = Total

Teniendo como resultado los datos de los calculos obtenidos de la frecuencia esperada presentados en la tabla 21.

Tabla 21.

Resultados del cálculo de la frecuencia esperada.

Orden	Agarre	Descripción	Si Cumple	No Cumple	Número de Pruebas
1		Botella de agua	8,8	1,2	10
2		Botella de desinfectante	8,8	1,2	10
3	Cilíndrico	Botella de gaseosa	8,8	1,2	10
4		Botella spray	8,8	1,2	10
5		Pelota plástica	8,8	1,2	10
6		Envase plástico	8,8	1,2	10
7		Pelota plástica	8,8	1,2	10
8	En pinza	Huevo	8,8	1,2	10
9		Monedero	8,8	1,2	10
10		Billetera	8,8	1,2	10
Suma Total			88	12	100

Por ultimo se realiza el calculo final del Chi cuadrado (Tabla 22), mediante el uso de la ecuación 7.

Tabla 22.

Resultados del Chi Cuadrado.

Orden	Agarre	Descripción	Si Cumple	No Cumple
1		Botella de agua	0,073	0,533
2		Botella de desinfectante	0,005	0,033
3	Cilíndrico	Botella de gaseosa	0,368	2,700
4		Botella spray	0,164	1,200
5		Pelota plástica	0,164	1,200
6		Envase plástico	0,164	1,200
7		Pelota plástica	0,005	0,033
8	En pinza	Huevo	0,164	1,200
9		Monedero	0,073	0,533
10		Billetera	0,368	2,700
TOTAL			1,545	11,333
CHI CUADRADO			12,88	

Para poder continuar con el procedimiento es necesario determinar los grados de libertad en este caso se tiene 14 grados, pero se encuentran delimitados por los grados de movilidad dando como resultado 5 grados de movimiento que serán considerados como grados de libertad.

Por lo general se trabaja con un nivel de significancia de 0,05, lo que indica que se espera un alto grado de funcionalidad del proyecto.

Con el número de grados de libertad y la tabla de distribución del Chi cuadrado que se encuentra en el Anexo H; para el presente caso en la fila cinco y la columna seis, (Equivalente a un grado de confianza del 95%), se extrae el valor de 11,0705 mismo que es comparado con el total calculado del 12,88; concluyendo así que el valor obtenido es mayor al valor de la tabla de distribución del Chi cuadrado, por lo tanto, es aceptada la hipótesis de la alternativa H_1 .

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

5.7. Trabajos a futuro

- Realizar un recubrimiento tipo guante que se asemeje a la piel protegiendo así la prótesis del agua y de otros factores que puedan afectar su funcionamiento.
- Adicionar más movimientos en la mano, mediante la inmersión y programación del SDK del Myo Armband.
- Implementar algún tipo de mecanismo en la muñeca para obtener más grados de libertad y permitir la rotación de la mano.
- Mediante el uso de un scanner 3D diseñar un antebrazo que encaje correctamente con la forma del muñón de la persona con amputación de mano.

5.8. Marco administrativo

Los aspectos administrativos y económicos del proyecto de titulación establecen los parámetros relacionados con la viabilidad de los recursos y la factibilidad del mismo.

- **Factibilidad de la investigación**

Los recursos materiales y humanos son fundamentales para la realización del proyecto, permitiendo cumplir con éxito la investigación, siendo un aporte importante para las personas que sufren de amputación de mano.

Para lo cual es necesario plantear el presupuesto tomando en cuenta estos parámetros.

- **Recursos materiales**

Son los elementos que fueron utilizados en la implementación del proyecto de investigación los mismos que se detallan en la tabla 23.

Tabla 23.

Recursos materiales.

N°	Ítem
1	Sensor mioeléctrico Myo Armband Gesture
2	Material de impresión 3D PLA
3	Material de impresión 3D TPE (Ninjaflex)
4	Micro servo lineales Actuonix PQ12 – serie R
5	Bluetooth de bajo consumo de energía HM - 10
6	Arduino Nano
7	Cable de tendón (Bigote de parlante)
8	Sensores de fuerza resistivos FSR 400
9	Baterías de lipo 7.4V 2500mAh.
10	Elementos de electrónica básica

CONTINÚA



11	Insertos roscados M3
12	Tornillo M3
13	Materiales para construcción de placa electrónica

- **Talento humano**

El personal que realizó esta investigación está integrado por Katherine Pinto y David López, con el asesoramiento de Ingeniero Andrés Gordón.

