



UNIVERSIDAD TÉCNICA DE COTOPAXI
FACULTAD DE CIENCIAS DE LA INGENIERÍA Y APLICADAS
CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTROMECAÁNICA

PROPUESTA TECNOLÓGICA

“DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE CONTROL ELECTRÓNICO A TRAVÉS DE UN MICRO CONTROLADOR CON SEÑALES MIOELÉCTRICAS PARA EL MEJORAMIENTO DE LA MOVILIDAD DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS DE ANTEBRAZO HUMANO IZQUIERDO”

Proyecto de Titulación presentado previo a la obtención del Título de Ingeniero en
Electromecánica

Autores:

Álvarez Caiza Luis Eduardo

Betún Remache Edwin Adolfo

Tutora:

Freire Andrade Verónica Paulina Ing. Ms.C.

Asesor:

Ángel Guillermo Hidalgo Oñate Ing. Ms.C.

Latacunga – Ecuador

Julio 2019



DECLARACIÓN DE AUTORÍA

Nosotros, Álvarez Caiza Luis Eduardo y Betún Remache Edwin Adolfo declaramos ser autores del presente proyecto de investigación: **“DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE CONTROL ELECTRÓNICO A TRAVÉS DE UN MICRO CONTROLADOR CON SEÑALES MIOELÉCTRICAS PARA EL MEJORAMIENTO DE LA MOVILIDAD DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS DE ANTEBRAZO HUMANO IZQUIERDO”**, siendo Ms.C. Freire Andrade Verónica Paulina tutora del presente trabajo; y eximo expresamente a la Universidad Técnica de Cotopaxi y a sus representantes legales de posibles reclamos o acciones legales.

Además, certifico que las ideas, conceptos, procedimientos y resultados vertidos en el presente trabajo investigativo, son de mi exclusiva responsabilidad.

Latacunga, Julio 2019

Betún Remache Edwin Adolfo

C.C: 060514492-2

Álvarez Caiza Luis Eduardo

C.C: 172371691-4



AVAL DEL TUTOR DE PROYECTO DE TITULACIÓN

En calidad de Tutora del Trabajo de Investigación sobre el título:

“DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE CONTROL ELECTRÓNICO A TRAVÉS DE UN MICRO CONTROLADOR CON SEÑALES MIOELÉCTRICAS PARA EL MEJORAMIENTO DE LA MOVILIDAD DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS DE ANTEBRAZO HUMANO IZQUIERDO”, de los ponentes: Álvarez Caiza Luis Eduardo y Betún Remache Edwin Adolfo, de la carrera de Ingeniería en Electromecánica, considero que dicho Informe Investigativo cumple con los requerimientos metodológicos y aportes científico-técnicos suficientes para ser sometidos a la evaluación del Tribunal de Validación de Proyecto que el Consejo Directivo de la Facultad de Ciencias de la Ingeniería y Aplicadas de la Universidad Técnica de Cotopaxi designe, para su correspondiente estudio y calificación.

Latacunga, Julio 2019

TUTORA

Verónica Paulina Freire Andrade Ing. Ms.C.

C.C: 050205622-9



APROBACIÓN DEL TRIBUNAL DE TITULACIÓN

En calidad de Tribunal de Lectores, aprueban el presente Informe de Investigación de acuerdo a las disposiciones reglamentarias emitidas por la Universidad Técnica de Cotopaxi, y por la Facultad de Ciencias de la Ingeniería y Aplicadas; por cuanto, los postulantes: Álvarez Caiza Luis Eduardo y Betún Remache Edwin Adolfo con el título de Proyecto de titulación: **“DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE CONTROL ELECTRÓNICO A TRAVÉS DE UN MICRO CONTROLADOR CON SEÑALES MIOELÉCTRICAS PARA EL MEJORAMIENTO DE LA MOVILIDAD DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS DE ANTEBRAZO HUMANO IZQUIERDO”**, han considerado las recomendaciones emitidas oportunamente y reúne los méritos suficientes para ser sometido al acto de Sustentación de Proyecto.

Por lo antes expuesto, se autoriza realizar los empastados correspondientes, según la normativa institucional.

Latacunga, Julio 2019

Para constancia firman:

Lector 1 (Presidente)

Moreano Martínez Edwin Homero Ing. Ms.C.
C.C: 050260750-0

Lector 2

Cruz Panchi Luis Rolando Ing. Ms.C.
C.C: 050259517-6

Lector 3

Arévalo Zabala Andrés German Ing. Ms.C.
C.C: 171032684-2

AVAL DE IMPLEMENTACIÓN DE LA PROPUESTA TECNOLÓGICA

Latacunga, Julio 2019

Quien suscribe, Sr. Rudy Gabriele Caiza Alfaro en calidad de beneficiario de la prótesis, **CERTIFICO** que los Señores: Álvarez Caiza Luis Eduardo y Betún Remache Edwin Adolfo, realizaron su proyecto de titulación en mi persona ya que no cuento con la extremidad superior, su proyecto titulado: **“DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE CONTROL ELECTRÓNICO A TRAVÉS DE UN MICRO CONTROLADOR CON SEÑALES MIOELÉCTRICAS PARA EL MEJORAMIENTO DE LA MOVILIDAD DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS DE ANTEBRAZO HUMANO IZQUIERDO”**. En la ejecución de dicho proyecto los señores demostraron habilidades y conocimientos en su especialidad; así también generaron resultados que les serán de gran utilidad al área de electromecánica, por cuanto se enfocaron en solucionar el problema e implementar el proyecto descrito que ayudara al desarrollo de mis actividades, demostrando que estoy **CONFORME** con el funcionamiento de la prótesis.

Es todo cuanto puedo certificar en honor a la verdad y autorizo a los interesados dar uso a este documento como estimen conveniente.

Atentamente.



Rudy Gabriele Caiza Alfaro

C.C.: 175630675-7

AGRADECIMIENTO

Agradecemos a Dios por bendecirnos la vida, por guiarnos a lo largo de nuestra existencia, ser el apoyo y fortaleza en aquellos momentos de dificultad y de debilidad.

A la Universidad Técnica de Cotopaxi por permitir ser parte y que ha sido como mi segundo hogar durante todo este tiempo.

Quiero agradecer a mis padres de manera muy especial, quienes me han apoyado de manera incondicional en mi carrera y en toda mi vida.

A la Ingeniera Paulina Freire y al Ingeniero Ángel Hidalgo por su excelencia como docente tutor de la Facultad de Ciencias de la Ingeniería y Aplicadas, darle mi agradecimiento por ayudarme con la propuesta Tecnológica.

A todos ellos mi eterna consideración y gratitud.

Luis Álvarez

AGRADECIMIENTO

A Dios por ser mi guía y acompañarme en el transcurso de mi vida, brindándome paciencia y sabiduría para culminar con éxito mis metas propuestas.

A mi madre Gladys por ser el pilar fundamental y apoyarme siempre de manera incondicional pese a las adversidades que se han presentado y de igual forma a mi padre Walter por alentarme en cada paso que doy.

A la Universidad Técnica de Cotopaxi por abrir las puertas de sus instalaciones para poder formarme y aprovechar al máximo los conocimientos de tan prestigiosos maestros.

A mi asesora de tesis Ms.C Paulina Freire por su apoyo incondicional durante el desarrollo del proyecto de titulación y a sus consejos que de seguro me servirán en mi vida personal como profesional.

A mi querida amiga Andrea por la ayuda con sus vastos conocimientos para el desarrollo del proyecto y los mensajes de aliento en mis momentos más difíciles.

Edwin Betún

DEDICATORIA

En la presente propuesta tecnológica lo dedico principalmente a Dios, por ser el inspirador y darnos fuerza para continuar en este proceso de obtener uno de los anhelos más deseados.

A mi primo Rudy Caiza que es el beneficiario de esta propuesta tecnológica.

A mis docentes que nos han apoyado en nuestro proyecto, impartiendo los conocimientos de robótica y de electrónica.

A mis amigos que siempre me han apoyado en todo momento y fueron como una fuente de inspiración.

Luis Álvarez

DEDICATORIA

Mi proyecto de titulación la dedico de manera especial con todo mi amor y cariño a mi querida madre Gladys por estar siempre conmigo en todo momento además de ser el principal cimiento para mi formación profesional e igual forma a mi padre Walter por brindarme sus consejos y apoyo incondicional durante mi vida.

A mis queridos abuelitos que me enseñaron cosas vitales de la vida y me encaminaron por el buen sendero e inculcaron en mí buenos consejos.

A mis amigos quienes sin esperar nada a cambio compartieron su conocimiento, alegrías y tristezas.

Edwin Betún

ÍNDICE GENERAL

DECLARACIÓN DE AUTORÍA	i
AVAL DEL TUTOR DE PROYECTO DE TITULACIÓN	ii
APROBACIÓN DEL TRIBUNAL DE TITULACIÓN.....	iii
AVAL DE IMPLEMENTACIÓN DE LA PROPUESTA TECNOLÓGICA.....	iv
AGRADECIMIENTO	v
DEDICATORIA.....	vii
ÍNDICE GENERAL.....	ix
ÍNDICE DE FIGURAS	xv
ÍNDICE DE TABLAS.....	xix
RESUMEN	xxi
ABSTRACT	xxii
AVAL DE TRADUCCIÓN.....	xxiii
INTRODUCCIÓN.....	xxiv
1. INFORMACIÓN BÁSICA	1
2. DISEÑO INVESTIGATIVO DE LA PROPUESTA TECNOLÓGICA.....	3
2.1. Título de la propuesta tecnológica	3
2.2. Tipo de Alcance	3
2.3. Área del conocimiento	3
2.4 Sinopsis de la propuesta tecnológica	3
2.5 Objeto de estudio y campo de acción	4
2.5.1. Objeto de estudio.....	4
2.5.2. Campo de acción	4

2.6. Situación Problemática y Problema.....	4
2.6.1. Situación Problemática:	4
2.6.2. Problema.....	5
2.7. Hipótesis o formulación de pregunta científica	6
2.8. Objetivo(s)	6
2.8.1. Objetivo general	6
2.8.2. Objetivos específicos.....	6
2.9. Descripción de las actividades y tareas propuestas con los objetivos establecidos	6
2.10 Matriz de operacionalización de variables.....	8
3. FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA	10
3.1 Antecedentes	10
3.2 Características anatómicas del miembro superior.....	11
3.2.1 Brazo	11
3.2.1.1 Anatomía muscular.....	11
3.2.2 El codo.....	12
3.2.2.1 Amplitud de movimientos del codo	12
3.2.3 Antebrazo	13
3.2.4 Mano humana.....	13
3.2.4.1 Ángulos de flexión y extensión de las falanges.....	14
3.2.4.2 Movimientos del pulgar.....	15
3.2.4.3 Tipos de agarre de la mano.....	15
3.2.4.4 Ángulo de flexión y extensión de la muñeca.....	15
3.3 Análisis del mecanismo de Toronto.....	16
3.4 Amputación del antebrazo	17
3.4.1 Sustitución del antebrazo	18
3.5 Prótesis de antebrazo mioeléctrico	18
3.5.1 Prótesis de mano Bebionic 3®	19
3.5.2 Prótesis I limb Quantum®.....	20
3.5.3 Prótesis de mano Michelangelo.....	20
3.5.4 Prótesis de mano MyoFacil	21

3.5.5 Prótesis de mano mioeléctrica Vincent Evolution 3	21
3.6 Movilidad.....	21
3.7 Señal EMG y su generación.....	22
3.7.1 Importancia de una señal EMG	22
3.7.2 Consideraciones a tener en cuenta en la señal EMG.....	23
3.8 Electrodo y actuadores	24
3.8.1 Sensor gForce 100 ARMBAND	25
3.8.2 Características del gForce 100 ARMBAND.....	25
3.8.3 Posición del sensor gForce 100 ARMBAND en el brazo.....	25
3.8.4 Micro servo lineal.....	25
3.9 Sistema de control electrónico	26
3.9.1 Sistema de control en lazo abierto y lazo cerrado	26
3.9.2 Lenguaje C++	27
3.9.3 Microcontrolador.....	27
3.9.4 PWM	28
3.9.5 Fuente de Alimentación	28
3.9.6 Regulador Elevador (Boost).....	29
3.9.7 Cargador de batería Power Boost 1000C	30
3.10 Diseño a través de Software CAD	30
3.10.1 Autodesk Inventor	31
3.10.1.1 Aplicación de fuerza en análisis de elementos finitos - Inventor	31
3.10.1.2 Aplicación de presión en análisis de elementos finitos - Inventor	31
3.11 Impresión 3D	32
3.11.1 Ventajas de la impresión 3D	33
3.11.2 Impresora Anet A6	33
3.11.3 Tipos de filamentos	34
3.11.4 Propiedades mecánicas de filamentos	34
3.12 Definición de socket	34
3.12.1 Tipos de Socket	35
4.METODOLOGÍA.....	36

4.1. Tipo de investigación.....	36
4.2. Métodos	37
4.3 Técnicas	37
4.3.1 Diseño del prototipo en un software CAD	37
4.3.2 Análisis, selección de componentes electrónicos y actuadores.....	38
4.3.3 Estudio de las señales mioeléctricas.....	38
4.3.4 Construcción del prototipo de prótesis.....	38
4.3.5 Determinación de desplazamientos de las falanges y tiempo de respuesta.....	38
4.4 Instrumentos.....	38
4.5 Diseño en detalle de la estructura	39
4.5.1 Diseño del mecanismo de la palma	39
4.5.2 Diseño del mecanismo de las falanges	40
4.5.2.1 Cálculo de las dimensiones de las falanges	41
4.5.3 Diseño del pulgar	45
4.5.4 Diseño del mecanismo de la muñeca	46
4.5.5 Diseño del mecanismo del antebrazo	47
4.5.6 Análisis estructural.....	47
4.6 Diseño Experimental.....	48
4.6.1 Construcción del prototipo mediante impresión 3D	48
4.6.1.1 Consideraciones a tomar en cuenta en la impresión 3D.....	49
4.6.2 Proceso de construcción del socket.....	50
4.6.3 Proceso de construcción de la mano	51
4.6.4 Proceso de construcción del antebrazo.....	52
4.6.5 Diseño y construcción de la placa de control.....	53
4.6.6 Programación	55
4.6.6.1 Conexión del circuito de control	55
4.6.7 Adquisición de señal EMG	56
4.6.7.1 Evaluación del dispositivo gForce 100 ARMBAND	56
4.6.8 Puesta en funcionamiento del gForce 100 ARMBAND	56
4.6.9 Adquisición de señales en la PC	57
4.6.10 Comunicación entre sensor gForce 100 ARMBAND y otros periféricos.....	57
4.6.11 Selección de elementos constitutivos del sistema.....	57

4.6.11.1 Actuadores lineales.....	57
4.6.11.2 Microcontrolador.....	58
4.6.11.3 Batería.....	59
4.6.11.4 Cargador.....	59
4.6.11.5 Elevador de voltaje (boost).....	59
4.6.11.6 Sensor mioeléctrico.....	59
4.6.11.7 Filamento para impresión 3D.....	60
4.6.12 Pruebas de movimiento.....	60
4.6.12.1 Evaluación de los tipos de agarre.....	60
5. ANÁLISIS Y DISCUSIÓN DE RESULTADOS.....	61
5.1 Instrucciones de funcionamiento.....	61
5.1.1 Instrucciones para la ubicación del sensor.....	61
5.1.2 Instrucciones para la ubicación de la prótesis.....	61
5.2 Pruebas de funcionamiento.....	62
5.2.1 Pruebas de flexión - extensión de la muñeca.....	62
5.2.2 Pruebas de agarre de fuerza o agarre esférico.....	63
5.2.3 Pruebas de agarre cilíndrico o agarre de fuerza.....	63
5.2.4 Pruebas de agarre de punta.....	63
5.2.5 Pruebas de agarre de gancho.....	64
5.2.6 Pruebas de agarre de palma o agarre de precisión.....	64
6. PRESUPUESTO Y ANÁLISIS DE IMPACTOS.....	65
6.1 Presupuesto.....	65
6.1.1 Costos de la maquinaria.....	65
6.1.2 Costos de herramientas.....	65
6.1.3 Costo de las horas de ingeniería en diseño y fabricación.....	65
6.1.4 Costos indirectos.....	66
6.1.5 Costo de una prótesis comercial.....	66
6.1.6 Análisis de costo – beneficio del proyecto.....	66
6.1.7 Ingresos de la producción de prótesis.....	67
6.1.8 Egresos de la producción de prótesis.....	67
6.1.9 Viabilidad VAN y TIR.....	67

6.2. Análisis de impactos	67
6.2.1 Impacto práctico:.....	67
6.2.2 Impacto simbólico:.....	67
6.2.3 Impacto tecnológico:	68
6.2.4 Impacto ambiental:.....	68
6.2.5 Impacto ético:.....	68
6.2.6 Impacto epistemológico:	68
7. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	68
7.1 Conclusiones.....	68
7.2 Recomendaciones	69
8. REFERENCIAS	70
ANEXOS.....	75

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2. 1 Matriz Causa – Efecto

Figura 2. 2 Causa y Efecto principal

Figura 3. 1. Partes del miembro superior.

Figura 3. 2. Partes del miembro superior.

Figura 3. 3. Tejido muscular esquelético.

Figura 3. 4. Anatomía del codo

Figura 3. 5. Movimiento de flexión – extensión del codo.

Figura 3. 6. Partes del antebrazo

Figura 3. 7. Los huesos de la mano

Figura 3. 8. Movimientos MF, IFP, IFD

Figura 3. 9. Flexión de la muñeca: (A) Posición de partida y (B) Posición final

Figura 3. 10. Extensión de la muñeca: (A) Posición de partida y (B) Posición final

Figura 3. 11. Movimiento de aducción y abducción

Figura 3. 12. Número de barras

Figura 3. 13. Niveles de amputación de la extremidad superior

Figura 3. 14. Sustitución del antebrazo

Figura 3. 15. Composición de una prótesis mioeléctrica

Figura 3. 16. Funcionamiento de una prótesis mioeléctrica

Figura 3. 17. Composición de una prótesis mioeléctrica

Figura 3. 18. Prótesis mioeléctrica I limb Quantum®

Figura 3. 19. Prótesis de mano Michelangelo

Figura 3. 20. Prótesis mioeléctricas de mano MyoFacil

Figura 3. 21. Prótesis de mano mioeléctrica Vincent evolution 3

Figura 3. 22. Generación de las señales mioeléctricas

Figura 3. 23. Unidad motora

Figura 3. 24. Señal EMG contaminada

Figura 3. 25. Tipos de piel de la persona

Figura 3. 26. Componentes del sensor gForce 100 ARMBAND

Figura 3. 27. Ubicación del sensor gForce 100 ARMBAND

Figura 3. 28. Micro servo lineal PQ12-R

Figura 3. 29. Sistema de control de lazo abierto

- Figura 3. 30.** Sistema de control de lazo cerrado o retroalimentación
- Figura 3. 31.** Características de una señal PWM
- Figura 3. 32.** Regulador elevador con iL continua
- Figura 3. 33.** Cargador Powerboost 1000 C
- Figura 3. 34.** Ingreso del valor y su unidad de fuerza.
- Figura 3. 35.** Ingreso del valor y su unidad de presión.
- Figura 3. 36.** Diagrama del proceso de modelación por deposición en fundido
- Figura 3. 37.** Impresora Anet A6
- Figura 3. 38.** Toma de muestra y fabricación del Socket

- Figura III. 1.** Trazo de la mano derecha e izquierda a contraluz.
- Figura III. 2.** Trazado de medidas de la mano izquierda.
- Figura III. 3.** Croquis de la Palma.
- Figura III. 4.** Definición de los croquis en diferentes planos y líneas guías.
- Figura III. 5.** Construcción del solido a través de la herramienta Solventar.
- Figura III. 6.** Construcción de varios sólidos para los soportes de los dedos.
- Figura III. 7.** Extrusión de la cara superior de la mano.
- Figura III. 8.** Medidas del Actuador Lineal Actuonix PQ12R.
- Figura III. 9.** Diseño de la cara inferior de la mano
- Figura III. 10.** Medidas de las falanges del paciente.
- Figura III. 11.** Esquema de los eslabones del Mecanismo de Toronto.
- Figura III. 12.** Diagrama cinemático del dedo.
- Figura III. 13.** Esquema de triángulos del mecanismo del dedo.
- Figura III. 14.** Desplazamiento del dedo de la mano
- Figura III. 15.** Diagrama Vectorial de las posiciones del mecanismo.
- Figura III. 16.** Tabla de cálculos de las distancias en el software Excel.
- Figura III. 17.** Diagrama cinemático del dedo menique con sus respectivos valores.
- Figura 4. 18.** Eslabones de los dedos de la mano.
- Figura 4. 19.** Mecanismo del dedo de la mano.
- Figura 4. 20.** Falange proximal-medial del pulgar
- Figura 4. 21.** Falange distal del pulgar
- Figura 4. 22.** Componentes del dedo pulgar
- Figura 4. 23.** Muñeca en su estado inicial

Figura 4. 24. Movimientos de la muñeca

Figura 4. 25. Diseño del antebrazo

Figura III. 26. Ingreso de las propiedades mecánicas, térmicas del PLA en Inventor.

Figura III. 27. Cargas distribuidas en los dedos por la presión de un objeto.

Figura III. 28. Ubicación de la rotura de la unión de las falanges.

Figura III. 29. Factor de Seguridad en la Mano.

Figura III. 30. Torque ubicado en las uniones de la muñeca.

Figura III. 31. Factor de seguridad de la muñeca.

Figura III. 32. Cargas distribuidas en el antebrazo.

Figura III. 33. Factor de seguridad del antebrazo.

Figura III. 34. Impresora Anet A6

Figura III. 35. Calidad de impresión de la palma

Figura III. 36. Calibración de la boquilla de extrusión

Figura III. 37. Nivelado de la estructura

Figura III. 38. Ubicación del eslabón.

Figura III. 39. Ubicación del carrete de filamento PLA.

Figura III. 40. Depósito de fijador sobre el vidrio de la cama de impresión.

Figura III. 41. Efecto warping.

Figura III. 42. Aplicación del yeso sobre el muñón para la obtención del positivo.

Figura III. 43. Positivo del muñón.

Figura III. 44. Introducción del soporte

Figura III. 45. Aplicación de la resina

Figura III. 46. Socket construido

Figura 4. 47. Selección de parámetros en el software Cura

Figura 4. 48. Impresión de las falanges

Figura 4. 49. Selección de parámetros del pulgar en el software Cura y construcción

Figura 4. 50. Selección de parámetros en el software Cura y construcción

Figura 4. 51. Selección de parámetros en el software Cura y construcción

Figura 4. 52. Selección de parámetros para el antebrazo

Figura III. 53. Ubicación de elementos de la placa de control

Figura 4. 54. Ingreso del valor calculado del ancho de las pistas.

Figura III. 55. Creación de las pistas y placa terminada.

Figura III. 56. Inclusión de las librerías para el control del brazo.

- Figura III. 57.** Declaración de las variables iniciales.
- Figura III. 58.** Configuración inicial para el adaptador gForce joint y los servomotores
- Figura III. 59.** Diagrama de flujo de configuración inicial
- Figura III. 60.** Declaración de la estructura y asignación de la variable de lectura
- Figura III. 61.** Declaración de las funciones de los tipos de agarre.
- Figura III. 62.** Instrucciones para la ejecución de los agarres.
- Figura III. 63.** Diagrama de flujo del algoritmo de un bucle infinito.
- Figura 4. 64.** Sección de código para el control de los servos de la muñeca.
- Figura 4. 65.** Diagrama de Flujo del algoritmo de control del brazo.
- Figura 4.66.** Ubicación de componentes electrónicos del circuito de control.
- Figura 4.67.** Diagrama de bloques de adquisición de señales EMG
- Figura 4.68.** Curvas de carga y consumo de corriente
-
- Figura 5. 1.** Dedo pulgar en posición inicial y posición final
- Figura 5. 2.** A) Flexión B) Extensión de la falange distal del dedo pulgar.
- Figura 5. 3.** A) Posición inicial, B) Movimiento de flexión y C) Movimiento de extensión.
- Figura 5. 4.** Agarre de fuerza o agarre esférico
- Figura 5. 5.** Esquema de un amplificador variable.
- Figura 5. 6.** Agarre de punta
- Figura 5. 7.** Agarre tipo gancho
- Figura 5. 8.** Agarre de palma o agarre de precisión.

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2. 1. Descripción de las actividades y tareas propuestas con los objetivos establecidos

Tabla 2. 2. Matriz de operacionalización de variables

Tabla 3. 1. Articulaciones principales del dedo

Tabla 3. 2. Movimiento activo de los dedos

Tabla II. 3. Tipos de movimiento del pulgar.

Tabla II. 4. Tipos de agarre.

Tabla II. 5. Áreas de aplicación de señales electromiográficas

Tabla II. 6. Hardware del sensor gForce 100 ARMBAND

Tabla II. 7. Gestos predeterminados del gForce 100 ARMBAND

Tabla II. 8. Especificaciones técnicas de la impresora 3D Anet A6

Tabla II. 9. Propiedades fisicoquímicas del ABS.

Tabla II. 10. Propiedades mecánicas y térmicas del PLA.

Tabla II. 11. Propiedades fisicoquímicas del HIPS.

Tabla II. 12. Tipos de socket

Tabla IV. 1. Señales captadas por el sensor gForce

Tabla IV. 2. Señales captadas por el sensor gForce

Tabla IV. 3. Gestos controlados en la app con el sensor gForce 100 ARMBAND

Tabla IV. 4. Tipos de micro servo lineal con la relación de engranajes.

Tabla IV. 5. Especificaciones técnicas del actuador PQ12 –R

Tabla IV. 6. Selección del tipo de microcontrolador

Tabla IV. 7. Especificaciones técnicas del Arduino Nano

Tabla IV. 8. Detalle del consumo total de corriente

Tabla IV. 9. Selección de la batería

Tabla IV. 10. Especificaciones de consumo de corriente en grupos

Tabla IV. 11. Selección del cargador.

Tabla IV. 12. Selección de elevador de voltaje.

Tabla IV. 13. Selección del sensor mioeléctrico.

Tabla IV. 14. Selección del filamento.

Tabla IV. 15. Valores medidos del dedo índice

Tabla IV. 16. Valores medidos del dedo medio

Tabla IV. 17. Valores medidos del dedo anular

Tabla IV. 18. Valores medidos del dedo meñique
Tabla IV. 19. Valores medidos del dedo pulgar
Tabla IV. 20. Valores medidos de la muñeca
Tabla IV. 21. Evaluación del movimiento de la muñeca
Tabla IV. 22. Evaluación del agarre esférico.
Tabla IV. 23. Evaluación del agarre cilíndrico o agarre de fuerza.
Tabla IV. 24. Evaluación del agarre de punta.
Tabla IV. 25. Evaluación del agarre de gancho.
Tabla IV. 26. Evaluación del agarre de palma o agarre de precisión.

Tabla V. 1. Desglose de elementos importados.
Tabla V. 2. Desglose compra de materiales en la localidad.
Tabla V. 3. Costo de la hora de utilización de máquinas.
Tabla V. 4. Costo de las herramientas
Tabla V. 5. Costo de las horas de diseño, fabricación y ensamble.
Tabla V. 6. Gastos indirectos
Tabla V. 7. Costo total del proyecto
Tabla V. 8. Venta anual de prótesis.
Tabla V. 9. Egresos.
Tabla V. 10. Cálculo del VAN y TIR

UNIVERSIDAD TÉCNICA DE COTOPAXI

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA INGENIERÍA Y APLICADAS

TITULO: “DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE CONTROL ELECTRÓNICO A TRAVÉS DE UN MICRO CONTROLADOR CON SEÑALES MIOELÉCTRICAS PARA EL MEJORAMIENTO DE LA MOVILIDAD DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS DE ANTEBRAZO HUMANO IZQUIERDO”

Autores: Álvarez Caiza Luis Eduardo

Betún Remache Edwin Adolfo

RESUMEN

La propuesta tecnológica tiene como objetivo diseñar e implementar un sistema de control electrónico a través de un micro controlador con señales mioeléctricas para el mejoramiento de la movilidad de una prótesis de antebrazo humano izquierdo. En el Ecuador en el año 2018 aproximadamente el 7.30% de la población tienen discapacidad de las cuales 212.776 presentan discapacidad física, en este grupo se consideran personas que han perdido una o sus dos extremidades superiores, muchas de ellas son de bajos recursos económicos para quienes conseguir una prótesis de control electrónico estable con un grado considerable de funcionalidad, les resulta muy costoso debido a que estas prótesis en el exterior superan las decenas de miles de dólares; razón por la cual esta propuesta tecnológica busca ayudar a personas de bajos recursos económicos a que tengan una prótesis electrónica de antebrazo izquierdo para realizar actividades básicas de la vida cotidiana permitiéndoles insertarse de una manera más inclusiva a la sociedad. Para la captación de las señales mioeléctricas se utilizó el sensor gForce 100 ARMBAND, ya que tiene la ventaja de contar con electrodos secos no invasivos de larga vida útil, se utilizaron los métodos: científico, cuantitativo y experimental, mientras que en las variables mecánicas se determinó los grados de libertad, análisis de fuerza y presión a través de Inventor junto a las leyes de Newton, así como también para el control electrónico se realizó la programación en la tarjeta Arduino Nano la que recibe los datos seriales del sensor gForce para control de los micro servos para la generación de movimientos de falanges y muñeca de la prótesis. Como resultado se obtuvo una prótesis de miembro superior con 8 grados de libertad, compuesta por 2 grados en cada dedo (pulgares, índice y anular) además se realizó un aporte con el diseño de un mecanismo para realizar el movimiento de flexión – extensión de la muñeca con 2 grados de libertad y para la generación de los movimientos se utilizó micros servo lineales, también se determinó que la prótesis puede realizar los siguientes agarres: esférico, fuerza, punta, gancho y precisión. La construcción de la misma se realizó mediante impresión 3D cuya ventaja es que únicamente se utiliza el material necesario para dar forma a modelos tridimensionales complejos, además de optimizar el tiempo de construcción.

Palabras clave: control, micro controlador, mioeléctricas, antebrazo, prótesis, grados de libertad, agarres, impresión 3D

TECHNICAL UNIVERSITY OF COTOPAXI
FACULTY OF ENGINEERING SCIENCES AND APPLIED

TITLE: “DESIGN AND IMPLEMENTATION OF AN ELECTRONIC CONTROL SYSTEM THROUGH A MICRO CONTROLLER WITH MIOELECTRIC SIGNALS FOR THE IMPROVEMENT OF THE MOBILITY OF A LEFT HUMAN ANTIBRATION PROTOTYPE”

Authors: Álvarez Caiza Luis Eduardo
Betún Remache Edwin Adolfo

ABSTRACT

The technological proposal aims to design and implement an electronic control system through a microcontroller with myoelectric signals to improve the mobility of a left human forearm prosthesis. In Ecuador in 2018, approximately 7.30% of the population have disabilities of which 212,776 have physical disabilities, in this group they are considered people who have lost one or both upper limbs, many of them are of low economic resources for those to achieve a stable electronic control prosthesis with a considerable degree of functionality, they find it very expensive because these prostheses abroad exceed tens of thousands of dollars; This is why this technological proposal seeks to help people with low economic resources to have an electronic prosthesis of the left forearm to perform basic activities of daily life, allowing them to be inserted in a more inclusive way to society. The gForce 100 ARMBAND sensor was used to capture myoelectric signals, since it has the advantage of having non-invasive dry electrodes with a long service life, the methods were used: scientific, quantitative and experimental, while mechanical variables were used. determined the degrees of freedom, force and pressure analysis through Inventor together with Newton's laws, as well as for the electronic control the programming was carried out on the Arduino Nano card which receives the serial data of the gForce sensor for control of the micro servos for the generation of phalange and wrist movements of the prosthesis. As a result, an upper limb prosthesis was obtained with 8 degrees of freedom, composed of 2 degrees on each finger (thumb, index and ring finger). In addition, a contribution was made with the design of a mechanism to perform the flexion-extension movement of the wrist with 2 degrees of freedom and for the generation of movements linear servo micros were used, it was also determined that the prosthesis can perform the following grips: spherical, strength, tip, hook and precision. Its construction was carried out by 3D printing whose advantage is that only the necessary material is used to shape complex three-dimensional models, in addition to optimizing the construction time.

Keywords: control, micro controller, myoelectric, forearm, prosthesis, degrees of freedom, grips, 3D printing



AVAL DE TRADUCCIÓN

En calidad de Docente del Idioma Inglés del Centro de Idiomas de la Universidad Técnica de Cotopaxi; en forma legal **CERTIFICO** que: La traducción del resumen de la propuesta tecnológica al Idioma Inglés presentado por los señores: Álvarez Caiza Luis Eduardo y Betún Remache Edwin Adolfo, Egresados de la Carrera de Ingeniería en Electromecánica de la **FACULTAD DE CIENCIAS DE LA INGENIERÍA Y APLICADAS**, cuyo título versa **“DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE CONTROL ELECTRÓNICO A TRAVÉS DE UN MICRO CONTROLADOR CON SEÑALES MIOELÉCTRICAS PARA EL MEJORAMIENTO DE LA MOVILIDAD DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS DE ANTEBRAZO HUMANO IZQUIERDO”**, lo realizaron bajo mi supervisión y cumple con una correcta estructura gramatical del Idioma.

Es todo cuanto puedo certificar en honor a la verdad y autorizo a los peticionarios hacer uso del presente certificado de la manera ética que estimaren conveniente.

Latacunga, Julio 2019

Atentamente,


.....
Lcdo. Andrade Moran José Ignacio
DOCENTE CENTRO DE IDIOMAS
C.I: 050310104-0



INTRODUCCIÓN

A nivel mundial se desarrolló la prótesis Be bionic 3 catalogada como la mejor a nivel global por sus diferentes prestaciones que posee, esta a su vez ayuda a sus pacientes a que vivan su vida con total normalidad e inclusive permite insertarse en el mundo laboral.

A nivel del continente el país que ha tenido mayores avances en el desarrollo de prótesis controladas con señales mioeléctricas es América del Norte, dichas prótesis responden a las señales que son captadas del miembro superior, así han conseguido aumentar el número de agarres y movimientos de la mano, junto a ello han tenido avances significativos adicionales en los modos de control manual, capacidad de batería, material de construcción, mostrando un alto nivel de funcionalidad.

En Ecuador se ha ido desarrollando varios prototipos de prótesis en diferentes Universidades con capacidad de realizar agarres básicos que son controlados con los gestos predefinidos, en este caso por el sensor MYO de la empresa canadiense Thalmic Labs (actualmente cerrada) y también se ha desarrollado mecanismos para realizar el movimiento de pronación – supinación de la muñeca, dejando de lado el movimiento de flexión – extensión, siendo dicho movimiento importante en la vida diaria de una persona.

En la presente propuesta tecnológica, se realizó una prótesis de miembro superior con 8 grados de libertad, compuesta por 2 grados en cada dedo (pulgar, índice y anular) además se realizó un aporte con el diseño de un mecanismo para realizar el movimiento de flexión – extensión de la muñeca con 2 grados de libertad, con el proyecto se pretende ayudar a las personas que han perdido una parte de su miembro superior izquierdo debido a que les resulta muy costoso adquirir una prótesis en el exterior ya que superan las decenas de miles de dólares, así, lograr ayudar a realizar actividades básicas de la vida cotidiana permitiéndoles insertarse de una manera más inclusiva a la sociedad.

La propuesta tecnológica está estructurada en 8 ítems, el cual esta distribuidos de la siguiente manera:

En el Ítem 1 se presenta: Ponentes, tema aprobado, directora de la propuesta tecnológica, lugar de ejecución, tiempo de duración, líneas y sublíneas de investigación de la Universidad Técnica de Cotopaxi y la carrera de Ingeniería en Electromecánica, entre otros.

En el Ítem 2 se presenta: Tipo de alcance, área del conocimiento, objeto y campo de acción, situación problemática y problema, hipótesis, objetivos, descripción de las actividades y tareas por objetivos y matriz de operacionalización de variables.

En el Ítem 3 se presenta: Antecedentes, características anatómicas del miembro superior, amputación, prótesis de antebrazo mioeléctrico, señal EMG, sistema de control electrónico, diseño a través de software CAD, impresión 3D, definición de socket, entre otros.

En el Ítem 4 se presenta: Tipo de investigación, métodos, técnicas, instrumentos, diseño en detalle de la estructura, diseño experimental, programación, adquisición de señal EMG, selección de elementos constitutivos, pruebas de movimiento, entre otros.

En el Ítem 5 se presenta: Instrucciones de funcionamiento, pruebas de cada uno de los agarres de la prótesis, entre otros.

En el Ítem 6 se presenta: Presupuesto y Análisis de impactos.

En el Ítem 7 se presenta: Conclusiones y Recomendaciones.

En el Ítem 8 se presenta: Referencias bibliográficas

1. INFORMACIÓN BÁSICA

Propuesto por:

Álvarez Caiza Luis Eduardo

Betún Remache Edwin Adolfo

Tema aprobado:

Diseño e Implementación de un sistema de control electrónico a través de un micro controlador con señales mioeléctricas para el mejoramiento de la movilidad de una prótesis de antebrazo humano izquierdo.

Carrera:

Ingeniería en Electromecánica

Director de la propuesta tecnológica:

Ing. Paulina Freire MsC.

Asesor: Ing. Ángel Hidalgo MsC.

Equipo de trabajo:

Tutora

Nombres	Verónica Paulina
Apellidos	Freire Andrade
Cédula de Identidad	0502056229
Email	verónica.freire@utc.edu.ec

Asesor:

Nombres	Ángel Guillermo
Apellidos	Hidalgo Oñate
Cédula de Identidad	0503257404

Email angel.hidalgo@utc.edu.ec

Ponente 1:

Nombres Luis Eduardo

Apellidos Álvarez Caiza

Cédula de Identidad 1723716914

Email luis.alvarez4@utc.edu.ec

Ponente 2:

Nombres Edwin Adolfo

Apellidos Betún Remache

Cédula de Identidad 0605144922

Email edwin.betun2@utc.edu.ec

Lugar de ejecución:

Región Sierra, Provincia de Pichincha, Cantón Quito, Barrio Chillogallo.

Tiempo de duración de la propuesta:

10 meses.

Fecha de entrega:

Julio del 2019

Línea(s) y sublíneas de investigación a las que se asocia la propuesta tecnológica:

Línea de Investigación de la Universidad: Línea 4 de Procesos Industriales

Línea de Investigación de la Carrera: Automatización y Control de Procesos Industriales

Tipo de propuesta tecnológica:

El tipo de propuesta tecnológica corresponde al desarrollo de un prototipo que se lo diseñó e implementó con el uso de nuevas tecnologías y que corresponde al diseño e implementación de un sistema de control electrónico a través de un micro controlador con señales mioeléctricas para el mejoramiento de la movilidad de una prótesis de antebrazo humano izquierdo.

2. DISEÑO INVESTIGATIVO DE LA PROPUESTA TECNOLÓGICA

2.1. Título de la propuesta tecnológica

Diseño e implementación de un sistema de control electrónico a través de un micro controlador con señales mioeléctricas para el mejoramiento de la movilidad de una prótesis de antebrazo humano izquierdo.

2.2. Tipo de Alcance

Desarrollo: Consiste en mejorar el diseño de prótesis existentes dentro del mercado para el antebrazo izquierdo, para conseguir dicho propósito ha sido necesario realizar el estudio de mecanismos, para luego realizar el diseño a través de un software CAD, logrando también que a través del uso de la electrónica sea posible aprovechar las señales mioeléctricas del brazo para lograr un control estable.

2.3. Área del conocimiento

Según la Clasificación Internacional Normalizada de la Educación CINE establece:

Área: Ingeniería, Industria y Construcción

Sub Área: 52 de Ingeniería y profesiones afines

Sub área específica del conocimiento: mecánica, electricidad y electrónica

Además, según la Clasificación Internacional Normalizada de la Educación CINE corresponde

Área: Salud y servicios sociales

Sub Área: 72 de Medicina.

Sub área específica del conocimiento: Medicina: Anatomía – Servicios médicos: prótesis

2.4 Sinopsis de la propuesta tecnológica

En la actualidad en el mercado extranjero existen prótesis con un control excelente que sobrepasan los \$ 25.000, en el Ecuador existen muchas personas quienes por algún tipo de accidente, mal formación genética o amputaciones no cuentan con su extremidad superior izquierda y por su alto costo de prótesis extranjeras no pueden acceder a ellas, en tal sentido se ha visto en la necesidad de desarrollar un prototipo de prótesis en la cual sea accesible para todas las personas que sufren de la ausencia de dicha extremidad.

Se propone el desarrollo de un prototipo de prótesis capaz de realizar diferentes tipos de agarres que son utilizados por las personas en su día a día, además de que dicha prótesis sea muy similar

a la de un antebrazo humano izquierdo, para su funcionamiento es necesario hacer el uso de la electrónica, algoritmos de programación, sensores en los cuales se encargan de captar, procesar, filtrar y amplificar dichas señales, sabiendo que una señal mioeléctrica es generada por la interacción química en el cuerpo, dicha señal es pequeña , va en el rango de μV - mV , para lograr captar se emplea electrodos que entran en contacto con la piel en la cual permite registrar la señal EMG (Electromiografía), una vez realizado todo el proceso es necesario crear el algoritmo quien se encargará de controlar el movimiento a los micros servos lineales y su funcionalidad de acuerdo al requerimiento de la persona.

El proyecto se desarrolla para una persona en específico ya que es aquella que no cuenta con su antebrazo izquierdo, su nombre es Rudy Gabriele Caiza Alfaro, C.I: 1756306757, domiciliado en la provincia de Pichincha cantón Quito, y su desarrollo e implementación se realiza en el año 2019.

2.5 Objeto de estudio y campo de acción

2.5.1. Objeto de estudio

Desarrollo de un prototipo de prótesis de miembro superior con un sistema de control electrónico

2.5.2. Campo de acción

Diseño de una prótesis de antebrazo izquierdo controlado con señales mioeléctricas

2.6. Situación Problémica y Problema

2.6.1. Situación Problémica:

En la actualidad las prótesis presentan limitaciones al momento de realizar diferentes tipos de agarres, esto debido a que son diseñados en su mayoría por estética de la persona, dichas prótesis únicamente son mecánicas, estas carecen de elementos electrónicos que ayuden a mejorar la funcionalidad de la misma, además los sistemas de control existentes en los antebrazos robóticos no son lo suficientemente estables, dificultando que desempeñen una buena funcionalidad.

La situación principal para el objeto de estudio corresponde a la falta de estabilidad en el sistema electrónico principal de control y mejorar el diseño de la prótesis aumentando su funcionalidad del antebrazo izquierdo.

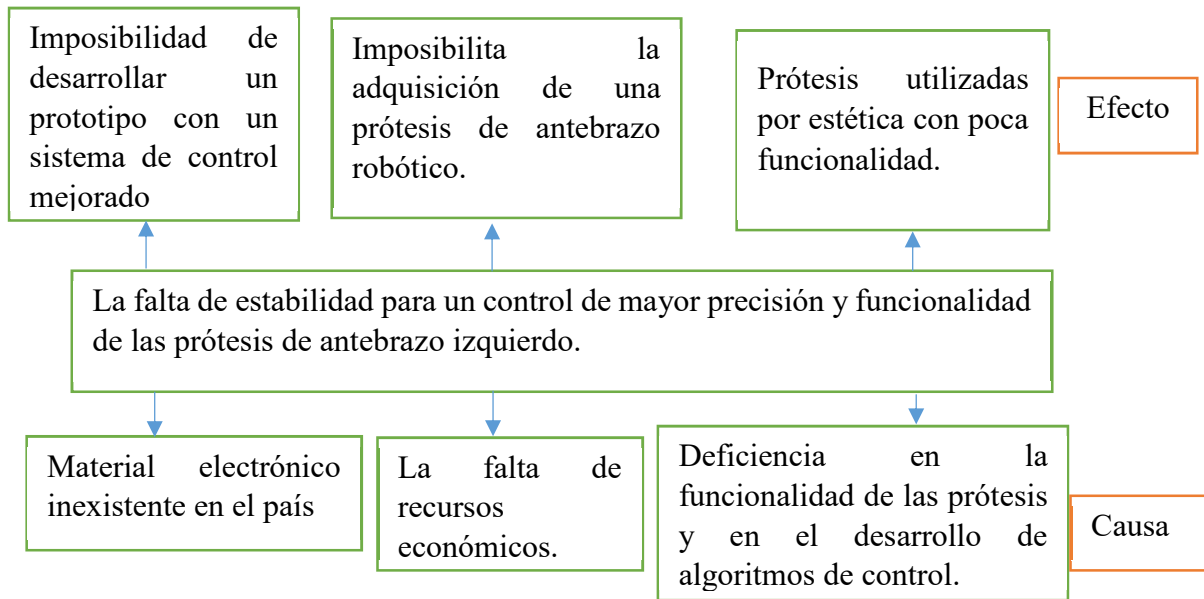


Figura 2. 1 Matriz Causa – Efecto

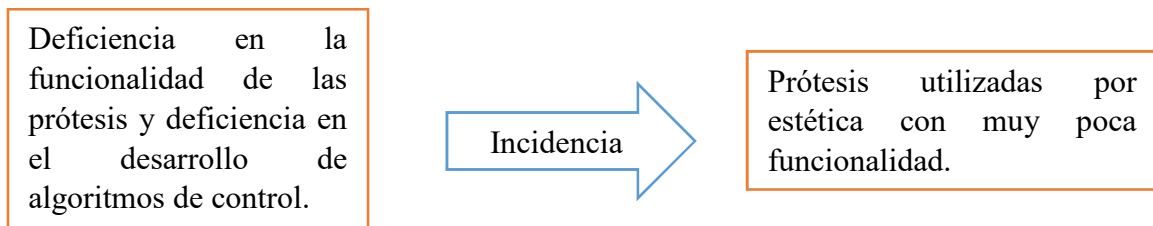


Figura 2. 2 Causa y Efecto principal

2.6.2. Problema

En la actualidad en el mercado extranjero existen prótesis con un control estable que sobrepasan los \$ 25.000, en el Ecuador existen muchas personas quienes, por algún tipo de accidente, mal formación genética o amputaciones no cuentan con su extremidad superior izquierda y por su alto costo de dichas prótesis no pueden acceder a ellas, en el país en los últimos años se ha ido desarrollando varios prototipos de prótesis en diferentes Universidades con capacidad de realizar agarres básicos que son controlados con los gestos predefinidos, en este caso por el sensor MYO de la empresa canadiense Thalmic Labs (actualmente cerrada) y también se ha desarrollado mecanismos para realizar el movimiento de pronación – supinación de la muñeca, dejando de lado el movimiento de flexión – extensión, siendo dicho movimiento importante en la vida diaria de una persona.

Esta propuesta tecnológica se ha visto en la necesidad de desarrollar un prototipo de prótesis de antebrazo izquierdo en el cual sea accesible para todas las personas que sufren de la ausencia de dicha extremidad, ayudando a realizar diferentes tipos de agarre incluido también el

movimiento de flexión - extensión de la muñeca ya que es muy necesario en la vida cotidiana, además de aquello se mejora la estabilidad del sistema de control que en conjunto brinda una funcionalidad eficaz.

“La falta de estabilidad para un sistema de control de mayor precisión en el prototipo de prótesis de antebrazo izquierdo mejorará la movilidad aplicado a una persona con discapacidad en la ciudad de Quito en el año 2019”

2.7. Hipótesis o formulación de pregunta científica

¿El diseño y la implementación de un sistema de control electrónico a través de un micro controlador con señales mioeléctricas permitirá el mejoramiento de la movilidad de una prótesis de antebrazo humano izquierdo?

2.8. Objetivo(s)

2.8.1. Objetivo general

Diseñar e implementar un sistema de control electrónico a través de un micro controlador con señales mioeléctricas para el mejoramiento de la movilidad de una prótesis de antebrazo humano izquierdo, en la ciudad de Quito.

2.8.2. Objetivos específicos

1. Investigar en diversas fuentes bibliográficas e investigaciones relevantes con respecto a prótesis de antebrazo con sus respectivos algoritmos de control.
2. Analizar las características mecánicas, eléctricas y electrónicas para la elaboración del prototipo de prótesis.
3. Realizar el diseño mecánico del prototipo de prótesis de antebrazo izquierdo en un software CAD.
4. Construir el prototipo de prótesis de antebrazo izquierdo mediante impresión 3D, además de la construcción de la placa de control.
5. Realizar las pruebas en el paciente y corrección de errores.

2.9. Descripción de las actividades y tareas propuestas con los objetivos establecidos

En la Tabla 2.1 se detalla cada una de las actividades y tareas propuestas con sus respectivos objetivos establecidos.

Tabla 2. 1. Descripción de las actividades y tareas propuestas con los objetivos establecidos

N	Objetivos	Tareas
1	Investigar en diversas fuentes bibliográficas e investigaciones relevantes con respecto a prótesis de antebrazo con sus respectivos algoritmos de control.	<ul style="list-style-type: none"> ● Revisar textos impresos y digitales sobre el uso de señales mioeléctricas para el control de prótesis a nivel mundial, continental y en el Ecuador. ● Revisar los diferentes proyectos de diseño mecánico acerca de los prototipos de prótesis de antebrazo.
2	Analizar las características mecánicas, eléctricas y electrónicas para la elaboración del prototipo de prótesis.	<ul style="list-style-type: none"> ● Analizar las características mecánicas del material a utilizar para la construcción de cada eslabón. ● Estudiar la antropometría del miembro superior para su diseño. ● Analizar los diferentes métodos de control y los niveles de voltaje que se encuentran en el brazo.
3	Realizar el diseño mecánico del prototipo de prótesis de antebrazo izquierdo en un software CAD.	<ul style="list-style-type: none"> ● Tomar las medidas del paciente en este caso del brazo derecho para luego tomar como referencia en el diseño de la prótesis en mención. ● Realizar el diseño del prototipo de prótesis a través de un software CAD.
4	Construir el prototipo de prótesis de antebrazo izquierdo mediante impresión 3D, además de la construcción de la placa de control.	<ul style="list-style-type: none"> ● Generar sus respectivos códigos G de cada eslabón que compone el antebrazo izquierdo para su impresión en 3D haciendo uso del material PLA. ● Diseñar la placa con un tamaño compacto.

5	Realizar las pruebas en el paciente y corrección de errores.	<ul style="list-style-type: none"> • Ajustar el soporte al muñón para posteriormente introducir la prótesis. • Colocar el brazaletes en el brazo del paciente. • Comprobar el funcionamiento del sistema de control y la movilidad de la prótesis
---	--	--

2.10 Matriz de operacionalización de variables

Tabla 2. 2. Matriz de operacionalización de variables

VARIABLE INDEPENDIENTE: Diseño e implementación de un sistema de control de la prótesis de antebrazo izquierdo.

Concepto	Categoría	Indicadores	Ítem	Técnicas	Instrumentos
La prótesis de antebrazo es un accesorio que va adaptado al muñón de la persona logrando así realizar actividades con normalidad.	Micro servo lineal	$V_{nominal}$	V	Medición	Voltímetro
		Velocidad de desplazamiento	mm/s	Medición	Calibrador
		Fuerza	N	Medición	Cronómetro
		Corriente de operación	mA	Medición	Báscula
	Microcontrolador	$V_{nominal}$	V	Medición	Voltímetro
		$V_{máx}$			
		V_{min}			
		- Corriente mínima de entrega - Corriente de operación	mA	Medición	Amperímetro
	Sensor gForce 100 ARMBAND	Frecuencia de las señales mioeléctricas	Hz	Simulación	Serial Plotter (IDE de Arduino)

		$V_{nominal}$ V_{max} V_{min}	$\mu V - mV$	Simulación	Serial Plotter (IDE de Arduino)
	Diseño de la prótesis de antebrazo a través de software CAD	Modelado 3D	Adimensionamiento	Modelado por sub división	Inventor
VARIABLE DEPENDIENTE: Movilidad de la prótesis de antebrazo					
Concepto	Categoría	Indicadores	Ítem	Técnicas	Instrumentos
Es la determinación de algunos parámetros eléctricos y mecánicos.	Mano	Angulo máximo y mínimo de las falanges	Ángulo °	Medición	Goniómetro
	Muñeca	Flexión	Ángulo °	Medición	Goniómetro
		Extensión			
	Impresión 3D	Conversión a formato .STL	Adimensionamiento	Selección de formato en el software CAD	PC
Análisis de eslabones a través de elementos finitos	Fuerza	Presión	N	Simulación	Inventor
			MPa		

3. FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

3.1 Antecedentes

A nivel mundial se ha desarrollado varias prótesis robóticas mioeléctricas, tal es el caso del Reino Unido donde ha tenido grandes avances, mostrando un buen nivel de funcionalidad, pero el costo de adquisición es alto. Esta prótesis Be bionic 3 en la actualidad es catalogada como la mejor a nivel global por sus diferentes prestaciones que posee, esta a su vez ayuda a sus pacientes a que vivan su vida con total normalidad además de permitir insertarse en el mundo laboral.

A nivel del continente el país que ha tenido mayores avances en el desarrollo de prótesis controladas con señales mioeléctricas es América del Norte, dichas prótesis responden a las señales que son captadas del miembro superior, así han conseguido aumentar el número de agarres y movimientos de la mano, junto a ello han tenido avances significativos adicionales en los modos de control manual, capacidad de batería, material de construcción, logrando elevar el nivel de funcionalidad.

Dentro del ámbito local en varias Universidades del país se han realizado proyectos de prótesis de antebrazo y mano, se detalla a continuación:

- En la Universidad Politécnica Salesiana sede Cuenca se desarrolló el proyecto denominado “Diseño Construcción e implementación de prótesis biomecánica de mano derecha (segunda fase)”, donde el control por parte del usuario se realiza a través de un sensor óptico, además de un sensor mioeléctrico que ayuda a aumentar la funcionalidad, se agregó también el movimiento giratorio de la muñeca, mejoras estéticas, todas estas en relación al anterior proyecto de la misma Universidad, finalmente se utilizó la impresión 3D para la construcción del proyecto. [1]
- En la Universidad de las Fuerzas Armadas matriz se desarrolló el proyecto denominado “Diseño y Construcción de un prototipo de prótesis mioeléctrica para desarticulación de la muñeca”, donde se realizó el movimiento de pronación y supinación de la muñeca, además de 3 tipos de agarres, se implementó una interfaz mioeléctrica que conjuntamente con un control en lazo abierto que permitió al usuario realizar el movimiento requerido [2], además en la misma Universidad con sede en Latacunga se presentó un proyecto denominado “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”, donde se realizó una prótesis de 7 grados de

libertad, para aquellas personas que hayan tenido una amputación trasradial debajo del codo, cabe señalar que dicha prótesis cuenta con un sistema para el control de la presión de ajuste en los patrones de sujeción implementados, cuya señal EMG empleada es del mismo miembro superior afectado, finalmente la construcción se realizó a través de impresión 3D.[3]

3.2 Características anatómicas del miembro superior

Están compuestas de cuatro segmentos que son: cintura escapular, brazo, antebrazo y la mano, caracterizadas por la movilidad y capacidad para manipular y sujetar objetos, están formadas por 32 huesos y 42 músculos. Además, se analiza la goniometría se encarga de medir los ángulos creados por las intersecciones de los ejes longitudinales de los huesos a nivel de las articulaciones, mismos que ayudan en el diseño de la prótesis permitiendo emular sus ángulos. En la figura 3.1 se observa las componentes del miembro superior.



Figura 3. 1. Partes del miembro superior.

Fuente: [4]

3.2.1 Brazo

Está formado por el húmero, se articula con el cúbito y radio, está conformado por 4 músculos 2 anteriores (Bíceps) permiten la flexión del antebrazo y 2 posteriores (Tríceps) facilita la extensión de la extremidad. [5, p. 37] Se muestra en la Figura 3.2.