Tabla 24.

Talento humano.

Grupo de talento humano	Katherine Pinto	Investigadores
	David López	Investigadores
	Ing. Andrés Gordón	Director del Proyecto de Titulación

- **Recursos financieros**

El financiamiento del proyecto de titulación es de recursos propios, el costo total utilizado es de \$ 1116,07, el mismo que se detalla en la tabla 23.

Tabla 25.

Materiales e insumos.

Gatos generales				
N°	Ítem	Cantidad	Precio Unitario	Total
1	Sensor mioeléctrico Myo Armband Gesture	1	200,00	200,00
2	Material de impresión 3D PLA (1kg)	2	25,00	50,00
3	Material de impresión 3D TPE (Ninjaflex – 0.25 kg)	1	25,00	25,00
4	Micro servo lineales Actuonix PQ12 – serie R	5	70,00	350,00
5	Bluetooth de bajo consumo de energía HM - 10	1	10,99	10,99
6	Arduino Nano	1	7,59	7,59

CONTINÚA 

7	Sensores de Fuerza Resistivos	2	9,99	19,98
8	Paquete 2 baterías de lipo 7.4V 2500mAh, con cargador	1	28,44	28,44
9	Metros de cable de tendón (Bigote de parlante)	5	0,60	3,00
10	Elementos de electrónica básica	Varios	6,80	6,80
11	Insertos roscados M3	20	0,25	5,00
12	Tornillo M3	20	0,20	4,00
13	Materiales para construcción de placa electrónica	Varios	6,60	6,60
14	Gastos en paquetes de importación	3	25,00	75,00
15	Impresión 3D	1	295,17	295,17
16	Fabricación placa electrónica	2	14,25	28,50
	SUBTOTAL			1116,07
17	Horas de ingeniería	50	20,00	1000,00
	TOTAL			2116,07

La fabricación de la prótesis de mano biónica tiene un costo de \$ 2116,07, siendo este un prototipo económico comparado con la prótesis existente en el país las cuales son netamente mecánicas y no realiza ningún tipo de movimiento.

CAPÍTULO VI

6. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

6.1. Conclusiones

- Con la investigación previamente realizada sobre diseños de prótesis de mano existentes a nivel nacional e internacional, se fusionaron diferentes tipos de diseños que se encuentran libres online, obteniendo un prototipo de prótesis de mano biónica mejorada en su aspecto, funcionalidad y que cumple con las necesidades del usuario.
- La etapa más importante en la metodología del diseño es la recolección de información en cuanto a los requerimientos y necesidades de personas que necesitan una prótesis de mano, seguida de las fases de modelado, validación y prototipado en los cuales se pueden encontrar falencias que pueden ser corregidas para obtener un diseño robusto.
- Las ventajas de las prótesis de mano ya diseñadas y fabricadas, es que son un gran aporte a la hora diseñar nuevos productos, ya que no es necesario partir desde cero sino más bien utilizar lo existente y mejorarlo.
- Se estableció parámetros de diseño para la implementación del prototipo de prótesis de mano mediante una encuesta de requerimientos y necesidades realizadas a las personas que sufren de discapacidad por amputación de mano.
- Se diseñó la estructura mecánica para la implementación del prototipo de prótesis de mano biónica basado en la norma DIN 33402 (Ergonomics – Human Body Dimensions – Part 2).