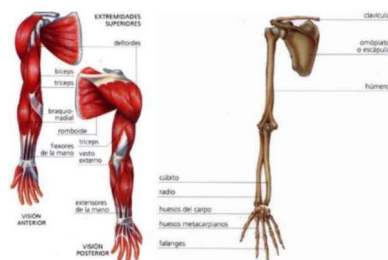


Figura 3. 2. Partes del miembro superior.

Fuente: [5, p. 37]

3.2.1.1 Anatomía muscular

El músculo es un órgano contráctil que determina la forma y el contorno de nuestro cuerpo. Es aquel que cuenta con células capaces de elongarse a lo largo de su eje de contracción de los cuales existen tres tipos de tejido muscular, que a su vez conforman tres tipos de músculos y estos son: tejido muscular cardíaco, tejido muscular liso y tejido muscular esquelético.[6, p. 9]

Por consiguiente, a este último se describe a continuación ya que es de interés para el desarrollo de este proyecto.

Tejido muscular esquelético: Puede describirse como músculo voluntario o estriado. Se denomina voluntario debido a que se contrae de forma voluntaria. Un músculo consta de varias fibras musculares, pequeños haces de fibras están envueltos por el perimisio, y a totalidad del músculo por el permisio. A continuación, en la Figura 3.3 se muestra el tejido muscular esquelético.[6, p. 10]

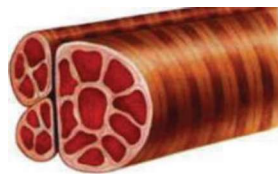


Figura 3. 3. Tejido muscular esquelético.

Fuente: [6, p. 10]

3.2.2 El codo

El codo es la articulación intermedia del miembro superior: al realizar la unión mecánica entre el primer segmento que es el brazo y el segundo segmento que es el antebrazo, orientado en los tres planos del espacio gracias al hombro, además de poder desplazar más o menos lejos del cuerpo su extremidad activa que es la mano. [7, p. 78] Se observa las partes del codo en la Figura 3.4.

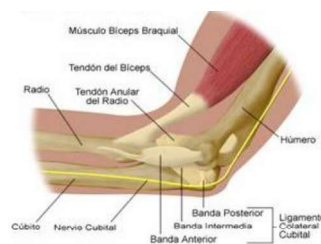


Figura 3. 4. Anatomía del codo

Fuente: [8, p. 1]

3.2.2.1 Amplitud de movimientos del codo

La posición anatómica (Figura 3.4 A) para la medición de amplitudes se define como sigue: el eje del antebrazo se localiza en la prolongación del eje del brazo. La extensión es el movimiento que dirige el antebrazo hacia atrás, la posición anatómica corresponde a la extensión completa (Figura 3.5 A), por definición no existe amplitud, excepto en algunos sujetos que poseen una gran laxitud ligamentosa, como las mujeres y niños que puede alcanzar un hiperextensión hE de 5 a 10° de codo z (Figura 3.5 B). La flexión es el movimiento que dirige el antebrazo hacia delante, de tal forma que la cara anterior del antebrazo contacta con la cara anterior del brazo,

dicha amplitud de flexión activa es de 140-145° (Figura 3.5 C), además se conoce que la amplitud pasiva es de 160°. [7, p. 98]

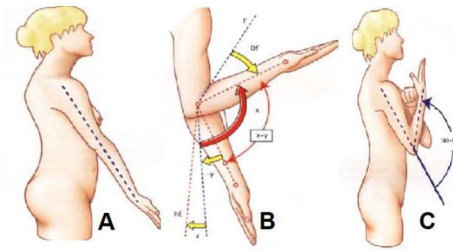


Figura 3. 5. Movimiento de flexión – extensión del codo.

Fuente: [7, p. 99]

3.2.3 Antebrazo

El esqueleto del antebrazo está constituido por dos huesos que son: el cubito y el radio, además se conoce que el antebrazo es una de las cuatro fracciones en que se divide el miembro superior, éste a su vez está limitado por su cara superior con el brazo, lo cual está separado por el codo y por su cara inferior está separado por la mano a través de la articulación de la muñeca. [9, p. 52], Se observa en la Figura 3.6.

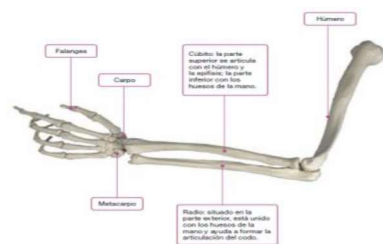


Figura 3. 6. Partes del antebrazo

Fuente: [10, p. 3]

3.2.4 Mano humana

Es un órgano del cuerpo humano que está formado por más de 4 músculos (flexores, extensores); 27 huesos en total, distribuidos en falanges, metacarpianos y carpianos (14, 5 y 8 respectivamente). Además, cuenta con cinco dedos que trabajan en conjunto los cuatro dedos (índice, medio, anular y meñique) llamados también “dedos largos” en relación al dedo pulgar que trabaja de manera independiente. [11, p. 12] En la Figura 3.7 se muestra los huesos de la mano.



Figura 3. 7. Los huesos de la mano

Fuente:[12, p. 10]

3.2.4.1 Ángulos de flexión y extensión de las falanges

Las funciones más importantes que tiene la mano son presión palmar y presión de pinza, a continuación, se detalla los ángulos de flexión como extensión de las falanges.

Falanges: Se indica que cada mano tiene catorce falanges, en el cual el pulgar posee dos falanges y los dedos índices, medio, anular y meñique posee 3 falanges respectivamente, las articulaciones interfalángicas son auténticas articulaciones de bisagra que permite realizar tanto la flexión como extensión de cada dedo.

La flexión constituye la mayor parte del movimiento de las articulaciones de los dedos, se observa en la Figura 3.8.

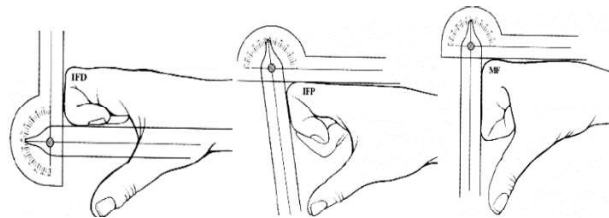


Figura 3. 8. Movimientos MF, IFP, IFD

Fuente: [5, p. 129]

Es importante conocer que los dedos presentan 3 principales articulaciones, a continuación, se detalla en la Tabla 3.1.

Tabla 3. 1. Articulaciones principales del dedo

Articulación	Definición	
Articulación metacarpofalángica (MF)	Es aquella que une la falange metacarpiana y la proximal de un dedo o pulgar.	
Articulación interfalángica proximal (IFP)	Está localizada entre las falanges medial y proximal del dedo.	
Articulación interfalángica distal (IFD)	Se encuentra ubicada entre las falanges medial y distal del dedo.	

Fuente: [5, p. 17]

A continuación, en la Tabla 3.2 se muestra los ángulos de flexión - extensión de cada uno de los dedos.

Es importante saber que (a) Extensión medida con los dedos en extensión plena y (b) Flexión medida tras cerrar el puño, para tomar dichos datos se usa el goniómetro.

Tabla 3. 2. Movimiento activo de los dedos

		Índice	Corazón	Anular	Meñique
MF	Extensión (a)	22°	18°	23°	19°
	Flexión (b)	86°	91°	99°	105°
IFP	Extensión (a)	7°	7°	6°	9°
	Flexión (b)	102°	105°	108°	106°
IFD	Extensión (a)	8°	8°	8°	8°
	Flexión (b)	72°	71°	63°	65°

Fuente: [5, p. 130]

3.2.4.2 Movimientos del pulgar

Los movimientos que realiza el dedo pulgar se los muestra en la Tabla II.3. y son los siguientes:

3.2.4.3 Tipos de agarre de la mano

Para poder realizar diferentes actividades diarias es necesario conocer los agarres básicos de una mano humana, de ahí surge la necesidad que la prótesis debe replicar a dichos movimientos y se muestra en la Tabla II.4.

3.2.4.4 Ángulo de flexión y extensión de la muñeca

La Flexión o Flexión Palmar de la muñeca es de 90°, aunque sólo utilizemos un rango de movimiento 10° a 15° para las actividades de la vida diaria. El rango de flexión de la muñeca se reducirá cuando se asocia a una posición de flexión previa de los dedos de la mano. [14, p. 75] Se observa en la Figura 3.9.

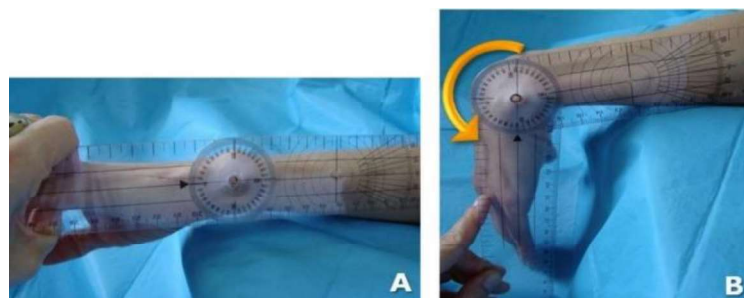


Figura 3. 9. Flexión de la muñeca: (A) Posición de partida y (B) Posición final

Fuente: [14, p. 76]

La Extensión o Flexión Dorsal de la muñeca es de 80°, a pesar de que en las actividades de la vida diaria sólo se utiliza una amplitud de movimiento de 35°. Además, el rango de extensión de la muñeca se reducirá cuando esta se asocia a una posición de extensión previa de los dedos de la mano.[14, p. 76] Se observa en la Figura 3.10.

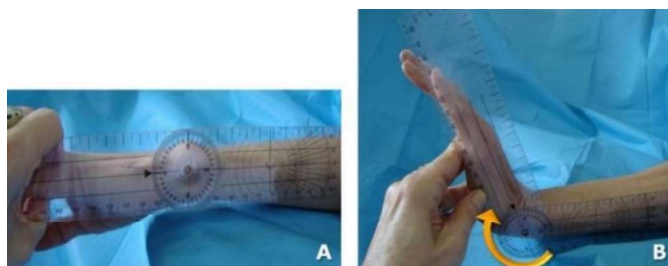


Figura 3. 10. Extensión de la muñeca: (A) Posición de partida y (B) Posición final

Fuente: [14, p. 76]

Para determinar la amplitud de los movimientos aducción – abducción se mide a partir de la posición anatómica Figura 3.11 el eje de la mano, representado por el tercer metacarpiano y el tercer dedo, se localiza en la prolongación del eje del antebrazo. La amplitud del movimiento de abducción o inclinación radial Figura 3.11A no sobrepasa los 15° , en cambio la amplitud de aducción o inclinación cubital Figura 3.11C es de 45° , es decir cuando se mide el ángulo en la línea que une el centro de la muñeca con la porción distal del tercer dedo (línea azul a trazos).[7, p. 50]

Por consiguiente, esta amplitud difiere según se considere el eje de la mano: en cuyo caso es de 30° ; o el eje del dedo corazón: en cuyo caso es de 55° . Esto se debe a que la aducción de la mano se asocia con la aducción de los dedos.

En la práctica se puede considerar la amplitud de la aducción de 45° , en tal sentido se debe recalcar varios hechos:

- ✓ La aducción o inclinación cubital es de dos a tres veces mayor que la inclinación radial
- ✓ La aducción o inclinación cubital es mayor en supinación que en pronación (Sterling Bunnell), donde no sobrepasa los 10° ;

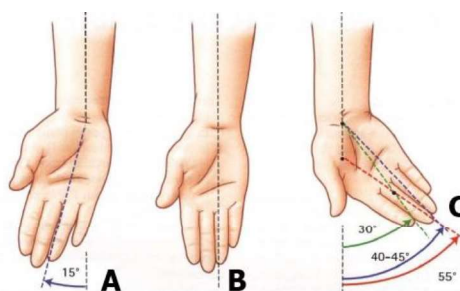


Figura 3. 11. Movimiento de aducción y abducción

Fuente: [7, p. 151]

3.3 Análisis del mecanismo de Toronto

El análisis del mecanismo de Toronto nos ayuda a mantener el movimiento natural de los dedos, dicho mecanismo brinda la posibilidad de tener 2 falanges articuladas de la manera más sencilla, elimina el empleo de actuadores para dar movimiento a las articulaciones y es fácil de manufacturar, el mecanismo consta de 4 eslabones, estos eslabones se pueden dividir en 2

mecanismos de 3 barras, el primero de ellos es un mecanismo manivela-corredera. La corredera permite realizar la flexión de la falange proximal y como ésta encuentra articulada a su vez con la falange medial y distal se hace inherente la flexión del dedo al moverse la corredera.

Para aplicar el mecanismo de Toronto en el diseño del prototipo, es necesario utilizar las ecuaciones de Freudenstein para los 2 mecanismos que se han mencionado anteriormente, dichas ecuaciones obtenidas para cada uno de los eslabones y con las medidas antropométricas de las falanges proximal, medial y distal, se pueden obtener las dimensiones de los eslabones faltantes que componen el mecanismo. Esto permite obtener los eslabones para cualquier tamaño de dedo, lo que permite que este diseño se ajuste a casi cualquier tamaño de mano, se puede observar en la Figura 3.12. [15, p. 2]

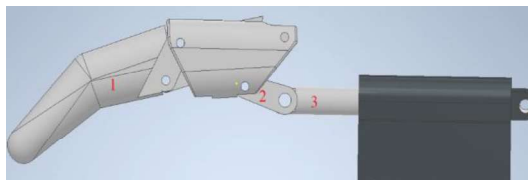


Figura 3. 12. Número de barras

Fuente: [15, p. 2]

3.4 Amputación del antebrazo

Se considera como amputación al procedimiento mediante el cual se suprime una parte del cuerpo, de un miembro o parte de él a través de uno o más huesos, se debe distinguir del término desarticulación, ya que también está relacionado al concepto aplicado a defectos congénitos en las extremidades superiores. En la actualidad por diferentes causas las personas pueden ser amputadas su extremidad superior entre ellas están los problemas crónicos, como diabetes y enfermedad cardiovascular.

Además, otra de las causas de amputación se debe a accidentes laborales, en este caso tiene mayor incidencia en hombres jóvenes o adultos de 50 años, por otra parte, la mayor parte de amputaciones debido a tumores malignos sin metástasis corresponden a adolescentes.[16, p. 175]

La pérdida de un antebrazo es un suceso traumático que conlleva a secuelas psicológicas tales como la disminución en la autoestima de la persona, a esconder su parte afectada, porque no quiere sufrir de ningún tipo discriminación de los demás, en vista de dicha deficiencia en el cuerpo altera la imagen, es por ello que tendrá una pérdida de la locomoción, generando cambios en sus hábitos tales como la escritura, tocar un instrumento musical, el dibujo, la

cocina, prácticas de deportes del agrado del paciente, etc.[17, p. 16] En la Figura 3.13. se muestra los niveles de amputación del miembro superior.

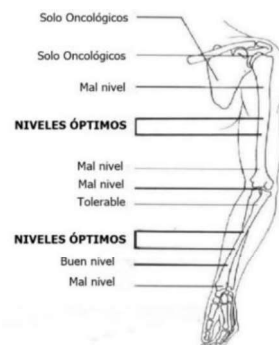


Figura 3. 13. Niveles de amputación de la extremidad superior

Fuente: [18]

3.4.1 Sustitución del antebrazo

El antebrazo es el elemento que sirve de soporte para la mano, además está acoplado al codo y brazo respectivamente y en conjunto permite realizar diferentes movimientos que la persona desea, aquellas personas que disponen de un elemento protésico están en la capacidad de realizar varias funciones entre algunas de ellas están:

- ✓ Realizar diferentes tipos de agarre de acuerdo a la necesidad
- ✓ Realizar señales que permita la comunicación
- ✓ Realizar tareas de aseo personal y alimentación

Para el proceso de sustitución del antebrazo (Figura 3.14) en caso de amputación es necesario que la herida se encuentre muy bien cicatrizado, luego de eso se procede a realizar una evaluación para después colocar la prótesis de miembro superior, se considera importante que al principio se coloca una prótesis preparatoria o provisional, posterior a ello se coloca la prótesis definitiva.[19]



Figura 3. 14. Sustitución del antebrazo

Fuente: [20]

3.5 Prótesis de antebrazo mioeléctrico

Las Prótesis mioeléctricas (Figura 3.15) son aquellos sistemas eléctricos que están controlados por señales electromiográficas, en la actualidad es el tipo de miembro artificial que presenta mayor grado de rehabilitación en los pacientes. El uso de sensores llamados electrodos que

entran en contacto con la superficie de la piel permite registrar la señal EMG. Esta señal se amplifica y se procesa por un controlador que conmuta los motores encendiéndolos y apagándolos en la mano, la muñeca o el codo para producir movimiento y funcionalidad.

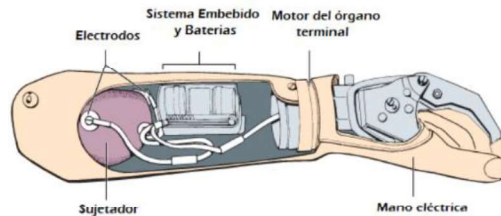


Figura 3. 15. Composición de una prótesis mioeléctrica
Fuente: [14, p. 76]

Para entender el funcionamiento de las prótesis mioeléctricas se detalla en la Figura 3.16, donde las señales emitidas por los músculos del brazo son quienes generan el movimiento de los actuadores, logrando así la ejecución del agarre que previamente se programó, con autonomía ya que es un sistema de control por retroalimentación.

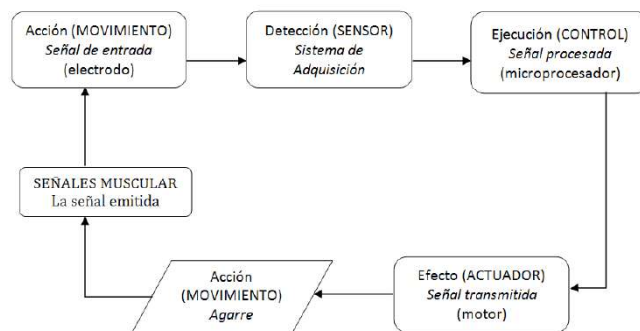


Figura 3. 16. Funcionamiento de una prótesis mioeléctrica
Fuente: [11, p. 29]

3.5.1 Prótesis de mano Bebionic 3®

La prótesis Bebionic 3 (Figura 3.17) cuenta con 14 patrones de agarre y posiciones de mano, la mano artificial bebionic se ha diseñado para llevar a cabo prácticamente cualquier actividad de un día cualquiera: desde comer y llevar bolsas hasta abrir puertas, encender y apagar luces o teclear, además se puede configurar y adaptar al usuario inalámbricamente. [21]



Figura 3. 17. Composición de una prótesis mioeléctrica
Fuente: [21]

3.5.2 Prótesis I limb Quantum®

La prótesis I limb Quantum® (Figura 3.18), cuentan con la con tecnología i-mo™ patentada, en la actualidad es la única prótesis de miembro superior que puede cambiar los modos de agarre con un solo gesto, este último permite un agarre automatizado que se activa moviendo la i limb quantum en una de las cuatro direcciones. Entre algunas de las prestaciones está en que los 5 dedos con articulación independiente y capacidad de parada individual, ya que cuenta con servomotores en cada dedo, cuenta con rotación electrónica para el pulgar y cambia automáticamente entre los patrones de agarre lateral y de oposición, tiene la función vari-grip™ para mayor fuerza de agarre, la función auto-grasp™ para evitar que los objetos se resbalen, incrementa hasta el 30% de su velocidad cuando sea necesario, puede realizar hasta 36 patrones de agarre pre programados. [22]



Figura 3. 18. Prótesis mioeléctrica I limb Quantum®

Fuente: [23, p. 1]

3.5.3 Prótesis de mano Michelangelo

La prótesis Michelangelo (Figura 3.19) tiene la capacidad de realizar numerosas opciones de agarre, dispone de siete posturas de mano diferente y permite cocinar, leer un libro o escribir con un teclado, la unidad de muñeca mecánica AxonWrist puede flexionar, extender y rotar hacia adentro y hacia afuera, imita el movimiento de una muñeca natural relajada. El control se basa en el sistema Axon-Bus (AXON es el acrónimo de Adaptive eXchange of Neuroplacement data), la ventaja radica en ser un sistema de transmisión de datos cerrado, todos los componentes están optimizados para funcionar entre sí, además la prótesis no sufre pérdidas de velocidad y funcionalidad.[24]



Figura 3. 19. Prótesis de mano Michelangelo

Fuente: [24]

3.5.4 Prótesis de mano MyoFacil

Es una prótesis que está controlada con señales mioeléctricas, pero tiene limitaciones, entre sus habilidades está el modo agarrar y sujetar en donde se pueden retener diversos objetos, se puede aplicar en diferentes actividades de la vida cotidiana y tienen el modo pasivo en donde la decisión es del paciente si desea utilizar su prótesis de forma pasiva en determinadas situaciones.[25, p. 1] Se observa en la Figura 3.20.



Figura 3. 20. Prótesis mioeléctricas de mano MyoFacil

Fuente: [24] [26]

3.5.5 Prótesis de mano mioeléctrica Vincent Evolution 3

La prótesis Vincent Evolution 3 (Figura 3.21) de forma anatómica combina forma y funcionalidad en la mejor calidad con el peso más bajo en esta clase de prótesis, contiene 6 motores que permite que cada dedo y pulgar se muevan independientemente uno del otro, además de contar con 14 agarres en el cual se puede seleccionar cualquiera de ellos que está controlado con un sistema patentado STC (Control de Disparo Único) con una señal de disparo. Otra las cualidades de la prótesis es que cuenta con una aplicación de entrenamiento, donde el usuario puede realizar el aprendizaje sobre el manejo de los tipos de agarre y luego de eso es capaz de funcionar de manera rápida, además de contar con un sentido de tacto artificial garantiza un agarre seguro y antideslizante. [26]



Figura 3. 21. Prótesis de mano mioeléctrica Vincent evolution 3

Fuente: [26]

3.6 Movilidad

Durante el análisis de mecanismos es sustancial conocer el número de grados de libertad del eslabonamiento ya que es el número de entradas independientes requeridas para posicionar con

exactitud todos los eslabones de un mecanismo con respecto a la bancada, además se puede considerar como el número de actuadores necesarios para operar el mecanismo, un mecanismo actuador podría ser el movimiento manual de un eslabón hacia otra posición, la conexión de un motor al eje de un eslabón o el empuje del pistón de un cilindro hidráulico. En contraste, los brazos robóticos suelen tener tres GDL o incluso más.[27, p. 8]

3.7 Señal EMG y su generación

Las señales electromiográficas (EMG) son aquellas que se producen al momento de tensionar o distorsionar un músculo, es decir que es producida por la proteína fibrosa miosina. Para lograr generar la señal eléctrica es necesario contraer el músculo y ésta a su vez genera un voltaje en el rango de micro voltios (μV -mV), se observa en la Figura 3.22, en tal sentido para poder aprovechar dicha señal es necesario realizar un proceso de amplificado.

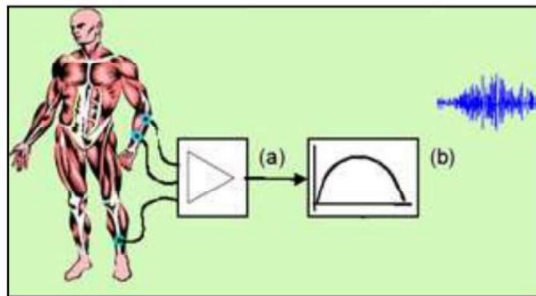


Figura 3. 22. Generación de las señales mioeléctricas

Fuente: [25, p. 1]

Sin embargo la generación de las señales mioeléctricas tiene como base la unidad motora, Figura 3.23 donde se indica la actividad funcional en el músculo, además que está formada por una moto neurona incluido las fibras musculares inervadas en ellas.[28, p. 1]

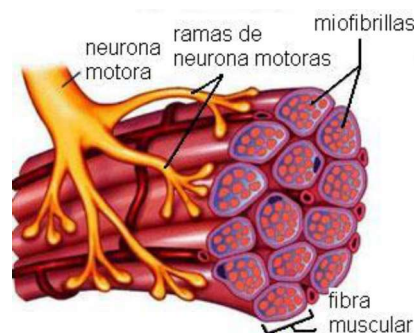


Figura 3. 23. Unidad motora

Fuente: [28, p. 2]

3.7.1 Importancia de una señal EMG

Las señales electromiográficas no están dedicadas únicamente al estudio fisiológico, sino que también están inmersos en otros campos de la salud, se detalla los beneficios en la Tabla II.5. [29, pp. 3-4]

La electromiografía (EMG) es una herramienta valiosa de diagnóstico el cual me permite evaluar problemas provenientes de los músculos o los nervios, para tal proceso se utiliza electrodos de superficie para evaluar la capacidad de las neuronas motoras de transmitir señales eléctricas, la otra manera de evaluar es utilizar electrodos de aguja el cual permite determinar la actividad muscular cuando el musculo está en reposo o contraído.

3.7.2 Consideraciones a tener en cuenta en la señal EMG

Una vez generada la interacción química, se produce la señal eléctrica y entran en acción los electrodos tipo seco, pero a su vez tiende a sufrir afectaciones por diferentes factores externos, alterando los valores de dicha señal de los cuales puede ser:

Cross talk fisiológicos: Los músculos continuos producen señales EMG inesperadamente no deseados, este fenómeno está presente en los registros de superficie, cuando la distancia de los puntos de detección a las fuentes puede ser relevantes y similares para las distintas fuentes. Las interferencias son debidas a las propiedades del volumen de conducción en combinación con las propiedades de las fuentes y es una de las fuentes de error más significantes en la interpretación de las señales electromiográficas (SEMG). Esto se debe a que las señales generadas por el músculo, que se puede considerar activo cuando no lo está. El problema es relevante en los casos en el que tal tiempo de activación de los diferentes músculos es de importancia, tal como en el análisis del movimiento.[6, p. 6] Se muestra en la Figura 3.24 .

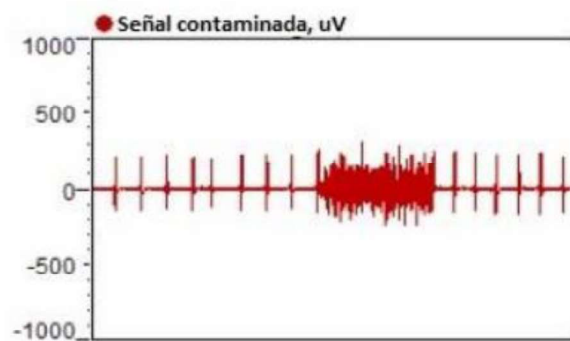


Figura 3. 24. Señal EMG contaminada

Fuente: [29, p. 6]

Características del tejido: El cuerpo humano es un buen conductor de la electricidad, sin embargo, la conductividad eléctrica varía dependiendo del grosor del tejido humano, cambios fisiológicos y la temperatura de la persona. Se observa en la Figura 3.25 donde la opción 1 tiene una capa delgada con buena amplitud y la opción 2 tiene una capa gruesa de grasa y la amplitud es mala. [29, p. 6]

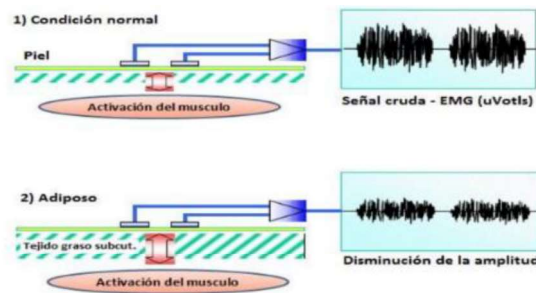


Figura 3. 25. Tipos de piel de la persona

Fuente: [29, p. 6]

Geometría: La señal EMG puede variar dependiendo de la geometría del músculo y posición de los electrodos, es decir si existe variaciones entre ambas partes, la señal EMG medida va a sufrir variaciones, como consecuencia emitirá valores irreales.

Electrodos y amplificadores: Es importante al momento del análisis y selección de los electrodos, amplificadores y demás elementos para su comunicación, en caso que no se tome en consideración la calidad de los mismos tienden a generar señales EMG erróneas.

Ruido externo: Se considera importante tomar precauciones en entornos eléctricos muy ruidosos, como la interferencia de la “power line” (hum), producida por las deficientes conexiones a tierra de diversos dispositivos.[29, p. 7]

3.8 Electrodo y actuadores

Para el proceso de medición de las señales electromiográficas (EMG) se utiliza elementos conductivos o electrodos sobre la superficie de la piel, o de manera invasiva sobre el músculo haciendo el uso de agujas, sin duda la electromiografía de superficie es el método más común de medida, dado que es no invasiva y puede ser realizada con un mínimo de riesgo sobre el paciente.

En la actualidad existen una gran variedad de electrodos de los cuales pueden ser activos o pasivos y húmedos o secos, la diferencia radica en que los activos necesitan de circuitería interna para acoplar mediante alta impedancia la señal admitida antes de ser enviado a la etapa de amplificación, esto hace que las señales registradas por estos sean mucho más resistentes a las interferencias externas que en los pasivos. [6, p. 19]

La diferencia entre electrodos secos y húmedos es que lo húmedos necesitan de una solución de electrolitos que será depositado en la superficie de la piel mientras que los electrodos secos se reemplazan con un circuito de muy alta impedancia, sin embargo, los electrodos secos siempre tienen que ser de tipo activo, para contrarrestar la alta impedancia de la piel.

3.8.1 Sensor gForce 100 ARMBAND

Es un dispositivo de interfaz humana inteligente para el reconocimiento de gestos (Figura 3.26), se encarga de la recepción de las señales mioeléctricas generadas por los músculos del brazo lo cual una vez procesadas las señales, éstas permiten controlar aparatos electrónicos de manera inalámbrica, además calcula los datos de orientación en cuaterniones o ángulos de Euler a partir de su unidad de medida inercial (IMU) integrada de 9 ejes. [30, p. 1]



Figura 3. 26. Componentes del sensor gForce 100 ARMBAND

Fuente: [30, p. 1]

3.8.2 Características del gForce 100 ARMBAND

Todos los módulos que componen el brazalete están unidos entre si gracias a la banda elástica con la que cuenta, esta banda ayuda a que pueda utilizarse con cualquier geometría de antebrazo o brazo, en la Tabla II.6. se detalla cada una de las funciones del sensor.

Los gestos predeterminados son utilizados para distintos modos de operación en la prótesis se detallan a continuación en la Tabla II.7.

3.8.3 Posición del sensor gForce 100 ARMBAND en el brazo

El brazo está ubicado entre el hombro y el codo, está formado por un solo hueso, el húmero, el hueso más largo y voluminoso del miembro superior, es el lugar donde se ubica el sensor en el cual los electrodos hacen contacto con la piel y detecta las señales mioeléctricas provenientes de ciertos músculos como los bíceps y tríceps, entre otros, ver Figura 3.27.

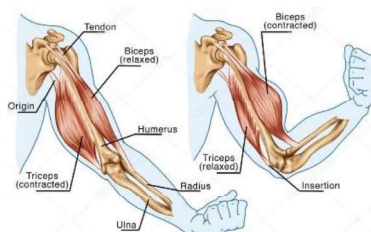


Figura 3. 27. Ubicación del sensor gForce 100 ARMBAND

3.8.4 Micro servo lineal

Un micro servo lineal es un dispositivo del cual se puede conocer o regular la variable de posición con dispositivos de retroalimentación, con el cual se puede conocer en qué posición

se encuentra o hacia donde se está desplazando, así poder regular y llevar al micro servo lineal a la posición deseada, logrando ajustes de precisión aun en los desplazamientos cortos, su funcionamiento se debe a la modulación por ancho de pulso (PWM), cuentan con 3 cables, dos para alimentación Vcc y Gnd y un tercer cable para aplicar un tren de pulsos de control.

Actuadores eléctricos

A través de sistemas mecánicos se transforma los movimientos rotacionales que provienen de motores estándar de corriente continua a movimientos lineales, se ha tomado en cuenta a este tipo de micro servo lineal por el reducido espacio con el que cuenta la palma de la mano el cual aloja a los actuadores. [31, p. 76]

Tiene la ventaja de ser lineal con un tamaño muy reducido y funciona como un reemplazo directo de los servos rotativos estándar, utilizan la misma conexión estándar de alimentación de 3 hilos, tienen la ventaja de ser controlados por diferentes micro controladores.

El micro servo lineal PQ12-R (Figura 3.28) que está diseñado para empujar o contraer una carga mediante el vástago con el que cuenta de 20 mm, la velocidad de desplazamiento está relacionada con la carga que se le aplique, tiene la ventaja que cuando se retira la alimentación, el actuador mantiene la posición en la que se encuentra, sin embargo esto puede cambiar si la carga aplicada exceda la fuerza de retroceso, es importante saber que el bloque repetido del actuador contra una carga fija acortará la vida útil del actuador..[32, p. 1]



Figura 3. 28. Micro servo lineal PQ12-R
Fuente: [32]

3.9 Sistema de control electrónico

3.9.1 Sistema de control en lazo abierto y lazo cerrado

Existen dos formas básicas de sistemas de control, pueden ser en lazo abierto o lazo cerrado, donde un sistema de lazo abierto (Figura 3.29) la entrada se elige con base en la experiencia que se tiene con dichos sistemas para generar el valor de salida requerido, dicha salida no se ve modificada por el cambio en las condiciones de operación externas [33, p. 6], por otra parte un sistema de control de lazo cerrado (Figura 3.30) se tienen una señal de realimentación hacia

la entrada desde la salida, lo cual es útil para modificar la entrada de tal modo que la salida se mantenga constante a pesar de los cambios en las condiciones de operación.

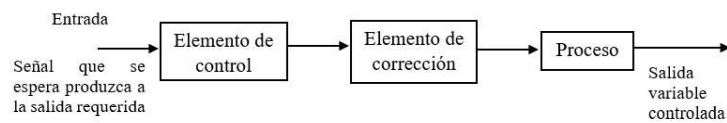


Figura 3. 29. Sistema de control de lazo abierto

Fuente: [33, p. 6]

Una característica de lazo cerrado del sistema de control es la retroalimentación, ya que este es el medio a través del cual una señal relacionada con la variable real obtenida se realimenta para compensarse con la señal de referencia.[33, p. 8]

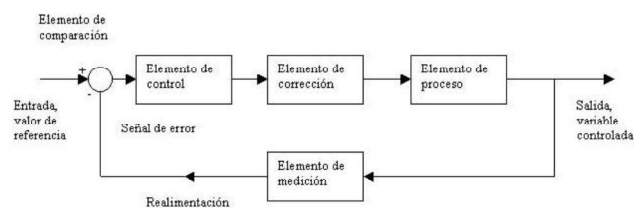


Figura 3. 30. Sistema de control de lazo cerrado o retroalimentación

Fuente: [33, p. 9]

Se dice que se tiene realimentación negativa cuando la señal realimentada se sustrae del valor de referencia, esto es:

$$\text{Señal de error} = \text{Valor de referencia} - \text{Señal de realimentación}$$

Por consiguiente, la realimentación negativa es necesaria para que logre el control y la realimentación positiva se presenta cuando la señal realimentada adiciona al valor de referencia, esto es:[33, p. 9]

$$\text{Señal de error} = \text{Valor de referencia} + \text{Señal de realimentación}$$

3.9.2 Lenguaje C++

El lenguaje C++ es un lenguaje de programación híbrido, que por una parte ha adoptado todas las características de la programación orientada a objetos que no perjudiquen su efectividad y, por otro lado, mejora sustancialmente las capacidades de C. Esto dota a C++ de una potencia, eficacia y flexibilidad que lo convierte en un estándar dentro de los lenguajes de programación orientado a objetos.[34]

3.9.3 Microcontrolador

Un microcontrolador es un circuito integrado digital que puede ser usado para muy diversos propósitos debido a que es programable, está compuesto por una unidad central de proceso (CPU), memorias (ROM y RAM) junto con líneas de entrada y salida para periféricos.

3.9.4 PWM

Las siglas PWM (Pulse Width Modulation – Modulación por Ancho de Pulso), lo que hace este tipo de señal es emitir una señal cuadrada en lugar de una señal continua, dicha señal cuadrada está formada por pulsos de frecuencia constante (aproximadamente de 490 Hz). La esencia del PWM está en variar la duración de estos pulsos, esto permite variar la tensión promedio resultante proporcionalmente, es decir cuánto más cortos sean los pulsos (y, por tanto, más distantes entre sí en el tiempo, ya que su frecuencia es constante), menor será la tensión promedio de salida, en cambio si los pulsos son más largos (más unidos en el tiempo), la tensión de salida será mayor. El caso particular que lo tendremos es cuando la duración del pulso coincidiera con el periodo de la señal, momento en el cual no habría distancia entre pulso y pulso (sería una señal de un valor constante) y la tensión promedio de salida será la máxima posible. La duración del pulso es posible cambiar en cualquier momento mientras la señal se encuentra activa, como consecuencia la tensión promedio ira variando a lo largo del tiempo de forma continua. En la Figura 3.31 se observa las ilustraciones del PWM. [35, p. 92]

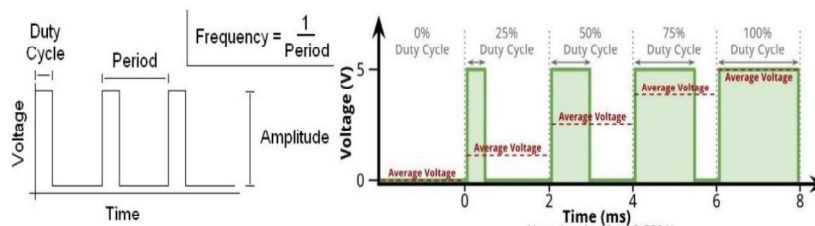


Figura 3. 31. Características de una señal PWM

Fuente: [36, p. 1]

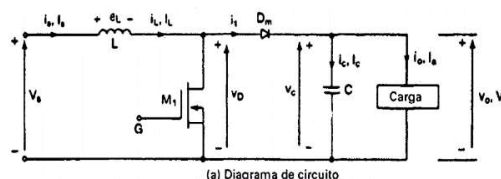
3.9.5 Fuente de Alimentación

Es una fuente de energía capaz de generar la diferencia de potencial necesaria para que fluya la corriente eléctrica por el circuito, de tal forma que se logra hacer funcionar los dispositivos conectados a este. Por consiguiente, es necesario diferenciar entre una pila y batería, esto se debe a la disolución química interna responsable de la generación de la diferencia de potencial entre sus polos, donde se deduce que la pila son acumuladores no recargables y las que existen dentro del mercado son del tipo alcalino, y las baterías que emplea generalmente a elementos electroquímicos semi-reversibles que pueden ser recargados, habitualmente las que se encuentran dentro del mercado están las níquel – cadmio (Ni-Cd) y sobre todo níquel - hidruro metálico (Ni-Mh), sin dejar de lado también están las de ion-litio (Li-Ion) y las de polímero de ion – litio (Li-Po), de estos últimos tipos de batería , las Li-Po son las que tienen una densidad de carga más elevada, es decir que siendo las más ligeras son las que tienen más autonomía, pero su costo de adquisición es alto.[35, pp. 18-19]

Es importante saber que una batería Li-Po marcada como 3.7 V/ 4.2 V, nos indica que inicialmente es capaz de aportar un voltaje máximo de 4.2 V pero rápidamente desciende a 3.7 V, este será un voltaje medio durante la mayor parte de su vida útil, hasta que finalmente baje rápidamente hasta los 3 V y automáticamente deje de funcionar, se considera importante consultar el “datasheet” de la batería que cada fabricante adjunta a la batería, de esa forma se podrá conocer información como la variación de voltaje aportado en función del tiempo de funcionamiento. Otra de las características importantes es la carga eléctrica que esta es capaz de almacenar (capacidad de la batería), dicho valor se mide en amperios-hora (Ah) o miliamperios – hora (mAh), de esta manera nos permite saber aproximadamente cuanta intensidad de corriente puede aportar la batería durante un periodo de tiempo. En este sentido, hay que recordar que mientras el voltaje contribuido por la batería es idealmente constante, la intensidad aportada, en cambio, varía en cada momento según lo haga el consumo eléctrico del circuito al que la conectemos, tomando en cuenta los antecedentes bibliográficos sobre las baterías, para el proyecto de prótesis se optó por una batería del tipo Li-Po, debido a las prestaciones antes mencionadas..[35, pp. 20-21]

3.9.6 Regulador Elevador (Boost)

En un regulador elevador, el voltaje de salida es mayor con referencia al voltaje de entrada, en la Figura 3.32A aparece un regulador elevador que utiliza un mosfet de potencia. La operación del circuito se puede dividir en dos modos en el cual en el primero se empieza cuando se activa el transistor M_1 en $t=0$. La corriente de entrada se eleva, fluye a través del inductor L y del transistor Q_1 , en el segundo modo empieza cuando se desconecta el transistor M_1 en $t= t_1$. La corriente que estaba fluyendo a través del transistor fluirá ahora a través de L , C , la carga y el diodo D_m . La corriente del inductor se abate hasta que se vuelve a activar en el siguiente ciclo en el transmisor M_1 . La energía almacenada en el inductor L es transferida a la carga. Los circuitos equivalentes para estos modos de operación se muestran en la Figura 3.32b. Las formas de onda correspondientes a los voltajes y las corrientes aparecen en la Figura 3.32c, para una corriente de carga continua.[37, p. 320]



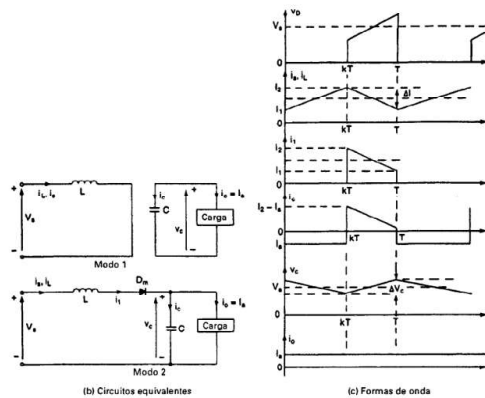


Figura 3. 32. Regulador elevador con iL continua

Fuente: [37, p. 321]

3.9.7 Cargador de batería Power Boost 1000C

El elemento powerboost 1000C (Figura 3.33) es una fuente de alimentación adecuada para cargar la batería de un proyecto portátil, es decir tiene la capacidad de alimentar a la carga y al mismo tiempo suministrar energía a la batería, este módulo DC/DC boost puede estar conectado a una batería de 3.7 V LiIon/LiPo, a su vez tiene una salida de 5,2 V DC. Cuenta con un convertidor elevador TPS61090 de Texas Instruments (TI), tiene características importantes tales como la detección de la batería baja, interruptor interno 2A, conversión síncrona, excelente eficiencia y operación de alta frecuencia de 700 KHz. [38, pp. 3-9] A continuación se detalla algunas de sus ventajas:

- ✓ Cuenta con un indicador LED de batería baja, es decir que se ilumina en rojo cuando el voltaje desciende por debajo de los 3.2V, logrando así optimizar el uso de la batería.
- ✓ Puede utilizar un cargador micro USB con capacidad de hasta 1000 mA a 5V.
- ✓ Pines de conexión intuitivos.
- ✓ Tiene una eficiencia del 90% y el consumo de una baja corriente en reposo: 5 mA cuando está habilitado y el LED de esta encendido, 20 μ A cuando está deshabilitado cuando la alimentación y el LED de batería baja están apagados.

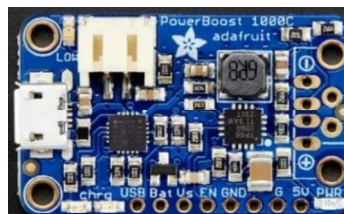


Figura 3. 33. Cargador Powerboost 1000 C

Fuente: [35, p. 3]

3.10 Diseño a través de Software CAD

En la actualidad la utilización de los ordenadores como instrumentos de ayuda en diferentes actividades humanas ha tenido tal importancia que hoy resulta casi inconcebible subsistir en un

mundo tan competitivo sin su uso. Hoy en día el ingeniero requiere tanto de hardware como de software para el desarrollo de productos, dentro del cual se encuentran muchas opciones de paquetes tipo CAD, dentro de los cuales ofrecen versiones especializadas para los diferentes tipos de aplicaciones en ingeniería, que facilitan un soporte muy importante en el área de diseño de detalle, particularmente en lo relacionado con el dibujo de piezas, ensamble de conjuntos, verificación dimensional, cálculo de volumen de materiales, etc.[39, pp. 71-72]

3.10.1 Autodesk Inventor

Se trata de un software tipo suite que integra a tres programas: 3D Autodesk Inventor, AutoCAD Mechanical y Autodesk Vault. El primero de ellos permite evolucionar diseños 2D a un ambiente 3D y facilita la conexión de equipos de diseño con equipos de fabricación, sumando las funcionalidades de análisis por elementos finitos (FEA) de ANSYS que permite la optimización dimensional de piezas. Además, este programa posibilita la integración de normas de diseño y fabricación de manera que los ensambles se realicen adecuadamente. El segundo programa mencionado, está concebido para apoyar al diseño mecánico en 2D, incluye muchas facilidades para generar elementos convencionales mecánicos, tales como levas, engranajes, muelles, entre otros, y permite la realización de análisis de elementos finitos en 2D. El último módulo de esta suite, Autodesk Vault, permite la administración de los datos generados en el diseño.[40]

3.10.1.1 Aplicación de fuerza en análisis de elementos finitos - Inventor

Para la aplicación de fuerza se puede aplicar a un punto, una arista o eje, cara, paralela a la arista o eje y finalmente perpendicular a la cara, para iniciar con dicha prueba se debe expresar en el casillo de Magnitud en Newton (N), se muestra en la Figura 3.34.

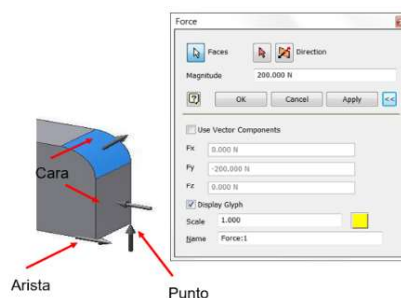


Figura 3. 34. Ingreso del valor y su unidad de fuerza.

Fuente: [41]

3.10.1.2 Aplicación de presión en análisis de elementos finitos - Inventor

Para realizar el análisis de la aplicación de presión dentro del software se debe tener en consideración que solo se aplica a caras, perpendicular a la cara y la presión negativa sale de la

cara, para ingresar el valor de la unidad en el casillero de magnitud es en MPa, se detalla en la Figura 3.35.

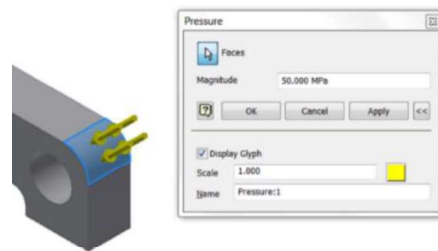


Figura 3. 35. Ingreso del valor y su unidad de presión.

Fuente: [41]

3.11 Impresión 3D

Se conoce que la impresión 3D nace oficialmente en 1986, cuando Charles W. “Chuck” Hull, cofundador, vicepresidente ejecutivo y Chief Technology Officer de 3D Systems, solicitó una patente para el proceso de Estereolitografía (SLA), donde se convirtió en el primer método destacado para la creación de objetos en 3 dimensiones. Sin embargo, la gran mayoría de procesos existentes para crear objetos tridimensionales emplean un proceso “sustractivo”, la tecnología propuesta por Hull usa un proceso “aditivo”. Otra de las patentes de Hull es el archivo STL (Stereo Lithography), un formato específico de modelo en tres dimensiones que permite a las impresoras 3D “extruir” con comodidad y eficacia el objeto en las capas individuales que se utilizan en la impresión real. La mayoría de los modelos para impresión 3D son primero creados en un software de diseño asistido por computador (CAD) y luego convertidos al formato STL.[42, pp. 5-6]

No obstante, como resultado de varias investigaciones se ha logrado crear impresoras 3D (Figura 3.37.), lenguajes de comunicación y varios mecanismos que ayudan a imprimir con cualquier material y forma, en la Figura 3.36 se muestra el proceso de modelación por deposición en fundido.

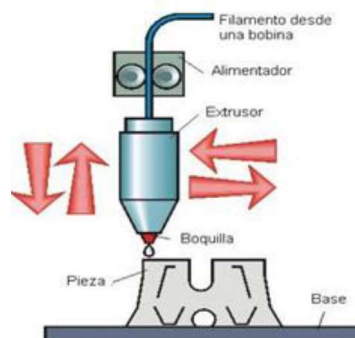


Figura 3. 36. Diagrama del proceso de modelación por deposición en fundido

Fuente: [43, p. 3]

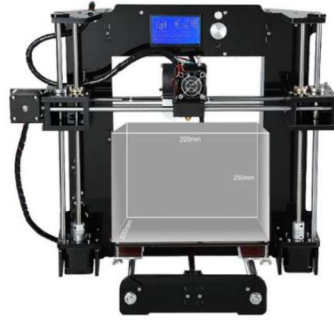


Figura 3. 37. Impresora Anet A6

Fuente: [44]

3.11.1 Ventajas de la impresión 3D

A continuación se hace mención de las ventajas principales de la impresión 3D:[45]

Versatilidad: Una sola impresora tiene la posibilidad de realizar infinidad de productos distintos a diferencia de la forma en la que se fabricaba anteriormente, pues para producir un objeto tenía que haber una máquina específica.

Reducción de costos: Los costos de producción disminuyen debido a que son más rápidos los tiempos de fabricación, además de ahorrar material, sin producir desechos.

Personalización: Posibilidad para que el usuario pueda desarrollar sus propios artículos de acuerdo a la necesidad.

Facilidad de producción: Se pueden realizar diseños complicados en menor tiempo y con una alta precisión.

Ahorro de energía: Al producir elementos complicados en menor tiempo se reduce notablemente el consumo de energía de las empresas que opten por la tecnología 3D.

3.11.2 Impresora Anet A6

La impresora Anet A6 cuenta con tecnología FDM (modelado de posición fundida) tiene mejoras sustanciales en su estructura y montaje con referencia a modelos anteriores, nos ofrece una calidad profesional a un bajo costo, cuenta con un marco acrílico y extrusor simple, además cuenta con una pantalla LCD donde se opera mediante un pulsador o ruleta que hace más sencillo moverse por los menús de configuración de la impresora, cuya dimensión útil de impresión es: 220 x 220 x 250 mm, cuenta con una boquilla de 0.4 mm, es capaz de imprimir con diversos filamentos entre ellos están ABS, PLA, HIPS, etc. [46]

En la Tabla II.8., se detalla algunas de las características de la impresora Anet A6.

3.11.3 Tipos de filamentos

Los materiales que más suele utilizarse para la fabricación de prototipos y más comercializados son para modelado por FDM son: acrilonitrilo butadieno estireno (ABS), ácido poliláctico (PLA) y poliestireno de alto impacto (HIPS).[43, p. 4]

En el mercado existen varios tipos de materiales tales como: PC (Policarbonato), FILAFLEX (Elastómero), PVC (Policloruro de vinilo), LAYWOOD (Viruta de madera + plástico), PVA (Alcohol de Polivinilo), HDPE (Polietileno de alta densidad), HIPS (Poliestireno de alto impacto), PET (Tereftalato de Polietileno), NYLON, LAYBRICK (Yeso + Plástico). [1, pp. 38-39]

3.11.4 Propiedades mecánicas de filamentos

Los materiales utilizados en impresión 3D poseen diferentes propiedades fisicoquímicas en las que se incluyen las mecánicas, térmicas, etc. Los materiales más utilizados son PLA, ABS y HIPS de los cuales en la Tabla II.9, II.10, II.11 se muestran las características para que el material pueda ser deformado o quebradizo.

3.12 Definición de socket

El socket (Figura 3.38) es el elemento que desempeña funciones de apoyo, acoplamiento, control, coordinación e interacción entre el paciente y el miembro artificial, es aquel que va acomodado alrededor del muñón del antebrazo. Para cumplir con la meta de mantenerlo unido al muñón del antebrazo están contruidos con una doble pared, es decir con la pared interna proporcionado presión sobre el muñón logrando así la suspensión, y la cubierta externa que proporciona la longitud faltante, dependiendo del tamaño del muñón, con la capa externa se logra dar una forma igual a la de un antebrazo humano.[47, pp. 10-11]

Finalmente, la tecnología trata de crear nuevos materiales que cuando entra en contacto con la piel no pueda generar ninguna afectación, por consiguiente, para la fabricación del mismo el diseño del socket debe estar bien realizado y ajustado, tanto cómodo como funcional, así se evita tener fallos en el funcionamiento.



Figura 3. 38. Toma de muestra y fabricación del Socket

3.12.1 Tipos de Socket

Son aquellos que deben cumplir con varias exigencias en los cuales se diseñan y construyen en dos capaz, se clasifican en dos grandes grupos que son: suspensión asistida y auto suspensión, para poder elegir cuál de los dos sistemas emplear es necesario determinar las características con la que cuenta el antebrazo, porcentaje con el que cuenta de antebrazo y para qué tipo de uso se diseñó. [1, p. 33]

Además, es importante conocer que mientras se cuenta con un mayor porcentaje del muñón es mejor debido a que se puede utilizar como palanca y es posible diseñar un socket auto suspendido mientras que si se cuenta con un menor porcentaje del muñón, necesariamente se debe diseñar un socket con suspensión asistida.

En la Tabla II.12. se muestra los tipos de socket que más se utiliza en la fabricación de los mismos:

4.METODOLOGÍA

Se detalla el procedimiento, métodos, técnicas e instrumentos empleados para el diseño e implementación de un sistema de control a través de un microcontrolador con señales mioeléctricas para el mejoramiento de la movilidad de un prototipo de prótesis de antebrazo humano izquierdo.

Se emplea un sistema de control el cual se ajusta a las señales mioeléctricas del paciente, permitió leer y digitalizar dichas señales, para tal efecto se utilizó el sensor gForce 100 ARMBAND cuyo elemento cuenta con elementos necesarios que permite captar, procesar, filtrar, amplificar y transmitir los datos a través de bluetooth.

Además, se realizó el diseño y construcción de la placa donde aloja a cada uno de los elementos electrónicos como la tarjeta gForce joint, microcontrolador, actuadores y el potenciómetro, además del análisis y selección del material para la impresión en 3D de la prótesis, también se analizó los parámetros como temperatura del extrusor, temperatura de la cama, velocidad de impresión, porcentaje de relleno, entre otros.

Finalmente, para el análisis mecánico se presentó el proceso de análisis de fuerza como de presión a través del análisis por elementos finitos dentro del software CAD de Inventor.

4.1. Tipo de investigación

Bibliográfica:

En esta propuesta tecnológica se aplicó la investigación bibliográfica ya que se partió de la búsqueda de antecedentes e investigaciones de relevancia en textos impresos como digitales con respecto al diseño, construcción de prótesis de antebrazo para seres humanos, las variables de investigación y la mejor propuesta que permita optimizar el prototipo para lograr aplicar las mejores tendencias tecnológicas para este tipo de proyectos, la investigación bibliográfica permitió establecer el correspondiente marco teórico y una correcta fundamentación científica.

De Campo:

En la propuesta tecnológica planteada se aplica la investigación de campo ya que se trabajó sobre la toma de datos de las variables de investigación las mismas que serán manejadas mediante diferentes técnicas de control y diseño electrónico, mismas que controlan cada uno de los movimientos de la prótesis, también se toman datos de las magnitudes electrónicas como voltajes y corrientes, finalmente se realiza un código de programación capaz de controlar los movimientos satisfactoriamente y cumplir el objetivo del proyecto.

Experimental:

En la propuesta tecnológica planteada se aplicó la investigación experimental ya que se realizó varias pruebas de control de las variables de investigación; siendo las más importantes la captación de señales mioeléctricas que controlan la prótesis logrando así la movilidad deseada de los mecanismos de la prótesis, magnitudes eléctricas, electrónicas y resultados de salida en base a la programación utilizada, de todos estos procesos se recopilaron datos y se estableció tablas comparativas para establecer experimentalmente las mejores condiciones de control y poner a prueba el prototipo antes de la entrega al beneficiario.