- El control de la prótesis de mano fue realizado por medio de comunicación bluetooth entre el Brazalete Myo y el arduino nano, ya que con la comunicación inalámbrica se eliminó el uso de cables para la captación de las señales eléctricas, facilitando el movimiento y la manipulación de la prótesis.
- Se construyó un prototipo de prótesis de mano biónica donde se implementó un sistema de control automático activado por medio de señales mioeléctricas generadas por el brazo.
- Se realizó pruebas de funcionamiento y movilidad del prototipo de prótesis de mano biónica mediante el agarre y manipulación de objetos de distintos tamaños y formas.
- La fabricación de la prótesis de mano biónica tiene un costo de \$ 2116,07, siendo este un prototipo económico comparado con la prótesis existente en el país las cuales son netamente mecánicas y no realiza ningún tipo de movimiento.
- El prototipo de prótesis de mano biónica es apto para el agarre de objetos cilíndricos o semejantes (plásticos), con un diámetro máximo de 65 mm y un mínimo de 34 mm, donde el error máximo es de 3 agarres fallidos pues la prótesis necesita de una inclinación de 30° para agarrar los objetos.
- El prototipo de prótesis de mano biónica es capaz de soportar un peso de 2 Kg sin sufrir ningún tipo de deformación en sus dedos o algún daño en los micro servos lineales.
- El prototipo de prótesis de mano biónica es capaz de realizar el agarre en pinza entre los dedos pulgar e índice con objetos con distinta forma, siendo el error máximo de 3 agarres fallidos al tomar una billetera rectangular. La prótesis necesita de una inclinación de 30° para sujetar objetos dependiendo de su tamaño.

- Se diseñó y elaboró una prótesis estética con el fin de asemejarse a una mano real, ayudando en la autoestima de las personas que sufren de discapacidad por amputación de miembros superiores en este caso manos.
- La impresión 3D es una excelente opción a la hora de fabricar o manufacturar prototipos de prótesis de mano, ya que se puede lijar, pintar, perforar, etc., obteniendo un producto terminado casi igual al real en la parte estética y con una alta resistencia mecánica.

6.2. Recomendaciones

- Se recomienda manipular objetos de plásticos ya que estos pueden ser deformados por la presión de la prótesis de mano sin sufrir ningún tipo de daño permanente como ruptura.
- Realizar la etapa de calibración del sensor Myo Armband con el fin de que el sensor lea correctamente los gestos ejecutados por el usuario y así activar correctamente el prototipo de prótesis.
- Al ser un prototipo de mano y contener dispositivos electrónicos en su interior se debe tener en cuenta que posee grados de protección IP 00, por tanto, es aconsejable no exponerlo al agua.
- Cuando se recargue la batería, se recomienda estar pendiente del indicador led del cargador, pues cuando se quede estático la batería estará al 100% de su carga; esto evita que la batería permanezca conectada más del tiempo necesario y se reduzca su tiempo de vida útil.
- Se recomienda pulir las piezas elaboradas mediante impresión 3D con una lija número A – 99 600 más conocida como lija de agua, con el fin de quitar las rugosidades y dejarlas totalmente lisas.
- Es necesario imprimir las piezas que conforman el prototipo de prótesis de mano con un porcentaje de relleno del 25%.
- Se recomienda ubicar correctamente los sensores de fuerza en los dedos índice y pulgar, debido a que únicamente se activarán al sentir un objeto en los dos sensores y se detendrán los micro servos lineales de dichos dedos.
- Se recomienda colocar un guante quirúrgico a la prótesis de mano, con el objetivo de agarrar correctamente los objetos y evitar que se resbalen.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Actuonix. (Septiembre de 2016). Micro actuadores lineales PQ12. En Actuonix. Recuperado el 29 de Septiembre de 2016, de <https://s3.amazonaws.com/actuonix/Actuonix+PQ12+Datasheet.pdf>
- Adams, K. M. (2015). Design Methodologies. En K. M. Adams, *Non Functional Requirements in Systems Analysis and Design* (1 ed., pág. 26). USA: Springer International Publishing. doi:10.1007/978-3-319-18344-2
- Arduino. (2011). *Arduino Nano*. Recuperado el 30 de Septiembre de 2016, de <https://www.arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardNano>
- Beer, F., Johnston, R., & DeWolf, J. (2007). *Mecánica de materiales*. México D.F.: McGraw-Hill Interamericana.
- Bernal, J. (12 de Febrero de 2013). *Grupo PDCA home*. Recuperado el 10 de Enero de 2017, de <http://www.pdcahome.com/3891/amfe-guia-de-uso-del-analisis-modal-de-fallos-y-efectos/>
- Bionics, T. (2011). *iLimb Ultra*. Recuperado el 2 de Septiembre de 2016, de <http://www.touchbionics.com/products/active-prostheses/i-limb-ultra>
- Bock, O. (2008). *Ortopedia técnica López*. Recuperado el 19 de Septiembre de 2016, de <https://www.ortopedialopez.com/tienda/manos-mioelectricas/mano-myohand-variplus-speed-otto-bock/>
- Boonsongsomnukool, P. (2010). *123RF*. Recuperado el 25 de Octubre de 2016, de http://es.123rf.com/photo_10310495_mano-con-maletin-negro-y-dinero.html
- Brazeiro, J., Petraccia, S., & Valdés, M. (6 de Septiembre de 2015). *Mano controlada por señales musculares*. Montevideo, Uruguay. Recuperado el 14 de Septiembre de 2016, de <http://iie.fing.edu.uy/publicaciones/2015/BPV15/BPV15.pdf>