4.2. Métodos

En esta propuesta tecnológica se utilizó el método científico junto al cuantitativo, partiendo del científico que es uno de los más utilizados en la mayoría de los proyectos, como en el caso de las variables eléctricas se aplicó la ley de Ohm, las leyes de Kirchhoff y las leyes de Faraday.

Mientras que en las variables mecánicas se determinó los grados de libertad, análisis de fuerza y presión a través de análisis por elementos finitos de Inventor junto a las leyes de Newton que son la explicación de la ocurrencia de estos fenómenos.

En esta implementación de la prótesis de antebrazo también se utilizó el método cuantitativo ya que influyen principalmente las variables eléctricas como el voltaje y corriente para las entradas digitales y analógicas del Arduino debido a su voltaje que es de 5v y la corriente máxima es de 40mA.

4.3 Técnicas

Las técnicas que se utilizan en esta propuesta tecnológica se detallan a continuación:

4.3.1 Diseño del prototipo en un software CAD

En esta etapa se realizó el diseño, análisis de funcionalidad y corrección de errores de cada uno de los eslabones que componen la prótesis, para cumplir con el objetivo del diseño se tomó como referencia al miembro superior derecho, también se ha realizado pruebas de fuerza (N) y presión (MPa) en el prototipo a través del análisis por elementos finitos que cuenta el mismo software CAD, esto ayudo a visualizar qué efectos tiene ante ciertas fuerzas aplicadas, de ser el caso permitió realizar modificaciones de diseño sin la necesidad de fabricar prototipos, finalmente se logró tener un prototipo estable con buena estabilidad y funcionalidad.

4.3.2 Análisis, selección de componentes electrónicos y actuadores

Se realizó un análisis de los diferentes materiales para impresión con sus respectivas características mecánicas, componentes electrónicos necesarios tales como el sensor utilizado para la captación de las señales mioeléctricas del brazo, componentes para la transmisión como recepción de información y demás elementos utilizados para el control de los actuadores, fue necesario considerar su disponibilidad dentro del mercado ecuatoriano, precios, calidad, tamaño y adaptabilidad de acuerdo a las necesidades del prototipo.

4.3.3 Estudio de las señales mioeléctricas

Se considera a la electromiografía (EMG) como una técnica experimental que se relaciona con el desarrollo, recolección y análisis de dichas señales; estas señales que son emitidas por los músculos son diferentes a las señales neurológicas, esto se debe que las señales neurológicas son producidas por una estimulación eléctrica externa y en relación a las señales mioeléctricas se producen por movimientos voluntarios de la persona.

4.3.4 Construcción del prototipo de prótesis

En este apartado se realizó la construcción del prototipo a través de impresión 3D tomando en cuenta los diferentes parámetros de impresión tales como velocidad de impresión (mm/s), temperatura de la cama – extrusor ($^{\circ}$), tipo de relleno (%), diámetro de la boquilla del extrusor (mm), diámetro del filamento PLA (mm), formato de los archivos en STL, altura de la capa (mm), entre otros.

4.3.5 Determinación de desplazamientos de las falanges y tiempo de respuesta

Para medir los ángulos de desplazamiento de las articulaciones de la mano se utilizó un goniómetro y un cronómetro para medir el tiempo que tarda en responder cada uno de los actuadores, para determinar la frecuencia de oscilación de las ondas captadas por el sensor gForce se utilizó el serial plotter del IDE de Arduino.

4.4 Instrumentos

Para el desarrollo de la propuesta tecnológica se utilizó varios instrumentos, el cual para medir el voltaje nominal (V) del micro servo lineal, $V_{nominal}$, $V_{m\acute{a}x}$, $V_{m\acute{i}n}$ del microcontrolador se utilizó el Voltímetro, para medir la velocidad de desplazamiento (mm/s) del micro servo lineal se utilizó el calibrador y el cronómetro, para medir la fuerza (N) del micro servo lineal y comparar con el datasheet del mismo se utilizó una báscula, para medir la corriente de operación (mA) del micro servo lineal, la corriente de entrega (mA), corriente de operación (mA) del microcontrolador se utilizó el amperímetro, para realizar la simulación de la frecuencia (Hz) de

las señales mioeléctricas, $V_{nominal}$, $V_{m\acute{a}x}$, V_{min} (μV - mV) captado por el sensor gForce 100 ARMBAND se utilizó el serial plotter (IDE de Arduino), para realizar el modelado 3D de la prótesis de antebrazo a través de la técnica de modelado por sub división, además para la simulación del análisis por elementos finitos tanto de fuerza (N) y presión (MPa) se utilizó el inventor, para la impresión en 3D se consideró importante guardar cada eslabón en formato STL haciendo el uso del software Inventor en la PC, finalmente para medir el ángulo máximo y mínimo ($^{\circ}$) de las falanges de la mano, ángulos de flexión – extensión ($^{\circ}$) de la muñeca se utilizó el goniómetro y el autocad para definir los ángulos mediante gráficas.

4.5 Diseño en detalle de la estructura

De acuerdo a un estudio realizado por un Grupo de Investigación en Movimiento Corporal de la Universidad del Cauca, se determinó que los movimientos funcionales de la mano, más comunes realizados por varias personas en las diferentes actividades de la vida cotidiana son: agarre cilíndrico, pinza, agarre esférico, palmar, lateral y de gancho, dichos agarres pueden ser realizados a cabo con solo tres dedos (índice, medio y pulgar), actuando el dedo anular como meñique solo de soporte.[49, p. 48]

En tal virtud, la prótesis de antebrazo izquierdo se definió con 8 grados de libertad, compuesta por 2 grados de libertad en cada dedo (Pulgar, índice, y anular) además de 2 grados de libertad con el que cuenta la muñeca para el movimiento de flexión – extensión de la misma.

A continuación, se detalla los procedimientos que se realizó para el diseño de cada eslabón que compone el miembro superior.

4.5.1 Diseño del mecanismo de la palma

Para iniciar con el proceso de diseño mecánico se empezó a realizar la trayectoria de la mano derecha en una hoja de papel, ya que como herramienta se trazó la mano derecha mediante la proyección de la trayectoria a contra luz como se puede observar en la Figura III.1.

Luego se ejecutó el trazo líneas paralelas con un desfase de 5 mm para obtener las distancias horizontales, esa información se utilizó para realizar un croquis para consecutivamente dibujar la palma, ya que es un soporte para los dedos, se puede observar en la Figura III.2.

Una vez trazado las líneas paralelas como se observa en la Figura III.2 se procedió a realizar la unión de los extremos de las líneas, luego se realizó un croquis 2D teniendo en cuenta que va ser alterado debido a que requiere un dimensionamiento por lo que van colocados los actuadores lineales y los cables, como se puede observar en la Figura III.3.

Posteriormente se realizó un croquis 3D alámbrico con diferentes curvas que se encuentran desfasadas, pero también tienen diferentes dimensiones, ya que sus medidas fueron consideradas

a la altura de los micros servos lineales y también se realizó el trazado de las curvas guías para definir la superficie, se muestra en la Figura III.4.

Para la construcción del sólido base se utilizó la herramienta Solventar ya que permite generar un sólido a partir de varios croquis con sus respectivas curvas guías como se puede apreciar en la Figura III.5.

Una vez construido el sólido se realizó los soportes para los dedos a partir de la construcción de varios sólidos, ya que sirven como bases para las juntas de los cuatro dedos, ver Figura III.6.

Una vez realizado la palma base, se procede a realizar los cortes a la mitad para generar dos piezas de ensamblaje, para ello se utilizó la herramienta extrusión, ya que no solo permite construir sólidos sino también realizar cortes, ver Figura III.7.

Posteriormente para la colocación de los actuadores lineales hay que tener en cuenta las medidas reales que proporciona el catálogo con sus respectivas acotaciones como se puede apreciar en la Figura III.8.

Para completar el proceso del diseño de la palma se realizó varios cortes teniendo en cuenta el espacio para los cables y también se realizó el proceso de vaciado para que el sólido sea de menor peso, además de unas perforaciones para la tapa superior, ver Figura III.9.

4.5.2 Diseño del mecanismo de las falanges

Para el diseño de las falanges de los dedos, fue necesario tener en cuenta el tamaño de las barras rígidas debido a que por su tamaño limita las posiciones iniciales y finales, se utilizó el mecanismo de Toronto, ya que consta de una conexión de varios eslabones rígidos, en este prototipo para cada dedo se utilizó cuatro de ellas.

Como se puede apreciar en la Figura III.10, se realizó las mediciones de las falanges de los dedos ya que cada dedo de la mano está compuesto de tres falanges: Proximal, Medial y Distal.

El diseño fue realizado únicamente con dos falanges ya que por simplicidad para los agarres de diferentes objetos es necesario de dos, lo que quiere decir que la falange medial y distal es una sola combinación, mientras que la falange proximal es independiente.

El mecanismo consta de 4 eslabones, estos eslabones se pueden dividir en 2 mecanismos de 3 barras, el primero de ellos es un mecanismo manivela-corredera, ver Figura III.11.

Para mayor facilidad se realizó un diagrama cinemático que permite visualizar la constitución del mecanismo y también nos permite determinar analíticamente las distancias de los eslabones 3 y 4. En la Figura III.12 se puede observar que hay un eslabón complejo y los tres son eslabones

simples, pero cabe recordar que existen dos puntos de interés en X como en Y ya que es donde se produce el movimiento.

Una vez realizado el esquema cinemático se procedió a la asignación de variables como las distancias de los eslabones con sus letras colocadas junto con una numeración, ya que se trata de los triángulos oblicuángulos y de un triángulo rectángulo, ver Figura III.13.

En la Figura III.14 se puede apreciar que la mayoría de las distancias van a ser iguales en cualquier posición a excepción de los ángulos, ya que existe una variación debido al desplazamiento de la corredera que en este caso son los vástagos de los actuadores lineales.

Además, en la figura III.14 se observa que existe un movimiento de los dedos, ya que va a depender de las distancias de los eslabones, para ello se empleó el método analítico ya que si se procede a realizar el método gráfico requiere de varias interacciones para determinar la longitud de las barras y el procedimiento es muy complejo.

Como a modo de simplicidad se hizo mediante un análisis vectorial, al lado b1 como la referencia X y a los demás lados se los considero como vectores, se aplicó el método de la suma y resta, como se puede ver en la Figura III.15.

4.5.2.1 Cálculo de las dimensiones de las falanges

La suma resultante de los vectores viene dada por la siguiente expresión:

$$\vec{b4} + \vec{b3} = \vec{b1} + \vec{b2} \quad (4.1)$$

A estos vectores cabe recordar que existen varios tipos de coordenadas, en este caso para la deducción de la expresión algebraica se utilizó el sistema del Módulo por su Unitario que viene dado por la siguiente expresión:

$$\vec{V} = V \cdot (\cos \theta \vec{i} + \text{sen} \theta \vec{j}) \quad (4.2)$$

Donde:

$$V = \text{Modulo del vector} \quad (\cos \theta \vec{i} + \text{sen} \theta \vec{j}) = \text{Vector Unitario}$$

Volviendo a la ecuación (4.1) se reescribió haciendo uso de la ecuación (4.2) y queda de la siguiente manera la nueva expresión.

$$b4 \cdot (\cos \theta 8 \vec{i} - \text{sen} \theta 8 \vec{j}) + b3 \cdot (\cos \theta 7 \vec{i} + \text{sen} \theta 7 \vec{j}) = b1 \vec{i} + b2 \cdot (-\cos \theta 6 \vec{i} + \text{sen} \theta 6 \vec{j}) \quad (4.3)$$

Como se puede apreciar en la ecuación (4.3) se trata de una ecuación vectorial, para resolver sus incógnitas se procede a separar las variables \vec{i} y \vec{j} .

$$\vec{i} = b4 \cdot \cos \theta 8 + b3 \cdot \cos \theta 7 = b1 - b2 \cdot \cos \theta 6 \quad (4.4)$$

$$\vec{j} = -b4 \cdot \text{sen} \theta 8 + b3 \cdot \text{sen} \theta 7 = b2 \cdot \text{sen} \theta 6 \quad (4.5)$$

Después se procedió a realizar la separación de la variable b_3 :

$$b_3 \cdot \cos \theta_7 = b_1 - b_2 \cdot \cos \theta_6 - b_4 \cdot \cos \theta_8 \quad (4.6)$$

$$b_3 \cdot \text{sen} \theta_7 = b_2 \cdot \text{sen} \theta_6 + b_4 \cdot \text{sen} \theta_8 \quad (4.7)$$

Se elevó al cuadrado en las ecuaciones 4.6 y 4.7 y se aplicó el producto notable.

$$(b_3 \cdot \cos \theta_7)^2 = ((b_1 - b_2 \cdot \cos \theta_6) - b_4 \cdot \cos \theta_8)^2$$

$$b_3^2 \cdot \cos^2 \theta_7 = b_1^2 - 2 \cdot b_1 \cdot b_2 \cdot \cos \theta_6 + b_2^2 \cdot \cos^2 \theta_6 - 2 \cdot (b_1 - b_2 \cdot \cos \theta_6) \cdot b_4 \cdot \cos \theta_8 \\ + b_4^2 \cdot \cos^2 \theta_8$$

$$b_3^2 \cdot \cos^2 \theta_7 = b_1^2 - 2 \cdot b_1 \cdot b_2 \cdot \cos \theta_6 + b_2^2 \cdot \cos^2 \theta_6 - 2 \cdot b_1 \cdot b_4 \cdot \cos \theta_8 \\ + 2 \cdot b_2 \cdot b_4 \cdot \cos \theta_6 \cdot \cos \theta_8 + b_4^2 \cdot \cos^2 \theta_8 \quad (4.8)$$

$$(b_3 \cdot \text{sen} \theta_7)^2 = (b_2 \cdot \text{sen} \theta_6 + b_4 \cdot \text{sen} \theta_8)^2$$

$$b_3^2 \cdot \text{sen}^2 \theta_7 = b_2^2 \cdot \text{sen}^2 \theta_6 + 2 \cdot b_2 \cdot \text{sen} \theta_6 \cdot b_4 \cdot \text{sen} \theta_8 + b_4^2 \cdot \text{sen}^2 \theta_8 \quad (4.9)$$

Sumando las ecuaciones 4.8 y 4.9 nos queda la siguiente expresión:

$$b_3^2 \cdot \cos^2 \theta_7 + b_3^2 \cdot \text{sen}^2 \theta_7 = b_1^2 - 2 \cdot b_1 \cdot b_2 \cdot \cos \theta_6 + b_2^2 \cdot \cos^2 \theta_6 - 2 \cdot b_1 \cdot b_4 \cdot \cos \theta_8 \\ + 2 \cdot b_2 \cdot b_4 \cdot \cos \theta_6 \cdot \cos \theta_8 + b_4^2 \cdot \cos^2 \theta_8 + b_2^2 \cdot \text{sen}^2 \theta_6 + 2 \cdot b_2 \cdot \text{sen} \theta_6 \cdot b_4 \cdot \text{sen} \theta_8 \\ + b_4^2 \cdot \text{sen}^2 \theta_8 \quad (4.10)$$

En la Ecuación (4.10) se procedió a realizar el factor común para reducir la expresión, haciendo uso de la identidad trigonométrica:

$$\text{sen}^2 x + \cos^2 x = 1$$

$$b_3^2 \cdot (\cos^2 \theta_7 + \text{sen}^2 \theta_7) = b_1^2 - 2 \cdot b_1 \cdot b_2 \cdot \cos \theta_6 + b_2^2 \cdot (\cos^2 \theta_6 + \text{sen}^2 \theta_6) - 2 \cdot b_1 \cdot b_4 \cdot \cos \theta_8 \\ + 2 \cdot b_2 \cdot b_4 \cdot \cos \theta_6 \cdot \cos \theta_8 + b_4^2 \cdot (\cos^2 \theta_8 + \text{sen}^2 \theta_8) + 2 \cdot b_2 \cdot b_4 \cdot \text{sen} \theta_6 \cdot \text{sen} \theta_8 \\ b_3^2 = b_1^2 + b_2^2 + b_4^2 - 2 \cdot b_1 \cdot b_2 \cdot \cos \theta_6 - 2 \cdot b_1 \cdot b_4 \cdot \cos \theta_8 + 2 \cdot b_2 \cdot b_4 \cdot \cos \theta_6 \cdot \cos \theta_8 \\ + 2 \cdot b_2 \cdot b_4 \cdot \text{sen} \theta_6 \cdot \text{sen} \theta_8$$

$$b3^2 = b1^2 + b2^2 + b4^2 - 2.b1.b2.\cos\theta6 - 2b1.b4.\cos\theta8 + 2.b2.b4(\cos\theta6.\cos\theta8 + \text{sen}\theta6.\text{sen}\theta8) \quad (4.11)$$

Una vez ya simplificada la ecuación, se debe recordar que la distancia b3 va ser constante, las variables que se debe considerar son $\theta6$ y $\theta8$. Se hizo un énfasis de la siguiente manera:

Inicial:

$$b3_i^2 = b1_i^2 + b2_i^2 + b4_i^2 - 2.b1_i.b2_i.\cos\theta6_i - 2.b1_i.b4_i.\cos\theta8_i + 2.b2_i.b4_i(\cos\theta6_i.\cos\theta8_i + \text{sen}\theta6_i.\text{sen}\theta8_i) \quad (4.12)$$

Final:

$$b3_f^2 = b1_f^2 + b2_f^2 + b4_f^2 - 2.b1_f.b2_f.\cos\theta6_f - 2.b1_f.b4_f.\cos\theta8_f + 2.b2_f.b4_f(\cos\theta6_f.\cos\theta8_f + \text{sen}\theta6_f.\text{sen}\theta8_f) \quad (4.13)$$

Igualando las ecuaciones 4.12 y 4.13 se obtiene la expresión para calcular la distancia b2, considerando que las distancias:

$$b1_i = b1_f = b1 ; b2_i = b2_f = b2 ; b3_i = b3_f = b3 \quad y \quad b4_i = b4_f = b4.$$

$$b3_i^2 = b3_f^2$$

$$\begin{aligned} b1^2 + b2^2 + b4^2 - 2.b1.b2.\cos\theta6_i - 2.b1.b4.\cos\theta8_i + 2.b2.b4.(\cos\theta6_i.\cos\theta8_i + \text{sen}\theta6_i.\text{sen}\theta8_i) &= b1^2 + b2^2 + b4^2 - 2.b1.b2.\cos\theta6_f - 2.b1.b4.\cos\theta8_f \\ &+ 2.b2.b4(\cos\theta6_f.\cos\theta8_f + \text{sen}\theta6_f.\text{sen}\theta8_f) \\ -2.b1.b2.\cos\theta6_i + 2.b2.b4.(\cos\theta6_i.\cos\theta8_i + \text{sen}\theta6_i.\text{sen}\theta8_i) - 2.b2.b4.(\cos\theta6_f.\cos\theta8_f + \text{sen}\theta6_f.\text{sen}\theta8_f) &+ 2.b1.b2.\cos\theta6_f = -2.b1.b4.\cos\theta8_f + 2.b1.b4.\cos\theta8_i \\ -2.b1.b2.\cos\theta6_i - 2.b1.b4.\cos\theta8_i + 2.b2.b4.(\cos\theta6_i.\cos\theta8_i + \text{sen}\theta6_i.\text{sen}\theta8_i) &= \\ -2.b1.b2.\cos\theta6_f - 2.b1.b4.\cos\theta8_f + 2.b2.b4.(\cos\theta6_f.\cos\theta8_f + \text{sen}\theta6_f.\text{sen}\theta8_f) & \\ 2.b2.(-b1.\cos\theta6_i + b4.(\cos\theta6_i.\cos\theta8_i + \text{sen}\theta6_i.\text{sen}\theta8_i)) - b4.(\cos\theta6_f.\cos\theta8_f & \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
& + \text{sen}\theta_{6_f} \cdot \text{sen}\theta_{8_f}) + b_1 \cdot \cos \theta_{6_f} = 2 \cdot b_1 \cdot b_4 \cdot (\cos \theta_{8_f} + \cos \theta_{8_i}) \\
b_2 &= \frac{b_1 \cdot b_4 \cdot (\cos \theta_{8_f} + \cos \theta_{8_i})}{-b_1 \cdot \cos \theta_{6_i} + b_4 \cdot (\cos \theta_{6_i} \cdot \cos \theta_{8_i} + \text{sen}\theta_{6_i} \cdot \text{sen}\theta_{8_i}) - b_4 \cdot (\cos \theta_{6_f} \cdot \cos \theta_{8_f} + \text{sen}\theta_{6_f} \cdot \text{sen}\theta_{8_f}) + b_1 \cdot \cos \theta_{6_f}} \\
b_2 &= \frac{b_1 \cdot b_4 \cdot (\cos \theta_{8_f} + \cos \theta_{8_i})}{b_4 \cdot (\cos \theta_{6_i} \cdot \cos \theta_{8_i} + \text{sen}\theta_{6_i} \cdot \text{sen}\theta_{8_i} - \cos \theta_{6_f} \cdot \cos \theta_{8_f} - \text{sen}\theta_{6_f} \cdot \text{sen}\theta_{8_f}) - b_1 \cdot (\cos \theta_{6_i} - \cos \theta_{6_f})} = \quad (4.14)
\end{aligned}$$

Una vez determinado la ecuación para el cálculo de la distancia b_2 , se procede a calcular la distancia b_3 haciendo uso de la ecuación 4.11.

$$b_3 = \sqrt{\frac{b_1^2 + b_2^2 + b_4^2 - 2 \cdot b_1 \cdot b_2 \cdot \cos \theta_6 - 2 \cdot b_1 \cdot b_4 \cdot \cos \theta_8 + 2 \cdot b_2 \cdot b_4 (\cos \theta_6 \cdot \cos \theta_8 + \text{sen}\theta_6 \cdot \text{sen}\theta_8)}{+ \text{sen}\theta_6 \cdot \text{sen}\theta_8}} \quad (4.15)$$

Como se puede apreciar en las ecuaciones 4.14 y 4.15 son fórmulas para determinar las distancias teniendo los valores conocidos de los ángulos iniciales, finales, las distancias que son proporcionadas por las medidas que fueron tomadas al paciente.

Este procedimiento es complejo al realizarlo con cada dedo a través de las fórmulas, para ello se empleó el software Excel que nos facilita los cálculos, ya que como se puede apreciar en la Figura III.16, se puede notar que las entradas son los ángulos iniciales, finales y las distancias. El algoritmo de programación que se utilizó en Excel para el cálculo fueron a través de las ecuaciones 4.14 y 4.15, para el diseño de cada uno de los dedos se realizó un croquis en el AutoCAD haciendo referencia al tamaño de los dedos que fueron medidos.

Como se puede apreciar en la Figura III.17 se tuvo las medidas que fueron tomadas al paciente y el resto de los valores fueron supuestos que sirvieron como referencia para el cálculo de las distancias de los eslabones, el procedimiento que se realizó para cada dedo fue el mismo a excepción del pulgar, ver Figura 4.18.

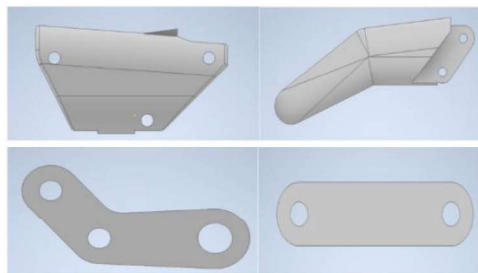


Figura 4. 18. Eslabones de los dedos de la mano.

Una vez que se realizó los correspondientes cálculos de los eslabones, el diseño del mecanismo queda de la siguiente manera como se puede apreciar en la Figura 4.19.

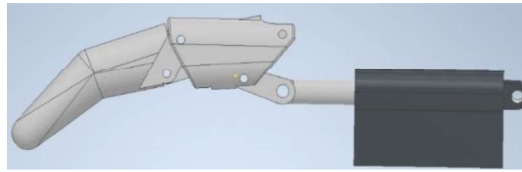


Figura 4. 19. Mecanismo del dedo de la mano.

4.5.3 Diseño del pulgar

El pulgar es un elemento primordial en la mano que se encuentra adaptada a su función, es capaz de realizar el movimiento de oposición para realizar diferentes agares en conjunto con las demás falanges, en particular el dedo índice, también es de gran apoyo cuando realiza una toma de fuerza.

Para el diseño del pulgar fue importante tomar en cuenta los parámetros de medida tomadas al beneficiario, conociendo también que el pulgar para este caso está constituido por la falange proximal junto a la falange medial que es un solo elemento y la falange distal que cuenta con su propio micro servo para generar el movimiento.

En consecuencia, en la Figura 4.20 se muestra la falange proximal junto a la falange medial que es un solo elemento.

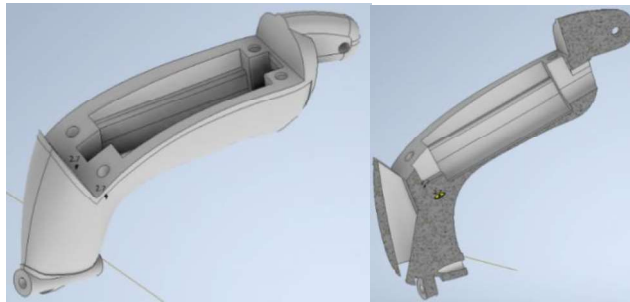


Figura 4. 20. Falange proximal-medial del pulgar

La falange que realiza movimiento de flexión es la falange distal, el cual cuenta con un mecanismo diseñado para dicho fin, se observa en la Figura 4.21.

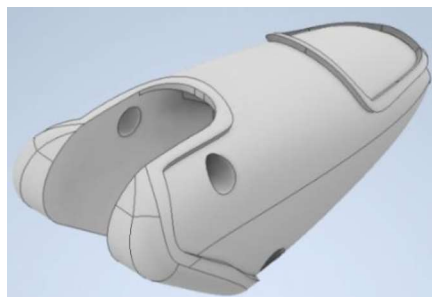


Figura 4. 21. Falange distal del pulgar

Una vez diseñado ambos mecanismos, se ensambló dentro del mismo software CAD y se observa que cuenta con 2 grados de libertad para su movimiento; 1 grado de libertad para la flexión y extensión de la falange distal y 1 grado de libertad para realizar la oposición del dedo pulgar, como se muestra en la Figura 4.22.

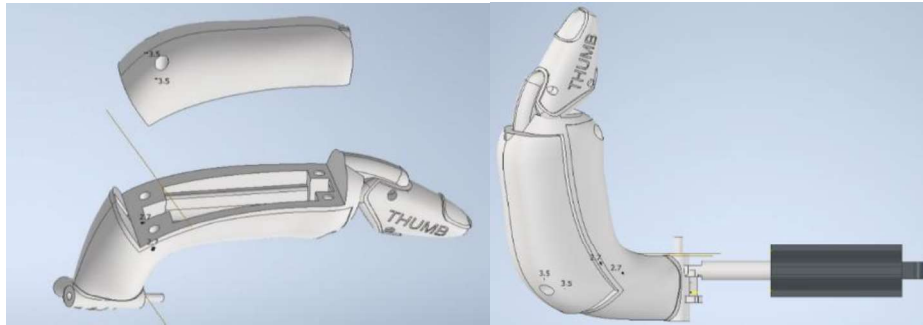


Figura 4. 22. Componentes del dedo pulgar

Para realizar el movimiento de oposición se instaló un micro servo lineal que se encarga de realizar dicho objetivo, además para que pueda realizar el movimiento de flexión como extensión la falange distal se instaló un micro servo que se encuentra ubicado en el eslabón conformado entre la falange proximal y medial.

4.5.4 Diseño del mecanismo de la muñeca

La articulación de la muñeca es una de las más complejas dentro de la anatomía humana, el cual está formada por tres articulaciones que trabajan entre sí para viabilizar hasta cuatro movimientos pero en este caso en el desarrollo de la propuesta tecnológica se ha desarrollado dos movimientos que es el de flexión y extensión siendo los más utilizados por las personas en su vida diaria, para lograr el diseño de la muñeca fue necesario desarrollar un mecanismo en el cual tenga la facilidad de realizar dichos movimientos, en la Figura 4.23 se muestra una parte del antebrazo y la muñeca en su estado inicial (0°).

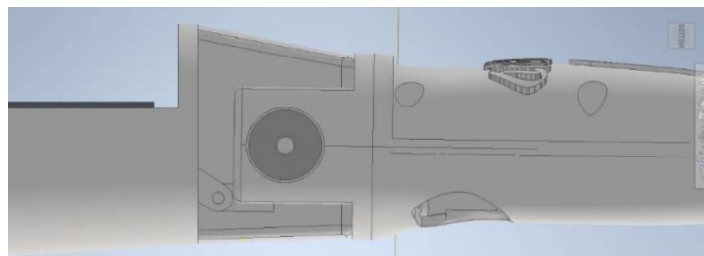


Figura 4. 23. Muñeca en su estado inicial

Además del diseño general del mecanismo de la muñeca se ha simulado el ángulo de flexión (Figura 4.24A), de acuerdo al análisis se define que el ángulo más utilizable en la vida diaria es

de 10° a 15° y extensión (Figura 4.24B), en cambio el ángulo que más se utiliza es de 35°, como se observa a continuación.

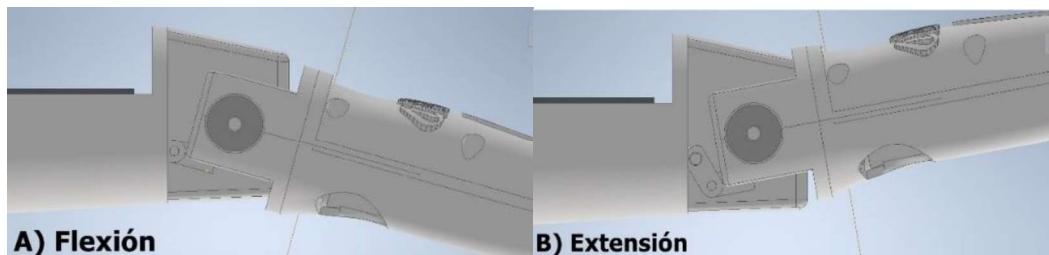


Figura 4. 24. Movimientos de la muñeca

4.5.5 Diseño del mecanismo del antebrazo

El antebrazo es una de las cuatro porciones en las que se divide el miembro superior de los cuales dicha porción es la tercera, se encuentra limitado por su cara superior con el brazo mediante el codo y por la cara inferior está limitada con la mano mediante la articulación de la muñeca, en este caso para el diseño del antebrazo se tomó en cuenta que el paciente cuenta con una pequeña porción del antebrazo, además del socket que sirve como soporte, tomando en cuenta dichas consideraciones se realizó el proceso del diseño, se observa en la Figura 4.25.

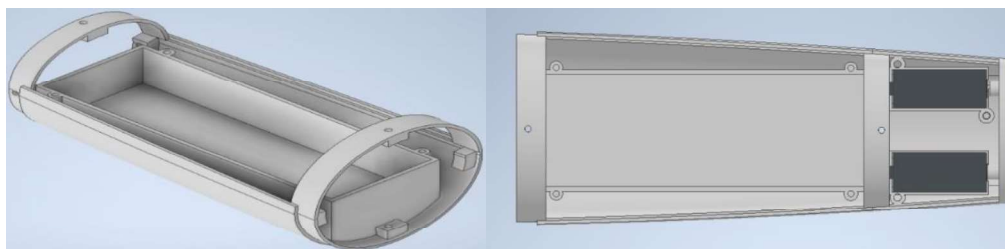


Figura 4. 25. Diseño del antebrazo

4.5.6 Análisis estructural

Para realizar el estudio de presión y fuerza fue por medio de la herramienta “Análisis de Esfuerzos” que está disponible en el software Inventor. Como primer requerimiento para este proceso es necesario conocer las propiedades mecánicas y térmicas del PLA (Acido poli láctico), se muestran en la Tabla II.14.

Debido a que en el Inventor no existe el material del PLA (ácido Poli láctico), para el estudio se agregó un nuevo material como plástico, haciendo uso de las propiedades de la tabla antes mencionada, en la Figura III.26. se observa el ingreso de las propiedades.

Una vez se añadió el material, con dicha herramienta simula la compresión de los objetos (Figura III.27), ya que consta de varias cargas distribuidas en los dedos, como valor de “Presión” para el ensayo con agarre de objetos fue de 30 MPa, para el análisis de esfuerzos el

software inventor nos proporciona la escala de Von Mises, para determinar la zona de rotura de la pieza.

La zona donde tiende a romperse es en la unión de las falanges solo si supera el esfuerzo máximo que es de 863.1MPa, ver Figura III.28.

Mediante el análisis se obtiene un factor de seguridad de 15, ver Figura III.29. Como resultado el factor de seguridad es mayor a 1, lo que implica que el diseño estructural es seguro.

La siguiente sección corresponde a la muñeca que va junto a la mano y también al antebrazo, para el análisis se consideró las uniones que van enlazadas a los servos, ya que se consideró un torque de 50 N.m, se pudo comprobar mediante el software que tiene un esfuerzo máximo 2915MPa, como se puede ver en la Figura III.30.

En cuanto al factor de seguridad Figura III.31. de la pieza es el adecuado para la estructura con el material PLA, aunque se puede considerar materiales más resistentes, pero los costos para la elaboración altos.

La última sección del análisis computacional corresponde al antebrazo, ya que para su estudio se debe considerar cargas que estén ubicadas perpendicularmente, como se puede observar en la Figura III.32, si se aplica una fuerza de 50N al diseño tiende a deformarse el material, mientras que si supera el esfuerzo máximo de 6811MPa se tiende a romper.

Finalmente, el factor de seguridad es 15, como se puede ver en la Figura III.33, lo que significa que el diseño es el adecuado, en la mayor parte del análisis se observó que los valores son similares.

4.6 Diseño Experimental

4.6.1 Construcción del prototipo mediante impresión 3D

Una vez terminada la fase de diseño y simulación, se procedió con la construcción de los eslabones que componen el prototipo los cuales está formado por la mano, muñeca y antebrazo.

Para lograr tal objetivo de construcción mediante impresión 3D se hizo el uso de la impresora Anet A6 utilizando filamento PLA, material que fue seleccionado por sus características mecánicas y térmicas.

A continuación, se muestra los procedimientos que se siguió para conseguir el prototipo final, es importante aclarar que el proceso de construcción se detalla por etapas, sin embargo, es importante conocer las consideraciones que se debió tomar en cuenta para lograr un acabado excelente.

4.6.1.1 Consideraciones a tomar en cuenta en la impresión 3D

Es importante realizar la calibración de la impresora Anet A6 (Figura III.34.) del eje Z haciendo el uso del calibrador consiguiendo que el extrusor se encuentre a 0° con referencia a la cama de impresión y tomar en cuenta ciertos parámetros de temperatura, con el cual se evita la pérdida de tiempo y material durante dicho proceso. La des calibración de la misma es producida debido a las vibraciones que sufre durante la impresión, por consiguiente, es recomendable calibrar después de cada proceso de extrusión.

Tolerancias admisibles: Durante el proceso de impresión tiende a existir un margen de error, el cual es importante considerar una tolerancia dimensional de $\pm 0.1 - 0.2$ mm, sin embargo, al realizar las primeras impresiones se constató que las dimensiones de dicha tolerancia no se cumplen, tanto en el eje X como Y se obtuvo un error de entre $0.25 - 0.30$ mm, para tomar dichas mediciones se utilizó el calibrador o pie de rey.

Par corregir dichos errores se procedió a aumentar la escala en el software CAD además de tomar en cuenta las consideraciones que posteriormente se detallan, en la Figura III.35 se muestra la calidad de impresión una vez corregido dicho error.

Calibrado de la boquilla de extrusión: Para realizar la calibración de las boquillas de extrusión se debe tomar como referencia con la altura de la cama de la impresora (Figura III.36.), dicha distancia entre ambos es de 0.1 mm, se procura tener esta medida después de cada impresión debido a que sufre variaciones por la vibración que se produce. Para ayudar al proceso de calibración se puede utilizar una hoja de papel bond, hasta el momento se han dado buenos resultados en el proceso de nivelado.

Nivelado de la estructura: La base donde se ubica la impresora debe ser plana, de esa manera se logra evitar el choque de la boquilla de extrusión y lograr una calidad de impresión sin precedentes, se observa en la Figura III.37.

Ubicación de las piezas sobre la cama de impresión: Se han realizado varias impresiones de los eslabones y se ha llegado a la conclusión que las piezas grandes deben ir colocadas a lo largo del eje Y, esto permite que la línea de impresión externa del eslabón tenga una superficie lisa con buen acabado, en la Figura III.38 se observa cuando una pieza está mal ubicada en el lado derecho y del otro lado cuando la pieza está ubicada según la recomendación en el eje Y.

Manejo del carrete de filamento PLA: Durante el proceso de impresión el extrusor va halando al filamento PLA de 1.75 mm, a medida que transcurre con la impresión tiende a sufrir un atasco del filamento con el carrete, además que se des calibra los ejes y por si alguna razón se deja pasar por alto se tiene que volver a empezar desde cero, es por eso que frecuentemente se debe

revisar que no se presente dicho problema, la solución es que debe ubicarse en un lugar alto muy cerca al extrusor, como se observa en la Figura III.39.

Colocación de spray adherente para la impresión: Para un acabado de calidad es necesario utilizar fijador ya que es un buen adherente de la pieza a la cama de impresión y dejar un tiempo prudente para posteriormente proceder a la impresión. Se recomienda utilizar un vidrio con las medidas de la cama de impresión de esa manera dicho proceso se podrá realizar con mucha facilidad, se puede observar en la Figura III.40.

El efecto warping: Uno de los problemas que se ha presentado es al momento de imprimir piezas grandes, las esquinas tienden a levantarse, esto se debe a la contracción cuando el material sale del extrusor a 200 °C, choca con la plataforma que está a unos 60 °C y se enfría. Para evitar dicho efecto la impresora debe estar bien calibrada, sin corrientes de aire bruscas, empezar a imprimir siempre y cuando la cama tenga la temperatura adecuada, poner fijador sobre la base que es el vidrio, se muestra el efecto warping en la Figura III.41.

4.6.2 Proceso de construcción del socket

Para la fabricación del socket fue necesario hacer el uso de varios elementos entre ellos están la resina, pigmento color piel, PVA, yeso, fibra de vidrio y vendas de yeso, para lograr el objetivo de la construcción del socket se realizó con la Fundación Prótesis para la Vida, para empezar con la fabricación del socket el primer paso es sacar el positivo del muñón, se emplea una protección de tela sobre el muñón, el cual se ha diseñado con características especiales para tal fin, posteriormente se aplica las vendas de yeso que antes de su uso deben estar humedecidas en agua, después se fue enrollando en todo el muñón, se observa en la Figura III.42.

Posterior a dicho proceso se obtiene el molde del positivo y está listo para agregar el yeso dentro del socket y se deja secar durante 3 días aproximadamente para que obtenga una buena firmeza, una vez que se encuentra seco se retira la capa externa que sirvió como base, una vez finalizado el proceso se determinó que existe porosidad y pequeñas malformaciones, para retirar se hizo el uso de limas y también se agregó yeso en algunas de las partes del socket donde existía porosidades, se observa en la Figura III.43.

Posterior al proceso se empieza a introducir el PVA sobre el positivo del muñón, sobre él se introduce una tela tipo media y repetir el proceso hasta que al final quede únicamente una doble capa de PVA, fue necesario la ubicación del soporte para la prótesis de antebrazo el cual ira sujeta con un tornillo (Figura III.44.), a medida que transcurre el proceso se ha agregado la fibra de vidrio tipo manta, aumentando así su capacidad de resistencia.

El proceso final de la construcción del socket requiere de la mezcla proporcional del catalizador, resina como del pigmento color piel y que se introduce dentro del mismo para dar la forma al muñón, después de esto necesita de varios días para que el proceso de secado, se observa en la Figura III.45.

Finalmente, una vez que el socket se encuentre completamente seco, se procedió a retirar el yeso que se encontró en su interior utilizando herramientas mecánicas, para luego probar en el paciente, se observa en la Figura III.46.

4.6.3 Proceso de construcción de la mano

Se realizó el proceso de construcción de la mano el cual consistió en imprimir las 5 falanges y palma con su respectiva tapa, se seleccionó todos los archivos guardados en formato STL para posteriormente utilizar el software Cura donde se determinó los parámetros adecuados de impresión, posición adecuada del eslabón como el espesor de la capa, espesor de la pared, velocidad de impresión, temperatura de la cama y extrusor, se muestra en la Figura 4.47.

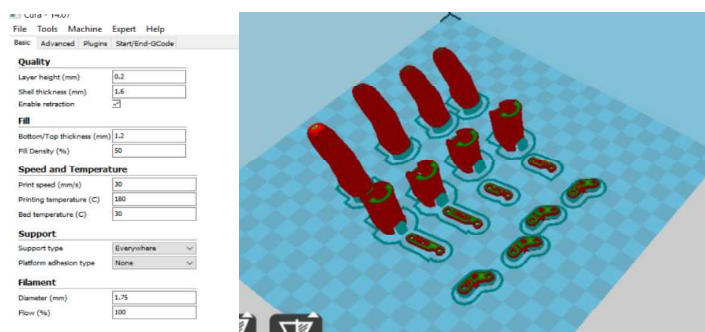


Figura 4. 47. Selección de parámetros en el software Cura

Una vez determinados los parámetros de impresión se procedió a cargar los archivos en la impresora Anet A6 para la elaboración de los mismos, se observa en la Figura 4.48.



Figura 4.48. Impresión de las falanges

Para el mecanismo del dedo pulgar se siguió el mismo procedimiento de las falanges, en la Figura 4.49 se muestra tanto el proceso de adecuación de la posición de los eslabones tomando

en cuenta que los mismos parámetros anteriores de impresión y se muestra el eslabón terminado.

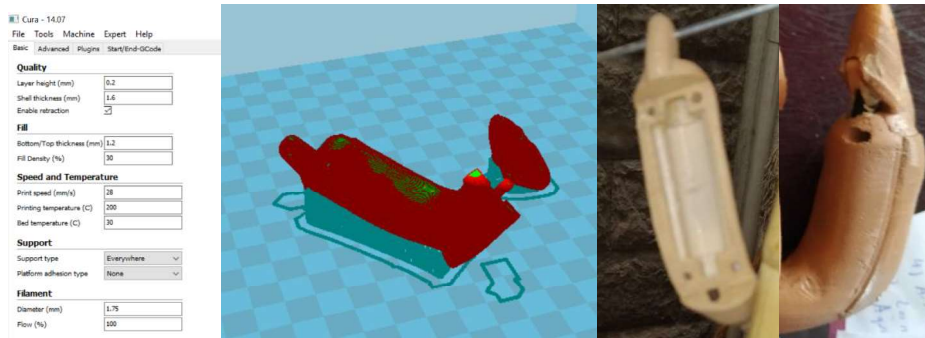


Figura 4.49. Selección de parámetros del pulgar en el software Cura y construcción

La muñeca se diseñó con dos mecanismos de los cuales el primero esta acoplado con la mano y la otra parte acoplada al antebrazo, además en el primer mecanismo se procedió a imprimir los eslabones de la muñeca donde se seleccionó los diferentes parámetros antes mencionados en el software cura y su construcción, se muestra en la Figura 4.50.

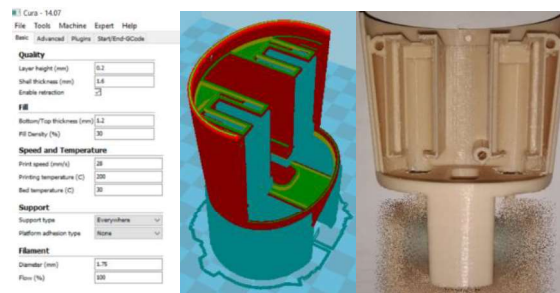


Figura 4.50. Selección de parámetros en el software Cura y construcción

Posteriormente en el segundo mecanismo que va junto al antebrazo se procedió a imprimir los eslabones de la muñeca donde se seleccionó los diferentes parámetros antes mencionados en el software cura y construcción, se muestra en la Figura 4.51.

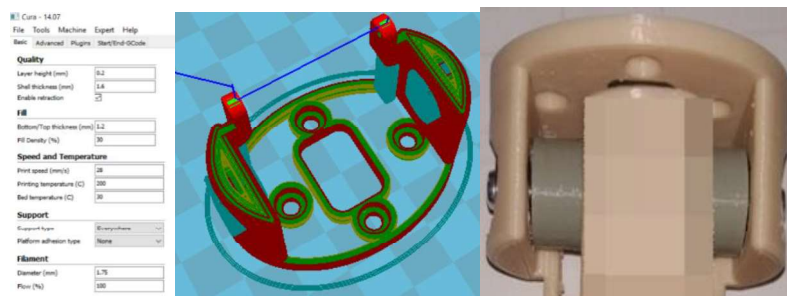


Figura 4.51. Selección de parámetros en el software Cura y construcción

4.6.4 Proceso de construcción del antebrazo

Para el proceso de impresión del antebrazo al igual que el resto de componentes se tomó al archivo diseñado en formato STL para determinar los parámetros en el software cura, se observa en la Figura 4.52.

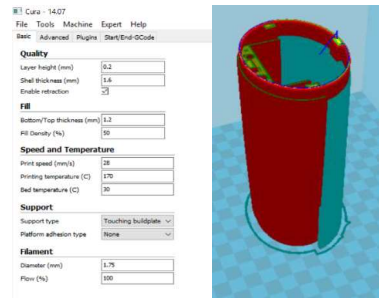


Figura 4.52. Selección de parámetros para el antebrazo

4.6.5 Diseño y construcción de la placa de control

La placa central es donde está alojado el microcontrolador, terminales de conexión para los micros servos lineales, fuentes de alimentación, terminales de conexión para los sensores de fuerza y terminales de conexión para la tarjeta gForce joint.

Inicialmente se empezó ubicando cada uno de los elementos a utilizar a través del software Proteus versión 8.7, se consideró dejar la cantidad mínima de espacio entre elementos debido a que dicha placa se instaló dentro de la prótesis de antebrazo, además se consideró utilizar borneras envés de espadines macho debido a las condiciones a las que se somete el usuario, evitando así que sufran desconexiones ocasionado por vibraciones o golpes bruscos, se observa en la Figura III.53.

Para la determinación del ancho de las pistas se consideró importante analizar analíticamente en la norma IPC-2221A, para tal objetivo se reparte en dos grupos la carga total del circuito dando como resultado de 2.442 A del total de 4.884 A, para la determinación del ancho de pistas se tomó como referencia el valor de un solo grupo, debido a que ambos grupos son iguales. Es necesario hacer dicho proceso debido a que el elevador DC/DC tiene una corriente máxima de salida de 4 A, a continuación, se detalla el procedimiento para encontrar el ancho adecuado de las pistas.

Las ecuaciones a emplear son del área (Ec. 4.16) y ancho (Ec. 4.17), si las pistas están en las capas superior e inferior tanto para K_1 , K_2 , K_3 .

$$Área = \left(\frac{I}{K_1 * \Delta T^{k2}} \right)^{1/k3} \quad (4.16)$$

Donde :

$I =$ Corriente (A)

$K =$ Cons tante

$\Delta T =$ Temperatura (°C)

$$Ancho = \frac{\text{Área}}{\text{Grosor} * 1,3748} \quad (4.17)$$

Para determinar la diferencia de temperatura se aplica la Ec. 4.18, además se considera temperatura ambiente ideal a 25 °C.

$$\Delta T = \text{Temperatura máxima} - \text{Temperatura ambiente} \quad (4.18)$$

Datos:

$$K_1=0,0647 \quad K_2=0,4281 \quad K_3=0,6732 \quad I=3,025 \text{ A} \quad \text{Grosor}=1 \frac{\text{oz}}{\text{ft}^2}$$

Se resuelve las ecuaciones 4.16, 4.17 y 4.18.

$$\Delta T = 35 \text{ }^\circ\text{C} - 25 \text{ }^\circ\text{C}$$

$$\Delta T = 10 \text{ }^\circ\text{C}$$

$$\text{Área} = \left(\frac{2.442 \text{ A}}{0,0647 * 10^{0,4281}} \right)^{1/0,6732}$$

$$\text{Área} = \left(\frac{2.442 \text{ A}}{0,0647 * 2,68} \right)^{1,48}$$

$$\text{Área} = 50.13$$

$$Ancho = \frac{\text{Área}}{\text{Grosor} * 1,3748}$$

$$Ancho = \frac{50.13}{1 * 1,3748}$$

$$Ancho = 36,46 \approx 40 \text{ th}$$

Como resultado se obtiene 40 th, y se procedió a insertar dicho valor en Proteus para lograr crear las pistas con el ancho calculado, se observa en la Figura 4.54.

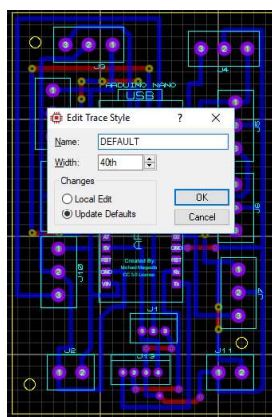


Figura 4.54. Ingreso del valor calculado del ancho de las pistas.

Posterior a dicho proceso a través del mismo software en el ícono de PCB layout se insertó un rectángulo el cual se determinó las dimensiones de la PCB, luego se insertó los elementos que anteriormente se seleccionó, una vez que se cumple el proceso mencionado se procedió a crear las pistas manualmente, tomando en cuenta que la placa será de una sola capa, para la

construcción de la tarjeta electrónica se realizó mediante el proceso de planchado, además luego de la construcción se procedió a soldar los puentes creados, borneras y espadines hembra-macho, se observa en la Figura III.55.

4.6.6 Programación

Para la programación se utilizó la librería del sensor gForce 100 ARMAND, se descargó del repositorio GitHub. Al inicio de la programación se incluye las librerías (Figura III.56), ya que son necesarias para la lectura de datos de los gestos.

Para los servomotores es necesario asignar un nombre para cada uno de ellos, ver Figura III.57.

En la configuración inicial es importante considerar la velocidad de 115200 baudios y la asignación de los pines de salida para los servos, se muestra en la Figura III.58. También es importante tener en cuenta que cada función se trata de un algoritmo como se muestra en la Figura III.59.

Dentro del bucle infinito se declaró la estructura “GF_DATA” donde se encuentran enlistados los tipos de datos en la librería, a continuación, va la función “GF_Ret” que se encarga de leer un dato y de realizar la separación de ellos, se muestra en la Figura III.60.

Por simplicidad se creó funciones para los tipos de agarre, éstas son para definir los ángulos de posición de los servomotores, ver Figura III.61.

Para la ejecución de los agarres a partir de los gestos se utilizó la función “SWITCH CASE”, lo que quiere decir que tiene dos casos la Orientación y los gestos, en este caso solo se usó de los gestos, a continuación, va recibir una asignación en la variable “gesture” por medio de la función “gForceData.value. gesture” y luego consta de una condicional para la ejecución de las funciones definidas al final de los tipos de agarre, ver Figura III.62, además se muestra el diagrama de flujo del algoritmo de un bucle infinito en la Figura III.63.

Para el control de la posición de la muñeca se realizó por medio de un potenciómetro para la lectura de valores analógicos y controlar la posición, ver Figura III.64.

Finalmente, la estructura del algoritmo del control del brazo quedaría conformado por definiciones y de subrutinas como la de la configuración inicial y función bucle infinito, ver Figura. III.65.

4.6.6.1 Conexión del circuito de control

Para la conexión del circuito fue necesario hacer uso de la Figura III.66 donde se ubicó la máscara de componentes que contiene las indicaciones para conexión de la batería, potenciómetro, micros servos lineales y módulo BLE (gForce joint).

Para las conexiones del potenciómetro se muestra los pines de alimentación y del voltaje de entrada que conecta al pin analógico mientras que el módulo BLE (gForce joint) se conectada cruzado de TX a RX del Arduino Nano.

Por último, es importante considerar que los servomotores ya sean lineales o rotativos tienen tres pines de conexión Rojo (Positivo), Negro (Negativo), Blanco (Señal), en la Tabla IV.1 se muestra las conexiones de los pines de Señal de los servos al microcontrolador.

4.6.7 Adquisición de señal EMG

El sensor gForce 100 ARMBAND cuenta con electrodos de tipo seco, para adquirir la señal debe hacer contacto con la piel, se conoce que son no invasivos, en la Figura 4.67 se detalla el modelo para la adquisición de la señal EMG

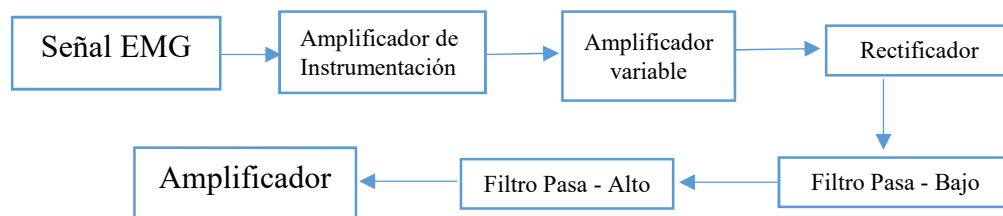


Figura 4.67. Diagrama de bloques de adquisición de señales EMG

4.6.7.1 Evaluación del dispositivo gForce 100 ARMBAND

El elemento principal de control para la prótesis es el dispositivo gForce, en tal virtud fue necesario realizar un análisis de funcionamiento completo, ya que dicho sensor se encarga de captar la actividad mioeléctrica del usuario y enviar los datos a través de bluetooth, a su vez el receptor gForce joint se encarga de recibir dichos datos y transmitir la información al microcontrolador.

4.6.8 Puesta en funcionamiento del gForce 100 ARMBAND

Para utilizar el sensor gForce se conectó con la computadora a través del adaptador bluetooth que es el que posee, posterior a ello se instaló la aplicación que provee el fabricante para el manejo y calibración del mismo, cabe mencionar que el sensor no requiere de otro programa para funcionar con la PC.

Para aplicar algunos comandos es necesario revisar el manual con el que cuenta el sensor en la sección de gestos, así se logró controlar sin ningún tipo de entrenamiento previo. Durante el análisis se observó que el sensor puede ocasionar incomodidad, se siente una leve presión en el brazo si se utiliza por un largo tiempo. También cabe recalcar que al inicio el dispositivo presentó ciertos errores de medición al momento de detectar movimientos consecutivos y

finalmente para la calibración del mismo se crea un perfil personalizado dependiendo de la capacidad del paciente, dicho proceso se puede realizar en cualquier momento.

4.6.9 Adquisición de señales en la PC

Se visualizó las señales EMG obtenidas por el sensor gForce 100 ARMBAND en el serial plotter del IDE de Arduino, en este caso se realizó capturas del serial plotter de Arduino, en la Tabla IV.2 se muestra las señales captadas por el sensor.

4.6.10 Comunicación entre sensor gForce 100 ARMBAND y otros periféricos

Luego de realizar la calibración de los gestos y visualizar las señales obtenidas del brazo entre el sensor y la PC, se procedió a evaluar con el teléfono celular, en este caso se probó con el sistema Android ya que también es compatible con IOS, para descargar la app debe dirigirse al link (https://oymotion.github.io/assets/downloads/gForceApp_v2.4.0-2019.01.21.apk), luego de haber instalado la aplicación se comprobó que la conexión es rápida y sencilla, y es donde se puede visualizar que también los diferentes tipos de gestos con los que cuenta el sensor además de observar la posición en la que se encuentra la mano, esto gracias al giroscopio que cuenta, se muestra en la Tabla IV.3.

Finalmente se conectó el receptor gForce joint con la placa del Arduino nano, donde se establece una conexión serial y se envía los datos que recibe el receptor gForce joint de acuerdo a los gestos del brazo del paciente y que son captados por el sensor gForce 100 ARMBAND, estos se envían al microcontrolador.