- Brito, J., Quinde, M., Cusco, D., & Calle, J. (03 de Junio de 2013). Estudio del estado del arte de las prótesis de mano. *Ingenius*(9), 57- 64. Recuperado el 05 de Octubre de 2016, de <http://revistas.ups.edu.ec/index.php/ingenius/article/viewFile/9.2013.08/236>
- Cabas, R. (23 de Enero de 2011). *Metodología de diseño de manos robóticas basada en los estados de su sistema accionador*. Recuperado el 16 de Septiembre de 2016
- Cajamarca, L., Vargas, L., Yunga, J., & Matute, J. (2015). *Diseño, construcción e implementación de prótesis biomecánica de mano derecha (segunda fase)*. Cuenca. Recuperado el 05 de Enero de 2017
- CONADIS. (Octubre de 2016). Recuperado el 04 de Enero de 2017, de <http://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadistica/index.html>
- Cross, N. (2008). *Engineering Design Methods: Strategies for Product Design*. (4 ed.). United Kingdom: John Wiley & Sons, Ltd. Recuperado el 05 de Julio de 2016
- Cyberhand. (22 de Junio de 2007). Recuperado el 05 de Octubre de 2016, de <http://www-arts.sssup.it/Cyberhand/introduction/biomechand.htm>
- Dianceht. (2005). *www.manosydedos.com*. Recuperado el 25 de Octubre de 2016, de <http://www.manosydedos.com/imagenes/protesis%20de%20brazo9.JPG>
- DIN. (09 de Agosto de 2002). *Estrucplan on line*. Recuperado el 22 de Diciembre de 2016, de <http://www.estrucplan.com.ar/Producciones/entrega.asp?IdEntrega=64>
- Donovan, J. (01 de Diciembre de 2011). Bluetooth ahora con energía ultra baja. *Digi-Key*. Recuperado el 30 de Septiembre de 2016, de <http://www.digikey.com/es/articles/techzone/2011/dec/bluetooth-goes-ultra-low-power>

- Dorador González, J. M., Ríos Murillo, P., Flores Luna, I., & Juárez Mendoza, A. (2004). Robótica y prótesis inteligentes. *Revista digital universitaria*, 6. Recuperado el 12 de Septiembre de 2016, de http://www.revista.unam.mx/vol.6/num1/art01/art01_enero.pdf
- dreamstime. (2014). *www.dreamstime.com*. Recuperado el 25 de Octubre de 2016, de <https://www.dreamstime.com/royalty-free-stock-photography-hand-bottle-water-image10402987>
- ebay. (28 de Diciembre de 2016). Recuperado el 03 de Enero de 2017, de <http://www.ebay.com/itm/Anycubic-1-75mm-Skin-Color-PLA-3D-Printer-Filament-1kg-Spool-2-2-lbs-/112204446193?hash=item1a1fe7f9f1%3Ag%3Ac6oAAOSw8gVX2vYU>
- ebay. (20 de Febrero de 2016). Recuperado el 03 de Enero de 2017, de <http://www.ebay.com/itm/NinjaFlex-Peach-TPE-Flexible-3D-Printing-Filament-1-75mm-0-5-kg-/331747087399?hash=item4d3daad427%3Ag%3ACtUAAOSwFqJWix99>
- Electronilab. (2016). *Electronilab ingeniería y diseño electrónico*. Recuperado el 05 de Enero de 2017, de <https://electronilab.co/tienda/modulo-bluetooth-4-0-hm-10-cc2540-ble-rs232/>
- Erro, M. (21 de Abril de 2015). *Google Sites*. Recuperado el 20 de Diciembre de 2016, de <https://sites.google.com/site/ingenieriadeldiseno/disen-conceptual>
- Freivalds, A. (2004). *Biomechanics of the upper limbs*. Florida: CRC Press LLC . Recuperado el 08 de Septiembre de 2016, de http://faculty.mu.edu.sa/public/uploads/1348476452.2611Biomechanics_of_Upper_Limbs.pdf
- Galdamez, L. E. (28 de Diciembre de 2012). *Discapacidad Online*. Recuperado el 11 de Marzo de 2016, de <http://www.discapacidadonline.com/amputacionmiembro-superior-definicion-tipos-terapias.html>