4.6.11 Selección de elementos constitutivos del sistema

En la propuesta tecnológica se utilizó el diagrama experimental mediante la toma de datos de diferentes variables; la obtención de datos del diseño experimental permitió obtener el comportamiento de diferentes variables técnicas con respecto a otras, así se tiene: Selección de actuadores lineales, microcontrolador, batería, cargador, elevador de voltaje, sensor mioeléctrico, filamento para impresión, finalmente el tiempo de respuesta de los actuadores, los ángulos medidos, el cual se detalla a continuación.

4.6.11.1 Actuadores lineales

Una vez conocido el funcionamiento del actuador, dentro de la línea de Actuonix cuenta con otros micros servos lineales del mismo tipo que comparten características como voltaje de alimentación y el sistema de engranajes, en la Tabla IV.4. se realiza una comparativa de los tipos de micro servo lineal.

Además, es importante analizar la curva de carga y de consumo de corriente del actuador PQ12-R, se muestra en la Figura 4.68. y las especificaciones técnicas en la Tabla IV.5, aunque en esta última todos comparten las mismas características.

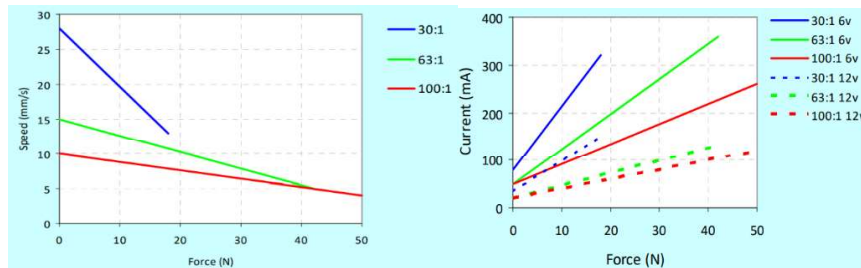


Figura 4.68. Curvas de carga y consumo de corriente

Fuente: [32, p. 2]

Luego del análisis del micro servo lineal PQ12-R se seleccionó aquel que cuenta con relación de engranajes 100:1, esto debido a las excelentes características tanto de fuerza como velocidad.

4.6.11.2 Microcontrolador

Es el encargado de recibir la información registrada por el sensor gForce 100 ARMBAND y procesar dicha información, mismo que es el encargado de alojar al algoritmo de control para definir cada uno de los movimientos de los micros servos lineales de acuerdo al gesto que el usuario indique, teniendo como resultado un tipo de agarre con la prótesis, también se encarga de recibir datos analógicos del potenciómetro que se utiliza para el movimiento de flexión – extensión de la muñeca.

A continuación, en la Tabla IV.6 se presenta alternativas de microcontrolador, quien se encarga de controlar a todos los actuadores e interpretación de las señales analógicas y señales mioeléctricas adquiridas con el sensor gForce, transmitidas a través del bluetooth gForce joint.

En base a la ponderación realizada se determinó que el microcontrolador Arduino nano tiene un valor de ponderación de 0.96, el cual determinó el uso en el desarrollo de la propuesta tecnológica, además cuenta con características como: entradas digitales y analógicas, incorpora un conector USB mini B en vez del conector USB tipo B, entre otros detalles se muestran en la Tabla IV.7. [35, p. 112]

Otra diferencia es que, aunque se sigue basando en el microcontrolador ATmega 328P en formato SMD, el conversor USB-serie que lleva incorporado es el chip FTDI FT232RL y no el ATmega 16U2. [35, p. 112]

4.6.11.3 Batería

Para seleccionar el tipo de batería adecuado se determinó la corriente total de consumo, se detalla en la Tabla IV.8.

Se procede a la ponderación (Tabla IV.9.) para la selección de la batería del tipo LiPo, esto en base al análisis realizado anteriormente donde se determinó que dichas baterías tienen mejores características tales como la capacidad, densidad de carga elevada y son ligeras.

En base a la ponderación la batería LiPo Turnigy 5000 mAh 1s 3.7V 20C obtuvo 0.92, el cual determinó el uso como fuente de alimentación del sistema electrónico, pero al tener un voltaje bajo es necesario hacer el uso de un elevador de voltaje, el elevador DC/DC que se seleccionó puede entregar máximo 4000 mA y la carga total requerida es de 4884 mA, en este caso se procedió a dividir la carga en dos grupos, donde fue conectado con dos baterías del mismo tipo, se muestra en la Tabla IV.10.

4.6.11.4 Cargador

Para seleccionar el tipo de cargador para las baterías se realizó la ponderación en la Tabla IV.11.

En la ponderación realizada el cargador adafruit power boost obtuvo el 0.82 el cual determinó el uso para cargar las baterías, cuenta con un micro USB a una velocidad de 1000 mA hasta 2000 mA máximo a 5 V, para el monitoreo del estado de carga como de descarga cuenta leds indicadores.

4.6.11.5 Elevador de voltaje (boost)

Para seleccionar el elevador de voltaje (boost) se procede a realizar la ponderación, se muestra en la Tabla IV.12.

En base a la ponderación realizada el elevador de voltaje DC/DC XL6009 obtuvo 0.89, el cual determinó el uso para la alimentación de los actuadores, microcontrolador y tarjeta receptora gForce joint, además, dicho elevador puede ser alimentado entre 3V a 32V y en la salida se puede obtener niveles de tensión entre 5V a 35V, con una salida máxima de 4 A.

4.6.11.6 Sensor mioeléctrico

Para seleccionar el sensor que se encarga de captar las señales mioeléctricas se procede a realizar la ponderación, se muestra en la Tabla IV.13.

En base a la ponderación realizada el sensor gForce 100 ARMBAND obtuvo 0.931, el cual determinó el uso de dicho sensor para la captación de las señales provenientes del brazo.

4.6.11.7 Filamento para impresión 3D

En la Tabla IV.14, se muestra la ponderación de los materiales analizados para la fabricación de la prótesis.

En base a la ponderación realizada el filamento PLA obtuvo 0.955, el cual determinó el uso para la construcción de la prótesis de antebrazo.

4.6.12 Pruebas de movimiento

Para realizar las pruebas de movimiento se basaron en el análisis realizado en el marco teórico donde se indica los ángulos de flexión – extensión de las articulaciones de las falanges además de la muñeca, en este caso se comparó los ángulos detallados en el marco teórico con los ángulos medidos de la articulación metacarpofalángica (MF) y interfalángica proximal (IFP) de cada uno de los dedos haciendo el uso del goniómetro.

A continuación, se detalla los ángulos de las articulaciones del dedo índice, medio, anular y meñique en la Tabla IV.15 - IV.16 - IV.17 - IV.18.

También se procedió a evaluar el movimiento de oposición del dedo pulgar que se detalla en la Tabla II.3, posteriormente, en la Tabla IV.19 se detalla el valor analizado con el valor medido.

En la Tabla IV.20 se muestra tanto los valores analizados como los valores medidos de la muñeca a través del goniómetro, además en la Tabla IV.21 se evaluó el nivel de funcionalidad de dichos movimientos.

4.6.12.1 Evaluación de los tipos de agarre

Se procede a evaluar el agarre de fuerza o esférico, cilíndrico, punta, gancho, precisión, tomando en cuenta el número de intentos para realizar el agarre requerido, se muestra en las Tablas IV.22- IV.23- IV.24- IV.25- IV.26.

5. ANÁLISIS Y DISCUSIÓN DE RESULTADOS

Una vez culminado con el diseño, construcción y ensamblaje del prototipo de prótesis de miembro superior izquierdo, se procedió a comprobar la funcionalidad al ejecutar los patrones de sujeción mencionados anteriormente, para el control de los diferentes agarres se desarrolló un algoritmo tomando en cuenta los movimientos estándar que viene del sensor gForce 100 ARMBAND, además para el movimiento de flexión como extensión se utilizó un potenciómetro logrando así aumentar el nivel de funcionalidad de la prótesis, además que los patrones de movimiento sean más controlables y estables.

Además, se pudo comprobar el nivel de resistencia del material al momento de realizar los diferentes agarres y movimientos en forma física ya que mediante software no tuvo problema alguno.

5.1 Instrucciones de funcionamiento

Se detalla el procedimiento a realizar tanto para introducir el socket junto a la prótesis como la ubicación del sensor para la captación de las señales mioeléctricas.

5.1.1 Instrucciones para la ubicación del sensor

Para el control de los actuadores es muy importante que la captación de las señales mioeléctricas sean excelentes para tal efecto es necesario tomar en cuenta los siguientes pasos:

- ✓ Limpiar la superficie de la piel ya que es donde los electrodos de tipo seco hacen contacto con la piel.
- ✓ Encender el sensor y para su sincronización con el gForce joint fue necesario ubicar a una distancia menor a 5 cm aproximadamente caso contrario no se sincronizará.
- ✓ Ubicar el sensor gForce 100 ARMBAND en el brazo, tomando en cuenta que la placa central es requisito ubicar al nivel de los tríceps.
- ✓ Una vez ubicado el sensor se procedió a realizar la comprobación de movimientos y tipos de agarre.

5.1.2 Instrucciones para la ubicación de la prótesis

- ✓ Inicialmente se empezó ubicando el socket y para lograr el objetivo se colocó una tela que cubre todo el muñón, misma que fue diseñado específicamente para la protección de la piel.
- ✓ El siguiente paso es colocar el socket sobre el muñón, verificando que se ajuste perfectamente y no genere molestias.
- ✓ Ajustar el perno que une la prótesis con el socket y encender el circuito de control

5.2 Pruebas de funcionamiento

En el diseño experimental se detalla los ángulos que realiza la prótesis, en este caso se realizó la evaluación del funcionamiento, donde se observa al dedo pulgar en su posición inicial Figura 5.1A y final una vez realizado el movimiento de oposición en la figura 5.1B, además se observa en la Figura 5.2 realizando movimiento de flexión y extensión de la falange distal del dedo pulgar.



Figura 5. 1. Dedo pulgar en posición inicial y posición final

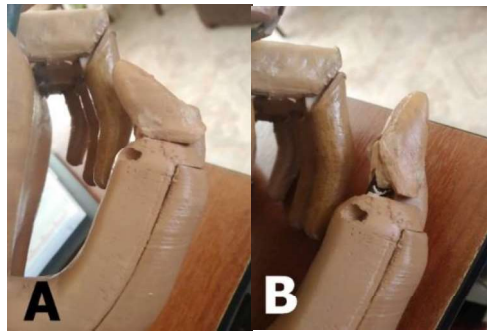


Figura 5. 2. A) Flexión B) Extensión de la falange distal del dedo pulgar.

5.2.1 Pruebas de flexión - extensión de la muñeca

En el análisis realizado en el marco teórico se determinó que la muñeca puede girar 90° en flexión palmar, pero en la vida diaria el rango utilizado es de 10° a 15° , también se consideró que la muñeca puede girar en extensión hasta 80° , sin embargo, en la vida diaria se utiliza una amplitud de movimiento de 35° . En la Figura 5.3 se muestra los movimientos de flexión - extensión de la muñeca y en posición inicial.

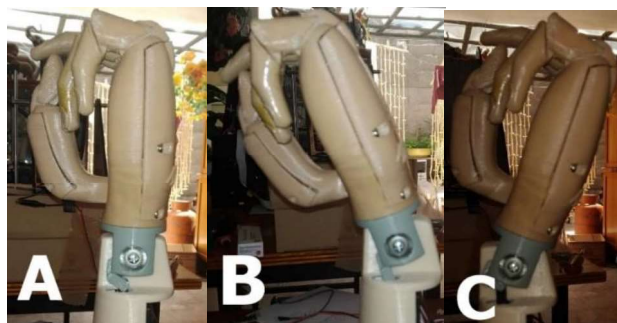


Figura 5. 3. A) Posición inicial, B) Movimiento de flexión y C) Movimiento de extensión.

5.2.2 Pruebas de agarre de fuerza o agarre esférico

Para lograr este tipo de agarre el dedo pulgar debió rotar en oposición directa en relación al dedo índice, dentro de este tipo de agarre se utilizó para sujetar una fruta, pelota u otros objetos que tengan una forma redonda, todos ellos de pequeñas dimensiones, además para probar con objetos más grandes se tuvo que cambiar de tipo de agarre que es el de extensión palmar, en la Figura 5.4, se muestra el tipo de agarre esférico con objetos pequeños.

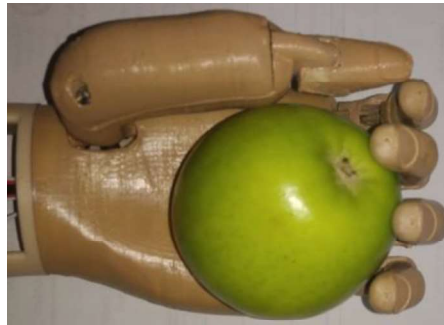


Figura 5. 4. Agarre de fuerza o agarre esférico

5.2.3 Pruebas de agarre cilíndrico o agarre de fuerza

Para conseguir el agarre cilíndrico se debió hacer rotar al dedo pulgar totalmente en oposición, el cual se utiliza para sujetar envases, botellas, vasos, manijas de linterna, entre otros objetos, de tal modo que todos los intentos por realizar el agarre cilíndrico fueron buenos, se observa en la Figura 5.5.



Figura 5. 5. Esquema de un amplificador variable.

5.2.4 Pruebas de agarre de punta

Para lograr el patrón de movimiento deseado que se muestra en la Figura 5.6, es cuando el dedo índice como el dedo pulgar se juntan, este movimiento permite recoger objetos pequeños y mantenerlos cuando se necesita de precisión. [49, p. 62]



Figura 5. 6. Agarre de punta

5.2.5 Pruebas de agarre de gancho

Para comprobar que el movimiento o patrón deseado se cumpla se procedió a levantar una funda cuyo peso aproximado fue de 1.5 kg además que cuenta con una agarradera, el cual permitió levantar y simular una actividad muy común en la vida diaria de una persona, dicho agarre es muy utilizado generalmente para levantamiento de carga con el codo extendido, se puede observar en la Figura 5.7.



Figura 5. 7. Agarre tipo gancho

5.2.6 Pruebas de agarre de palma o agarre de precisión

Para realizar el agarre de precisión el dedo pulgar se debió rotar en oposición directa en relación al dedo índice, dicho movimiento permite sujetar de manera precisa un lápiz para escribir, el resultado obtenido con el prototipo de mano es bueno, a continuación, se muestra en la Figura 5.8.



Figura 5. 8. Agarre de palma o agarre de precisión.

6. PRESUPUESTO Y ANÁLISIS DE IMPACTOS

6.1 Presupuesto

Se realizó el análisis de gastos realizados para el desarrollo de la propuesta tecnológica, con el fin de determinar el costo beneficio del mismo. Se encuentra tomado en cuenta la cantidad de los materiales del mismo, costo de impresión 3D, mano de obra, gastos indirectos.

A continuación, en la Tabla V.1 se detalla el costo de los materiales importados que se utilizó para la construcción del prototipo de prótesis de antebrazo izquierdo.

Además, en la Tabla V.2 se detalla los componentes que fueron comprados en la localidad

6.1.1 Costos de la maquinaria

Para la fabricación del prototipo fue necesario hacer el uso de varias máquinas pequeñas tanto para impresión como para poder pulir y lograr un buen acabado, entre otras actividades.

A continuación, en la Tabla V.3 se detalla la máquina utilizada con el número de horas.

6.1.2 Costos de herramientas

Para mejorar el detalle del prototipo de prótesis fue necesario realizar la adquisición de herramientas el cual se detalla a continuación en la Tabla V.4.

6.1.3 Costo de las horas de ingeniería en diseño y fabricación

Para lograr el diseño final del prototipo se han empleado varias horas tanto en diseño como en la fabricación final, tiempo de realización de pruebas y corrección de errores, se detalla en la Tabla V.5.

Para determinar el costo de la hora de trabajo se estimó el sueldo de un ingeniero electromecánico que es de \$1300 (mil trescientos dólares americanos), posterior a ello se realizó el cálculo tomando en cuenta al Código de Trabajo, donde menciona que durante la semana deben cumplirse las 40 horas.

Cálculo de horas al mes

$$\# \text{ horas} = 8 \text{ horas} \times 20 \text{ días}$$

$$\# \text{ horas} = 160$$

Cálculo del costo de la hora

$$\text{Costo} = \frac{\$1300}{160 \text{ horas}} = 8.13 \text{ \$/hora}$$

6.1.4 Costos indirectos

Durante el proceso de desarrollo e implementación del prototipo de prótesis se han incluido los valores indirectos que se han presentado, se muestra en la Tabla V.6.

Finalmente, se procedió a sumar los rubros de todas las tablas del ítem 6.1, para determinar el costo total del proyecto, se muestra en la Tabla V.7.

6.1.5 Costo de una prótesis comercial

Se ha tomado como referencia a una prótesis extranjera debido a su nivel de funcionalidad que es casi a la misma de una mano humana, cuentas con múltiples agarres, cuenta con buena resistencia, pero tiene un costo total aproximado de \$ 25000.

6.1.6 Análisis de costo – beneficio del proyecto

Para realizar el costo beneficio se ha tomado como referencia a una prótesis comercial extranjera que se detalla en el ítem anterior, con relación al proyecto que se ha realizado en la Universidad Técnica de Cotopaxi, para lograr dicho objetivo se relacionó ambos valores, como se observa a continuación.

$$\frac{A}{B} = \frac{\text{costo prótesis comercial}}{\text{costo del proyecto}}$$

$$\frac{A}{B} = \frac{25000 \$}{4141.51 \$}$$

$$\frac{A}{B} = 6.036$$

Dado el resultado el costo beneficio es mayor a uno por tal motivo se puede definir que el proyecto es rentable, en virtud del resultado se procede a calcular el porcentaje de ahorro.

$$\text{Ahorro} = \frac{\text{Costo prótesis comercial} - \text{Costo final del proyecto}}{\text{Costo prótesis comercial}}$$

$$\text{Ahorro} = \frac{25000 \$ - 4141.51 \$}{25000 \$}$$

$$\text{Ahorro} = 0.8343 \times 100\%$$

$$\% \text{ Ahorro} = 83.43 \%$$

El resultado es un indicador que permitió concluir que el ahorro es significativo en relación a la prótesis comercial.

6.1.7 Ingresos de la producción de prótesis

Para determinar el ingreso anual se determina mediante el número de ventas anuales, se muestra en la Tabla V.8.

6.1.8 Egresos de la producción de prótesis

Se tomó en cuenta todos los gastos involucrados en el proceso de producción de la prótesis de miembro superior, se muestra en la Tabla V.9.

6.1.9 Viabilidad VAN y TIR

Se tomó una inflación del 2 % = 0.02 de incremento por cada año, en la Tabla V.10 se muestra el flujo de caja durante los 5 años en el cual se debe recuperar la inversión, además para calcular el VAN y TIR se utilizó la hoja de cálculo de Excel, con una tasa interna de interés del 10%.

De acuerdo a los resultados obtenidos da a conocer que el proyecto es viable, donde obtiene un VAN (Valor Actual Neto) positivo de USD 5895.60 de una inversión inicial de 4,141.51. Además, el TIR obtenido es del 68.8 %.

6.2. Análisis de impactos

6.2.1 Impacto práctico:

Dentro del impacto práctico se determinó que la prótesis tiene la capacidad de contribuir al desarrollo de la vida diaria del paciente, pudiendo realizar diferentes tipos de agarre además de poseer la capacidad de realizar los movimientos de flexión como extensión de la muñeca, permite levantar diferentes objetos de diferente tamaño, pero esta sin exceder las 14 libras, ya que es la capacidad máxima de cada uno de los micros servos lineales. En base al análisis de costo-beneficio donde se relacionó el costo de la propuesta tecnológica que es de \$ 4141.51 con el de una prótesis extranjera que es de \$ 25000 dando como resultado un ahorro del 83.43%, el cual indica que dicha propuesta permite ayudar a personas de bajos recursos económicos a que tengan una prótesis electrónica de antebrazo izquierdo permitiéndoles insertarse de una manera más inclusiva a la sociedad.

6.2.2 Impacto simbólico:

Dentro del impacto simbólico conlleva al desarrollo de una prótesis que en un futuro tendrá un fin comercial a un costo no elevado, logrando así que las personas que cuentan con dicha discapacidad tengan acceso a la misma y continúen con su vida sin complicaciones.

6.2.3 Impacto tecnológico:

En el Ecuador se ha desarrollado prótesis con la capacidad de realizar agarres básicos que son controlados con los gestos predefinidos, en este caso por el sensor MYO de la empresa canadiense Thalmic Labs (actualmente cerrada) y también se ha desarrollado mecanismos para realizar el movimiento de pronación – supinación de la muñeca, en la presente propuesta tecnológica se empleó un nuevo sensor que capta las señales mioeléctricas llamado gForce 100 ARMBAND de la empresa China Oymotion, además de los agarres se ha propuesto un mecanismo para realizar el movimiento de flexión – extensión de la muñeca, ya que dicho movimiento es de vital importancia para el paciente en su vida diaria, para tal efecto se instaló un potenciómetro que es el encargado de realizar tal fin, dentro del desarrollo se optó por mejorar el nivel de estabilidad, apariencia física del miembro protésico superior izquierdo.

6.2.4 Impacto ambiental:

Dentro del impacto ambiental destaca que el prototipo de prótesis se ha fabricado con filamento PLA ya que es un material no tóxico además se aplicó la impresión mediante la tecnología 3D el cual tiene la capacidad de realizar diseños con un nivel de complejidad alta y ocupa el material necesario evitando desperdicios como contaminación al ambiente.

6.2.5 Impacto ético:

Dentro del impacto ético permite satisfacer necesidades básicas como valerse por sí mismo en cada actividad diaria que realiza, mejora su autoestima logrando evitar ser discriminados por su apariencia física, además de permitir realizar tareas o movimientos complejos por sí mismos.

6.2.6 Impacto epistemológico:

Dentro del desarrollo del prototipo de prótesis se ha empleado el diseño mecánico, programación avanzada en microcontroladores y también se abrió la interrogante de aplicar inteligencia artificial el cual permitirá mejorar el nivel de aprendizaje para cada movimiento.

7. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

7.1 Conclusiones

- ✓ Se ha determinado un algoritmo de control por medio de una declaración de funciones que permita realizar los tipos de agarre y los valores que muestra el sensor son del tipo Booleano.
- ✓ Para la construcción del prototipo de prótesis se utilizó el filamento PLA de acuerdo al análisis de sus propiedades mecánicas, a través del análisis computacional se ha

comprobado que tiene un factor de seguridad que es mayor a 1, lo que implica que la estructura tiene una buena resistencia.

- ✓ Es importante determinar los parámetros antropométricos del miembro superior, ya que para ello se empleó el mecanismo de Toronto que consta de varias barras rígidas, para el cálculo fue necesario utilizar valores supuestos como la distancia que conecta el eslabón y la corredera que es de 10 mm y el ángulo para la apertura de los dedos es de 85°, mientras que el resto de los valores son calculados mediante la herramienta Excel.
- ✓ Para el proceso de impresión de la prótesis fue necesario tener en cuenta que la cama caliente debió estar a 60°, ya que con esta temperatura las piezas tienen una mejor adhesión tomando en cuenta que también se realizó a velocidad baja de 28 mm/s logrando un acabado de calidad y para el diseño de la placa de control se utilizó un grosor de las pistas de 40 μ m en el software Proteus y para la fabricación se utilizó el proceso de quemado con ácido Férrico.
- ✓ En el ensayo del paciente se ha comprobado que existe un error en lectura debido a que el sensor debe estar posicionado correctamente, para lograr el control fue necesario un entrenamiento a través de la aplicación en el celular y hasta alcanzar el dominio se procedió a realizar las pruebas con los agarres.

7.2 Recomendaciones

- ✓ Para la construcción de un nuevo prototipo se recomienda analizar nuevos materiales aún más resistentes permitiendo al usuario lograr trabajos más duros.
- ✓ Se recomienda investigar acerca del diseño de una matricaria para la aplicación del método de la fundición de materiales como el acero y la resina razón por la cual son materiales más resistentes.
- ✓ Para lograr más tipos de agarres es recomendable investigar más sensores no invasivos para la detección de señales.
- ✓ Antes de usar el prototipo de brazo es muy importante colocarse el sensor y realizar la calibración mediante la aplicación del celular, tomando en cuenta que el modulo bluetooth debe ubicarse al nivel de los tríceps.
- ✓ Para cargar las baterías se recomienda utilizar un cargador que no supere los 5 v a 2 A, así evitar que disminuya la vida útil de los elementos electrónicos y de la batería.
- ✓ Para el diseño de la prótesis es importante considerar los parámetros antropométricos del paciente para lograr un diseño personalizado con el fin de mantener proporcionalidad estética y sea simétrico con ambos miembros superior humano.

8. REFERENCIAS

- [1] J. L. Vargas Pérez, L. F. Yunga Patiño, L. F. Cajamarca Guambaña, y J. L. Matute Salinas, «Diseño, construcción e implementación de prótesis biomecánica de mano derecha (segunda fase)», mar. 2015.
- [2] E. R. Haro Sangoquiza y C. P. Román Herrera, «Diseño y construcción de un prototipo de prótesis mioeléctrica para desarticulación de muñeca», 2017.
- [3] M. B. Monar Naranjo y L. A. Murillo Mantilla, «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.», oct. 2015.
- [4] M. Chimborazo, «MIEMBROS SUPERIORES», Maritza Chimborazo Estrella, 09-feb-2015. .
- [5] D. A. Martínez Conteiro, «Diseño, Construcción e Implementación de un Brazo Robótico controlado por Señales Mioeléctricas para personas con Discapacidad en Miembros Superiores», UNIVERSIDAD NACIONAL DE CAAGUAZU, Coronel Oviedo - Paraguay, 2018.
- [6] J. L. Pedraza Moromenacho, «Diseño e implementación de un sistema de adquisición de señales de electromiograma (emg) basado en electrodos secos y su utilización para el control de una mano robótica», oct. 2017.
- [7] A. I. Kapandji, Fisiología Articular, 6 a. Francia: Medica Panamericana, 2012.
- [8] A. Beitia Ruiz, «Lesiones más comunes de los tejidos blandos del codo», eFisioterapia, 05-nov-2008. [En línea]. Disponible en: <https://www.efisioterapia.net/articulos/lesiones-mas-comunes-los-tejidos-blandos-del-codo>. [Accedido: 28-may-2019].
- [9] A. Moreaux, Anatomía artística del hombre: compendio de anatomía ósea y muscular. Capitel Editores, 2005.
- [10] «Morfología de manos y pies». .
- [11] L. M. Tobar Subia Contenido, «Prototipo de prótesis robótica para la mano», 2010.
- [12] Augusto Garcia Sanchez, «ANATOMÍA. Contenidos. Unidad 5 MÓDULO DE BASES ANATÓMICAS Y FISIOLÓGICAS DEL DEPORTE. Extremidad superior. - PDF». [En línea]. Disponible en: <https://docplayer.es/7884500-Anatomia-contenidos-unidad-5-modulo-de-bases-anatomicas-y-fisiologicas-del-deporte-extremidad-superior.html>. [Accedido: 02-may-2019].
- [13] J. P. Á. López, «Control de una prótesis de mano para varios tipos de presión empleando comandos de voz», p. 149, 2016.