- García, D., & Espinoza, M. J. (17 de Enero de 2014). Avances en prótesis: Una mirada al presente y al futuro. *Revista médica clínica: Las Condes*, 281-285. Recuperado el 18 de Agosto de 2016, de https://www.clinicalascondes.cl/Dev_CLC/media/Imagenes/PDF%20revista%20m%C3%A9dica/2014/2%20marzo/12-Dra.Garcia.pdf
- García, J., & Hurlé, J. (2005). *Anatomía humana*. España: McGraw-Hill.
- GitBook. (2015). *Erle Robotics*. Recuperado el 03 de Enero de 2017, de <https://erlerobotics.gitbooks.io/erle-robotics-erle-copter/content/es/safety/lipo.html>
- Griffiths, S. (04 de Noviembre de 2015). *Mailonline*. Recuperado el 28 de Junio de 2016, de <http://www.dailymail.co.uk/sciencetech/article-3303868/Now-iron-grip-Mechanical-hand-belonging-16th-century-German-knight-allowed-hold-sword-reins.html>
- Gringa, J. (24 de Junio de 2013). *SlideShare*. Recuperado el 05 de Enero de 2017, de <http://es.slideshare.net/joagringa7/trabajo-practico-n-1-primeros-auxilios>
- InterInk Electronics. (2010). Recuperado el 03 de Enero de 2017, de <http://dlnmh9ip6v2uc.cloudfront.net/datasheets/Sensors/ForceFlex/2010-10-26-DataSheet-FSR400-Layout2.pdf>
- Junta de beneficencia de Guayaquil. (24 de Junio de 2011). www.juntadebeneficencia.org.ec. Recuperado el 25 de Octubre de 2016, de <https://www.juntadebeneficencia.org.ec/prensa/boletines-de-prensa/1028-fundacion-the-ellen-meadows-prosthetic-hand-dona-50-protesis-mecanica-de-mano>
- Kinect Fisioterapia. (18 de Febrero de 2013). *Fisioterapia*. Recuperado el 12 de Septiembre de 2016, de <http://fisioterapia.blogspot.com/2013/02/las-protesis-mioelectricas.html>

- Labs, T. (2013). *Myo Developer* . Recuperado el 05 de Febrero de 2017, de <https://developer.thalmic.com/downloads>
- Larrondo, R. (30 de Octubre de 2015). Voluntarios de Intel fabrican 100 prótesis de manos para Haiti en 2 horas. *Cosas para imprimir*.
- León Duarte, J. A. (01 de Diciembre de 2005). *Tesis Doctorales en Red*. Recuperado el 05 de Julio de 2016, de <http://www.tdx.cat/handle/10803/6840>
- Linares, A. (8 de Junio de 2014). El auge de prótesis y tejidos "impresos" en 3D. *El Tiempo*. Recuperado el 12 de Septiembre de 2016, de <http://www.eltiempo.com/estilo-de-vida/salud/el-auge-de-protesis-y-tejidos-impresos-en-3d/14089756>
- Liptak, G. (2008). *Manual MSD*. Recuperado el 16 de Septiembre de 2016, de Amputaciones congénitas: <http://www.msmanuals.com/es-ec/professional/pediatr%C3%ADa/malformaciones-cong%C3%A9nitas-craneofaciales-y-musculo-esquel%C3%A9ticas/amputaciones-cong%C3%A9nitas>
- Loaiza, L. J. (2012). Diseño y simulación de un prototipo de mano bioinspirada con 5 grados de libertad. Bogotá, Colombia. Recuperado el 08 de Septiembre de 2016, de <http://www.bdigital.unal.edu.co/42964/1/80492327.2013.pdf>
- Martínez, G. (10 de Marzo de 2014). Brazo inteligente dirigido con el pensamiento. *EL UNIVERSAL*. Recuperado el 12 de Septiembre de 2016, de <http://archivo.eluniversal.com.mx/ciencia/2014/brazo-inteligente-pensamiento-84340.html>
- Maturana, J. (20 de Febrero de 2014). *Xataka*. Recuperado el 12 de Septiembre de 2016, de <http://www.xataka.com/perifericos/estas-son-las-tecnologias-de-impresion-3d-que-hay-sobre-la-mesa-y-lo-que-puedes-esperar-de-ellas>

- medGadget. (22 de Septiembre de 2011). *medGadget*. Recuperado el 2 de Septiembre de 2016, de <http://www.medgadget.com/2011/09/touch-bionics-introduces-i-limb-ultra-prosthetic-hand.html>
- Medicalexpo. (2011). Recuperado el 05 de Octubre de 2016, de Bock, Otto: <http://www.medicalexpo.es/prod/ottobock/product-74842-508918.html>
- Mott, R. (2009). *Resistencia de materiales*. México D.F.: Pearson Educación.
- Peerdeman, B., Boere, D., Witteveen, H., Huis, R., Hermens, Hermie, . . . Misra, S. (5 de Abril de 2011). Myoelectric forearm prostheses: State of the art from a user centered. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 719 - 738. Recuperado el 18 de Agosto de 2016, de <http://doc.utwente.nl/78221/1/Peerdeman2011-JRRD.pdf>
- Pérez, M. (Diciembre de 2012). *Amputación de Miembro Superior Definición, Tipos y Terapias*. Recuperado el 28 de Junio de 2016, de <http://www.discapacidadonline.com/amputacionmiembro-superior-definicion-tipos-terapias.html>
- Plabs. (2016). *recicla3dplab*. Recuperado el 05 de Enero de 2017, de <https://recicla3dplabs.wordpress.com/caracteristicas-del-pla/>
- Preparación física Padel. (27 de Junio de 2011). <http://www.preparacionfisicapadel.com/>. Recuperado el 25 de Octubre de 2016, de <http://www.preparacionfisicapadel.com/2011/06/ejercicios-para-mejorar-el-agarre-de-la.html>
- PrTornasol. (2011). *No entra para examen*. Recuperado el 29 de Junio de 2016, de <http://noentraparaexamen.blogspot.com/2011/06/de-artilugios-artefactos-engranages-y.html>
- Riba, C. (2002). *Diseño concurrente*. Barcelona: Edicions UPC. Recuperado el 01 de Febrero de 2017
- Ríos, P., Flores, I., & Juárez, A. (Enero de 2005). Robótica y prótesis inteligentes. *Revista Digital Universitaria*, 6(1), 6. Recuperado el 28 de

Junio de 2016, de
http://www.revista.unam.mx/vol.6/num1/art01/art01_enero.pdf

Rocha, E., Lara, J., & Gómez, P. (2012). *Estética de manos y pies*. Madrid: McGraw-Hill.

Rodriguez Morales, L. (2004). *Diseño: Estrategia y Tácticas*. México D.F.: Siglo XXI. Recuperado el 05 de Julio de 2016

Rodriguez, L. (2004). *Diseño: Estrategia y Tácticas*. México D.F.: Siglo XXI. Recuperado el 05 de Julio de 2016

Rodríguez, M. (2005). *Anatomía fisiología e higiene*. México D.F.: Progreso, S.A. de C.V.

RSLSteeper. (Agosto de 2011). *Bebionic*. Recuperado el 05 de Octubre de 2016, de http://es.bebionic.com/the_hand

Sanabria, R. (16 de Febrero de 2016). *Impresoras 3d*. Recuperado el 05 de Enero de 2017, de <https://impresoras3d.com/blogs/noticias/102832135-el-material-de-impresion-abs-y-sus-caracteristicas>

Sánchez, V. (2012). *Comunicaciones vía bluetooth*. Recuperado el 30 de Septiembre de 2016, de <http://www.etitudela.com/entrenadorcomunicaciones/downloads/bluetoothguiarapida.pdf>

Senplades. (Junio de 2013 - 2017). *Plan Nacional de Desarrollo / Plan Nacional para el Buen Vivir 2013-2017*. Recuperado el 11 de Marzo de 2016, de <http://documentos.senplades.gob.ec/Plan%20Nacional%20Buen%20Vivir%202013-2017.pdf>

Senplades. (Junio de 2013). *Plan Nacional del Buen Vivir 2013 - 2017*. Recuperado el 28 de Junio de 2016, de <http://documentos.senplades.gob.ec/Plan%20Nacional%20Buen%20Vivir%202013-2017.pdf>

- Serra, P. (2012). Prótesis. *Ortoprotésica, Capítulo 6*. Recuperado el 06 de Septiembre de 2016, de <http://www.uv.es/mpisea/5f54656d615f365f5072c3b37465736973.pdf>
- Sospedra, B. (Febrero de 2015). *Diseño mecánico de prótesis de mano multidedo antropomórfica infractuada*. Valencia, España. Recuperado el 28 de Junio de 2016, de https://www.google.com.ec/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=1&cad=rja&uact=8&ved=0ahUKEwjAvaaf46nRAhXMLyYKHcWiDqEQFggYMAA&url=http%3A%2F%2Frepositori.uji.es%2Fxmlui%2Fbitstream%2Fhandle%2F10234%2F114179%2FTFG_2014_sospedraB.pdf%3Fsequence%3D1&usg=AFQ
- Texas Instruments. (Abril de 2014). Recuperado el 12 de Noviembre de 2016, de <http://www.ti.com/lit/ug/swru197h/swru197h.pdf>
- ThalmicLabs. (23 de Febrero de 2013). *Myo SDK*. Recuperado el 2016 de Septiembre de 14, de https://developer.thalmic.com/docs/api_reference/platform/getting-started.html
- Ventura, J. (2014). Amputación del miembro superior. *Amputaciones miembros superiores*. Recuperado el 06 de Septiembre de 2016, de <https://universidadisabelimiembrosuperior.files.wordpress.com/2014/12/amputaciones-del-miembro-superior-trabajo-colaborativo-ud4.pdf>
- Volusion. (19 de Julio de 2014). *Actuonix*. Recuperado el 16 de Septiembre de 2016, de <http://www.actuonix.com/Actuonix-PQ12-R-micro-linear-servos-for-RC-p/pq12-r.htm>
- Walls, P. (2005). *Dianceht, Prótesis Estéticas y Funcionales de Silicona*. Recuperado el 29 de Junio de 2016, de <http://www.manosydedos.com/precios.html>
- Weebly. (2010). *Arduino: tecnología para todos*. Recuperado el 30 de Septiembre de 2016, de <http://arduinodhtics.weebly.com/tipos-de-arduino.html>

Wikipedia. (30 de Diciembre de 2016). *Wikipedia*. Recuperado el 03 de Enero de 2017, de https://es.wikipedia.org/wiki/Bater%C3%ADa_el%C3%A9ctrica

ANEXOS

Anexo A Recopilación de la información de las necesidades

- Modelo Encuesta de requerimientos y necesidades de personas con amputación de mano para el desarrollo de un prototipo de prótesis biónica.
- Tabulación y análisis de encuesta.

Anexo B Casa de la calidad**Anexo C Características técnicas de los componentes electrónicos**

- Documento de características técnicas de micro servo lineales PQ12.
- Documento de características técnicas de Bluetooth HM – 10.
- Documento de características técnicas de la FSR 400.
- Documento de características técnicas del Mosfet AO4407A.

Anexo D Planos

- Esquemático electrónico.
- Planos de las piezas que conforman el prototipo de prótesis de mano biónica.

Anexo E Tablas

- Esfuerzos flexionantes de diseño – Diseño estructural y de máquinas en general.
- Propiedades típicas de materiales seleccionados usados en ingeniería.

Anexo F Tabla del análisis AMFE del prototipo de prótesis de mano biónica**Anexo G Programación de la tarjeta controladora Arduino Nano****Anexo H Tabla de distribución del Chi Cuadrado****Anexo I Manual de operación**



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

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

CERTIFICACIÓN

Se certifica que el siguiente trabajo fue desarrollado por los señores:
KATHERINE JOHANA PINTO GARCIA y **DAVID FABRIZIO LÓPEZ HIDALGO**, bajo nuestra supervisión.

Ing. Andrés Gordón
TUTOR DEL PROYECTO

Aprobado por:

Ing. Vicente Hallo
DIRECTOR DE CARRERA

Dr. Rodrigo Vaca
SECRETARIO ACADÉMICO