- [14] M. T. Ángulo Carrere, A. Alvarez Mendez, y Y. Fuentes Peñaranda, «Biomecánica de la Extremidad Superior Exploración de la Muñeca», p. 17, 2011.
- [15] J. M. Dorador-Gonzalez, R. Flores-Luna, y A. M Juárez, «DISEÑO DE PROTOTIPO DE PRÓTESIS MECATRÓNICA DE MANO», sep. 2006.
- [16] M. J. P. H.-R. Beatriz López Martín, «Amputación». .
- [17] B. Guaricela y J. Luis, «Diseño, construcción e implementación de una prótesis biomecánica de mano derecha», p. 163, jul. 2013.
- [18] por L. J. O. Quimbaya, «MÓDULO DE AMPUTADOS». .
- [19] U.-F. ciencias D. L. S.-C. L. kinesiología Y. Fisiatria, «PROTESIS DE MIEMBRO SUPERIOR: PARA TENER EN CUENTA A LA HORA DE USAR UNA PROTESIS», PROTESIS DE MIEMBRO SUPERIOR, 06-oct-2009. .
- [20] «Brazos biónicos permiten recuperar las funciones y el tacto a amputados», ELMUNDO, 09-oct-2014. [En línea]. Disponible en: <https://www.elmundo.es/ciencia/2014/10/09/543680af268e3e63668b457d.html>. [Accedido: 02-may-2019].
- [21] Bebionic, «Mano electrónica bebionic 3 | Protésica», Mano protesica bebionic 3, 2015. [En línea]. Disponible en: <http://protesica.com.co/portfolio-item/mano-electronica-bebionic-3/>. [Accedido: 01-jun-2019].
- [22] «i-Limb Quantum». [En línea]. Disponible en: <https://www.ossur.es/soluciones-protesicas/productos/touch-solutions/i-limb-quantum>. [Accedido: 03-jul-2019].
- [23] OSSUR, «i-Limb Quantum», mar-2019. [En línea]. Disponible en: <https://www.ossur.es/soluciones-protesicas/productos/touch-solutions/i-limb-quantum>. [Accedido: 04-jun-2019].
- [24] Ottobock, «Prótesis de mano Michelangelo», Prótesis de mano Michelangelo, 2014. [En línea]. Disponible en: <https://www.ottobock.es/protesica/miembro-superior/sistemas-de-brazo-y-mano/axon-bus-con-mano-michelangelo/>. [Accedido: 04-jun-2019].
- [25] Ottobock, «Mano protésica MyoFacil | Ottobock ES», Sistema de mano protésica MyoFacil, 2014. [En línea]. Disponible en: <https://www.ottobock.es/protesica/miembro-superior/sistemas-de-brazo-y-mano/sistema-protesico-myofacil/>. [Accedido: 04-jun-2019].
- [26] Vincent, «VINCENT SYSTEMS», Vincent Evolution 3, 04-jun-2019. [En línea]. Disponible en: <https://vincentsystems.de/en/prosthetics/vincent-evolution-3/>. [Accedido: 04-jun-2019].

- [27] D. H. Myszka, Máquinas y mecanismos . México, D.F.: Pearson Educación, 2012.
- [28] R. R. Mario, V. B. Ángel, y V. G. Gustavo, «Detección y Acondicionamiento de Señales Mioeléctricas», p. 5, 2011.
- [29] I. Bastián Chimal, «Desarrollo de una API para el dispositivo MYO», 2017. [En línea]. Disponible en: <https://cdigital.uv.mx/>. [Accedido: 05-may-2019].
- [30] «gForce100_manual_v1.1-eng.pdf». .
- [31] J. L. Brito Guaricela, M. X. Quinde Abril, y J. D. Cuzco Patiño, «Diseño, construcción e implementación de una prótesis biomecánica de mano derecha», jul. 2013.
- [32] A. Actuonix, «Datasheet - Actuonix PQ12». 15-feb-2019.
- [33] W. B. W. Bolton, Ingeniería de control. Alfaomega, 2006.
- [34] F. J. C. Sierra, C/C++. Curso de programación. 4ª Edición. Grupo Editorial RA-MA, 2015.
- [35] O. Torrente Artero, Arduino Curso Práctico de Formación, Primera. México, D.F.: Alfaomega, 2013.
- [36] UNAM, «Guía de Programación PWM». 2019.
- [37] M. H. Rashid, Electrónica de Potencia, Circuitos, Dispositivos y Aplicaciones, Tercera., vol. 2, 4 vols. Naucalpan de Juárez, Edo. de México: Prentice Hall Hispanoamericana, S.A., 1995.
- [38] Lady Ada, «Adafruit Powerboost 1000C». 26-mar-2019.
- [39] J. Chaur Bernal, Diseño conceptual de productos asistido por ordenador : Un estudio analítico sobre aplicaciones y definición de la estructura básica de un nuevo programa. Universitat Politècnica de Catalunya, 2005.
- [40] S. Álvarez, «Autodesk Inventor un sistema de diseño mecánico inteligente con modelado 3D | ARTICULOS | SECCION ARTICULOS», Autodesk Inventor un sistema de diseño mecánico inteligente con modelados 3D, 23-jun-2015. [En línea]. Disponible en: <http://www.3dcadportal.com/autodesk-inventor-un-sistema-de-diseno-mecanico-inteligente-con-modelado-3d.html>. [Accedido: 22-may-2019].
- [41] F. Costa, «Análisis de resistencia de Prototipos Digitales». 2012.
- [42] L. G. Reyes, «Análisis documental de las ventajas de la impresión 3D / Documentary analysis of the advantages of 3D printing», RECI Rev. Iberoam. Las Cienc. Comput. E Informática, vol. 6, n.º 11, pp. 1-12, ene. 2017.
- [43] V. A. Cepeda Tovar, «Análisis de las propiedades fisicoquímicas de materiales poliméricos para re-uso en impresiones 3D», CienciAcierta, n.º 55, p. 13, sep. 2018.

- [44] «Impresora Anet A6», Detalles del Producto, 2018. [En línea]. Disponible en: https://sc01.alicdn.com/kf/HTB1P6rgf8jTBKNjSZFuq6z0HFXaI/230432062/HTB1P6rgf8jTBKNjSZFuq6z0HFXaI.jpg_.webp. [Accedido: 08-may-2019].
- [45] S. Gomez Gonzalez, Impresión 3D. Marcombo, 2016.
- [46] Anet, «3D printer A6 - 3d printer - Shenzhen Anet Technology Co.,Ltd», Anet 3D printer, 2018. [En línea]. Disponible en: http://www.anet3d.com/prod_view.aspx?TypeId=12&Id=179&FId=t3:12:3. [Accedido: 08-may-2019].
- [47] I. N. Diaz Lavana, «DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN SOCKET DE MIEMBRO SUPERIOR CON SUSPENSIÓN AJUSTABLE», Universidad Nacional Autónoma de México, Mexico, 2008.
- [48] AG Electrónica S.A, «OEM ARDUINO NANO V3.0». 20-oct-2017.
- [49] C. A. Quinayás Burgos, «DISEÑO Y CONSTRUCCION DE UNA PROTESIS ROBOTICA DE MANO FUNCIONAL ADAPTADA A VARIOS AGARRES», Universidad del Cauca, Popayán, 2010.

ANEXOS

UNIVERSIDAD TÉCNICA DE COTOPAXI

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA INGENIERÍA Y APLICADAS
CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTROMECAÁNICA

PROPUESTA TECNOLÓGICA

“DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE CONTROL ELECTRÓNICO A TRAVÉS DE UN MICRO CONTROLADOR CON SEÑALES MIOELÉCTRICAS PARA EL MEJORAMIENTO DE LA MOVILIDAD DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS DE ANTEBRAZO HUMANO IZQUIERDO”

Proyecto de Titulación presentado previo a la obtención del Título de Ingeniero en Electromecánica

ANEXO I: PLANOS ELÉCTRICOS Y MECÁNICOS PARA LA PRÓTESIS DE ANTEBRAZO

Autores:

Álvarez Caiza Luis Eduardo

Betún Remache Edwin Adolfo



UNIVERSIDAD TÉCNICA DE COTOPAXI
Marzo 2019 - Agosto 2019



UNIVERSIDAD TÉCNICA DE COTOPAXI

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA INGENIERÍA Y APLICADAS
CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTROMECAÁNICA

PROPUESTA TECNOLÓGICA

“DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE CONTROL ELECTRÓNICO A TRAVÉS DE UN MICRO CONTROLADOR CON SEÑALES MIOELÉCTRICAS PARA EL MEJORAMIENTO DE LA MOVILIDAD DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS DE ANTEBRAZO HUMANO IZQUIERDO”

Proyecto de Titulación presentado previo a la obtención del Título de Ingeniero en Electromecánica

ANEXO II: TABLAS MARCO TEÓRICO

Autores:

Álvarez Caiza Luis Eduardo

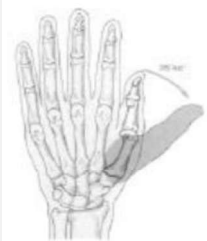



Betún Remache Edwin Adolfo



UNIVERSIDAD TÉCNICA DE COTOPAXI
Marzo 2019 - Agosto 2019




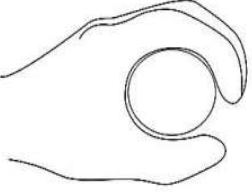
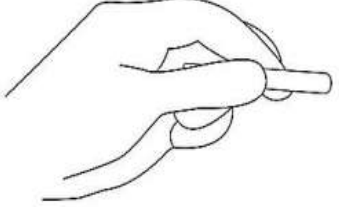


Tabla II. 3. Tipos de movimiento del pulgar.

TIPO	DEFINICIÓN	GRÁFICO
Abducción-extensión	Separa el dedo pulgar del eje de la mano, su amplitud es de 35 a 40°, este movimiento abre la mano.	
Aducción	Se aproxima el dedo pulgar al eje de la mano. Su amplitud es de 35 a 40°.	
Oposición	Combinada con la flexión del dedo pulgar, lo conduce frente al dedo meñique. Se trata de un movimiento de prensión o cierre de la mano y presenta una amplitud de 45 a 60°.	
Reposición	Restablece el dedo pulgar a su posición inicial de partida, su amplitud es necesariamente igual a la del movimiento precedente.	

Fuente: [5, pp. 128-129]



Tabla II. 4. Tipos de agarre.

Tipo de Agarre	Figura
Agarre de Fuerza o agarre esférico	
Agarre Cilíndrico o agarre de fuerza	
Agarre de punta	
Agarre de gancho	
Agarre de Palma o agarre de precisión	

Fuente: [13, p. 17]



Tabla II.5. Áreas de aplicación de señales electromiográficas

Investigación Médica	Rehabilitación
<ul style="list-style-type: none"> • Ortopedia • Cirugía • Neurología • Análisis de postura 	<ul style="list-style-type: none"> • Post cirugía • Rehabilitación neurológica • Terapia física • Terapia de entrenamiento
Ergonomía	Ciencia del deporte
<ul style="list-style-type: none"> • Análisis de demanda • Prevención de riesgos • Diseños ergonómicos • Certificación de productos 	<ul style="list-style-type: none"> • Biomecánica • Análisis de movimientos • Entrenamiento de atletas • Deportes de rehabilitación

Fuente: [29, p. 4]







Tabla II. 6. Hardware del sensor gForce 100 ARMBAND

Elemento	Descripción
Sensores	<ul style="list-style-type: none"> ✓ 8 sensores EMG de acero inoxidable de grado médico ✓ 9 IMU de nueve ejes altamente sensible que contiene giroscopio de tres ejes, acelerómetro de tres ejes, magnetómetro de tres ejes
Wireless	✓ Bluetooth 4.0 de bajo consumo
LED	✓ Doble LED indicador
Vibración	✓ Vibración configurable de múltiple modo
Procesador	✓ ARM Cortex M4 con FPU
Batería	<ul style="list-style-type: none"> ✓ Bateria de Ion de Litio con una vida útil de hasta 10 horas ✓ Recargable con cable micro USB

Fuente: [30, p. 1]



Tabla II. 7. Gestos predeterminados del gForce 100 ARMBAND

Puño	Mano abierta	Palma hacia adentro
		
Mano hacia arriba	Pellizco	Disparar
		

Fuente: [30, p. 2]

Tabla II.8 Especificaciones técnicas de la impresora 3D Anet A6

Detalle	Especificación	Detalle	Especificación
Resolución de impresión	de 0.1 – 0.4 mm	Precisión de posición del eje XY	0.012 mm
Boquilla	1	Precisión de posición del eje Z	0.004 mm
Velocidad de movimiento	de 30 ~ 200 mm/s	Filamentos imprimibles	PLA ABS HIPS
Velocidad de impresión	de 40 ~ 120 mm/s	Diámetro del filamento	1.75 mm
Tamaño de la boquilla	0.4 mm	Formato de entrada de datos	STL OBJ JPG

Continúa...



Temperatura máxima del extrusor	250 °C	Formato de salida de datos	Gco Gcode
Temperatura de la cama caliente	100 °C	Fuente de alimentación	220V/110V 250W
Material de la cama	Aluminio PCB	Sistema operativo	Windows / Mac

Fuente: [40]

Tabla II. 9. Propiedades fisicoquímicas del ABS.

Propiedades	ABS
Fuerza de tensión (GPa)	3.516-5.274
Temperatura de transición del vidrio (°C)	105
Punto de fusión (°C)	Sólido amorfo
Formula química	$(C_8H_8-C_4H_6-C_3H_3N)_n$
Densidad (g/cm ³)	0.9-1.53
Capacidad calorífica (J/kg-k)	1300
Fuerza de flexión (kgf/mm ²)	189.881-267.240
Estado solido	Granulado
Color	Variado según la granulación
Olor	Ligero,olor propio del material
Temperatura de ablandamiento	90°C (DIN/EN/ISO 306)
Temperatura de ignición	400 °C (DIN/51794)
Propiedades Comburentes	No es comburente

Fuente: [43, p. 8]



Tabla II.10 Propiedades mecánicas y térmicas del PLA

Propiedades Térmicas	PLA
Peso molecular (g/mol)	66.000
Gravedad específica	1.27
Densidad del solido (g/cm ³)	1.252
Tg (°C)	55
Tm (°C)	165
Capacidad Calorífica (J/kg-°C)	
190 °C	2060
100 °C	1955
55°C	1590
Conductividad Térmica (W/m-°C)	
190°C	0.195
109°C	0.197
48°C	0.111
Propiedades Mecánicas	
Resistencia a la tracción (MPa)	59
Alargamiento a la rotura (%)	7
Módulo elástico (MPa)	3500
Módulo de corte (MPa)	1287
Radio de Poisson	0.36
Rendimiento	70
Resistencia a la flexión (MPa)	106



Dureza (HR)	88
Temperatura de reflexión térmica (°C)	55
Porcentaje de elongación (%)	11.3
Módulo de Young (MPa)	1280

Fuente: [41, p. 9] [41, p. 9]

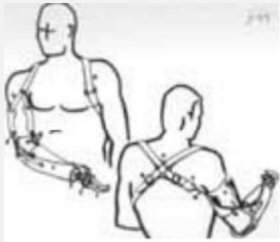

Tabla II. 11. Propiedades fisicoquímicas del HIPS.

Propiedades	HIPS
Gravedad específica (g/cm ³)	1.04
Contenido máximo de humedad	0.010
Durezas	109
Resistencia a la tracción	34.3 MPa espesor de 3.20 mm
Resistencia a la tensión	53.9 MPa espesor de 3.20 mm
Módulo de flexión	2.67 GPa espesor de 3.20 mm
Punto de reblandecimiento	95°C, peso 5kg
Flamabilidad	HB, espesor >= 1.60 mm

Fuente: [43, p. 10]



Tabla II. 12. Tipos de socket

TIPO DE SOCKET	DESCRIPCIÓN	VENTAJAS	DESVENTAJAS
<p>Suspensión asistida</p> 	<p>Consiste en un segmento de contacto total con el muñón, ayudado de un sistema de correas</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Cuando el tamaño de muñón es muy pequeño ofrece buen rango de movimiento. - Seguridad en la suspensión - Buen rango de flexión-extensión 	<ul style="list-style-type: none"> - Incomodo - No distribuye la presión de forma uniforme -Deficiente transferencia energía del muñó a la prótesis
<p>De auto suspensión</p> 	<p>El socket y el muñón se fijan en una posición de flexión y extensión final, el socket depende de la anatomía para tener una restricción física.</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Más cómodo que el Split socket - Se puede optar por diferentes tipos de suspensión - Mayor facilidad de uso - Se puede aplicar mayor esfuerzo de torsión sobre el codo 	<ul style="list-style-type: none"> - Limitación en el rango de flexión-extensión - Dependiendo del tipo de suspensión es la capacidad de carga

Fuente: [47, p. 15]



UNIVERSIDAD TÉCNICA DE COTOPAXI

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA INGENIERÍA Y APLICADAS
CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTROMECAÁNICA

PROPUESTA TECNOLÓGICA

“DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE CONTROL ELECTRÓNICO A TRAVÉS DE UN MICRO CONTROLADOR CON SEÑALES MIOELÉCTRICAS PARA EL MEJORAMIENTO DE LA MOVILIDAD DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS DE ANTEBRAZO HUMANO IZQUIERDO”

Proyecto de Titulación presentado previo a la obtención del Título de Ingeniero en Electromecánica

ANEXO III: FIGURAS METODOLOGÍA

Autores:

Álvarez Caiza Luis Eduardo

Betún Remache Edwin Adolfo



UNIVERSIDAD TÉCNICA DE COTOPAXI
Marzo 2019 - Agosto 2019



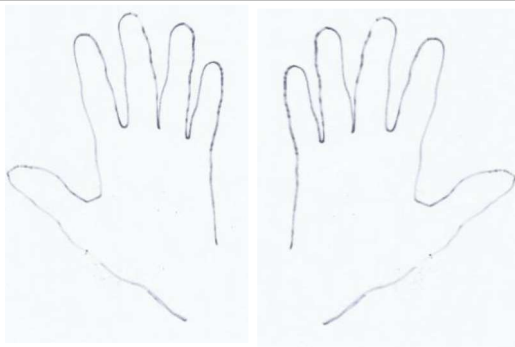


Figura III. 1. Trazo de la mano derecha e izquierda a contraluz.

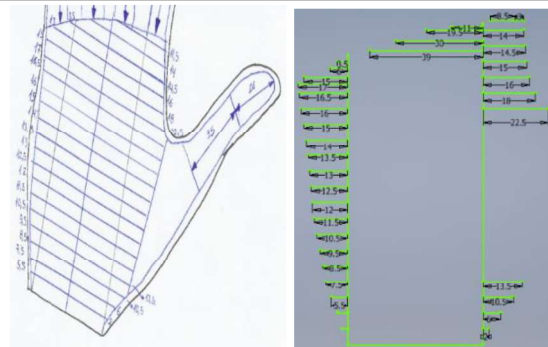


Figura III.2. Trazado de medidas de la mano izquierda.

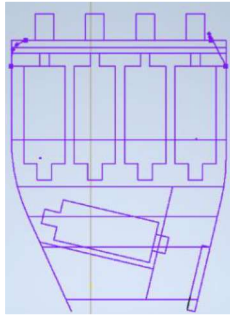


Figura III.3. Croquis de la Palma.

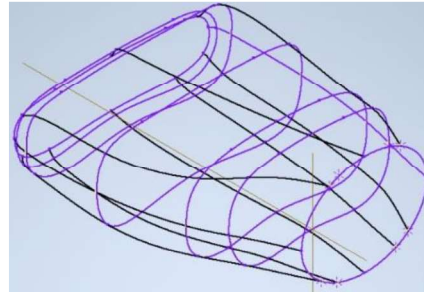


Figura III.4. Definición de los croquis en diferentes planos y líneas guías.

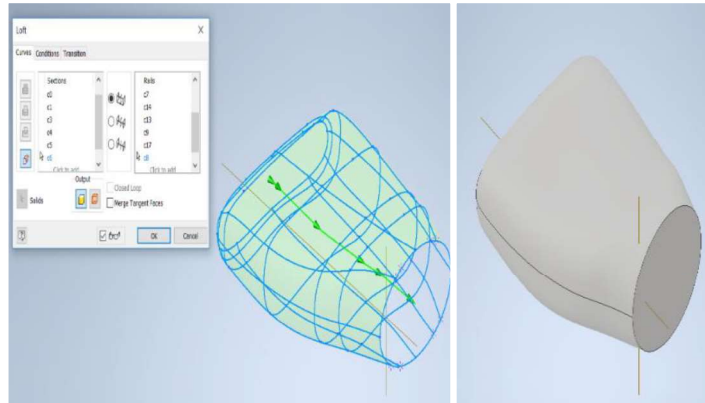
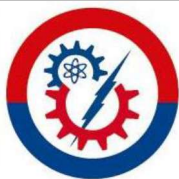


Figura III.5. Construcción del sólido a través de la herramienta Solventar.



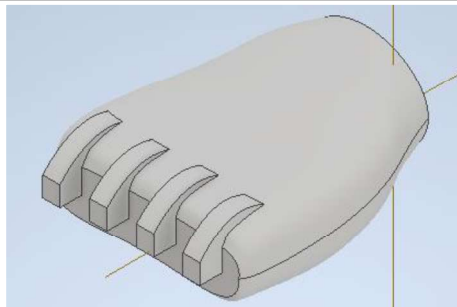


Figura III.6. Construcción de varios sólidos para los soportes de los dedos.

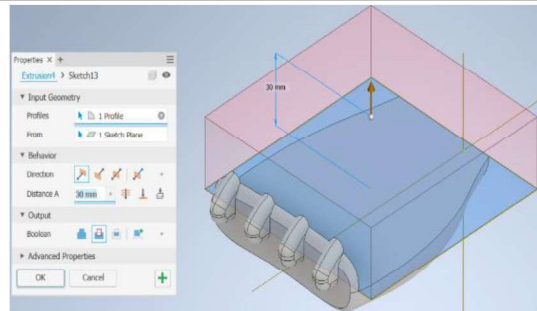


Figura III.7. Extrusión de la cara superior de la mano.

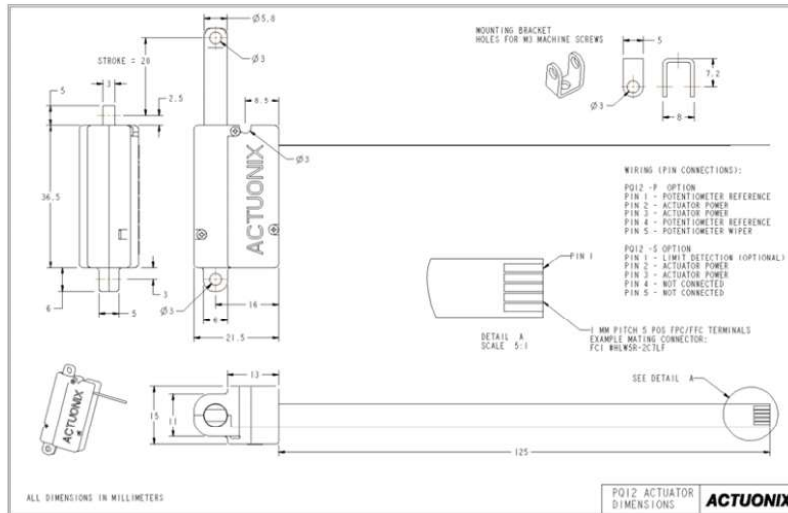


Figura III.8. Medidas del Actuador Lineal Actuonix PQ12R.

Fuente: [32, p. 3]

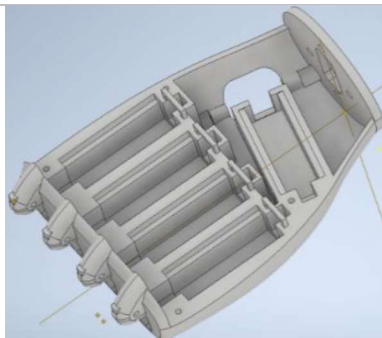


Figura III.9. Diseño de la cara inferior de la mano

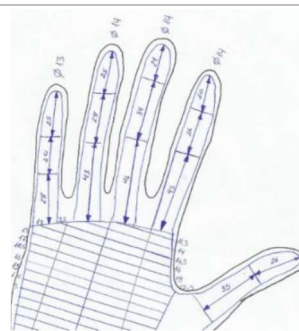


Figura III.10. Medidas de las falanges del paciente.



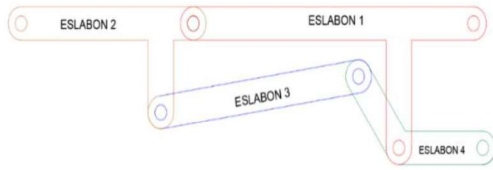


Figura III. 11. Esquema de los eslabones del Mecanismo de Toronto.

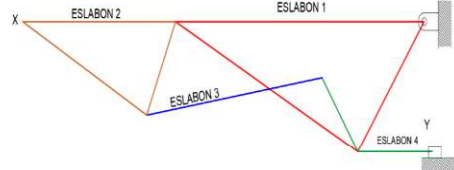


Figura III.12. Diagrama cinemático del dedo.

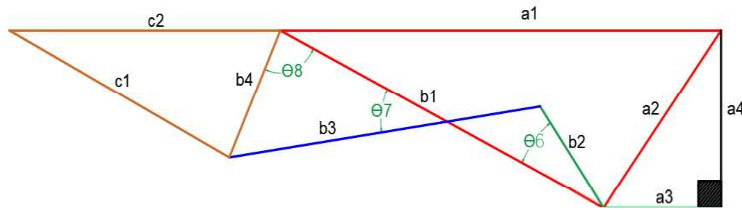


Figura III.13. Esquema de triángulos del mecanismo del dedo.

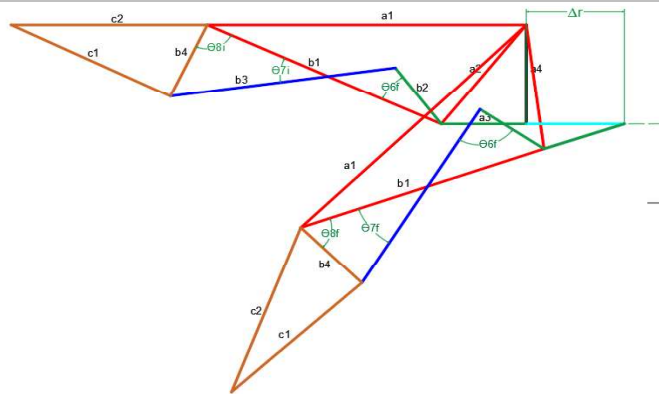


Figura III.14. Desplazamiento del dedo de la mano

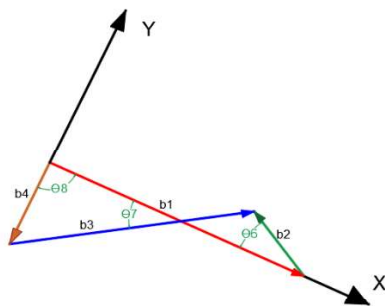


Figura III.15. Diagrama Vectorial de las posiciones del mecanismo.

Datos del mecanismo del dedo					
	Grados	Radianes		Grados	Radianes
O8i	110	1.919862177	O8f	50	0.872665
O6i	15.31	0.267209908	O6f	130	2.268928
Milímetros			Milímetros		
b1	19.2094		b4	11.4018	
Distancias					
b2	Numerador			-431.3886092	
	Denominador			-67.57482718	
	Division			6.383865519	
b3	Cuadrados			441.1161467	
	Raiz			21.00276522	

Figura III.16. Tabla de cálculos de las distancias en el software Excel.



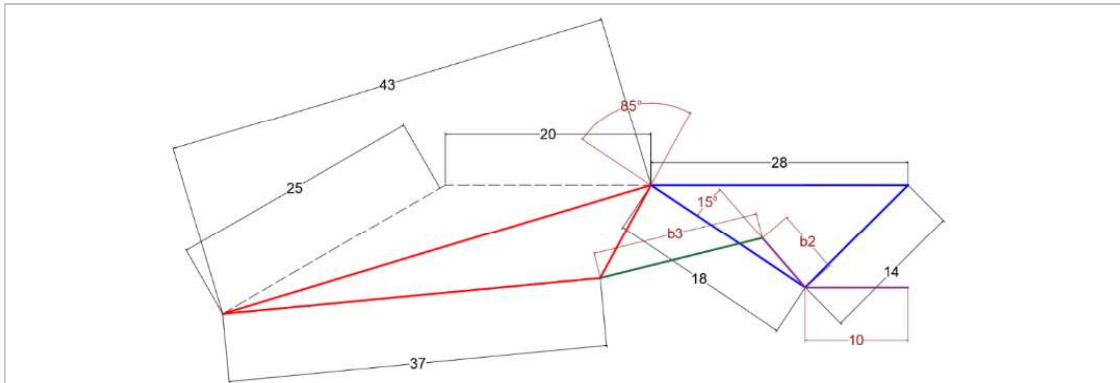


Figura III.17. Diagrama cinemático del dedo menique con sus respectivos valores.

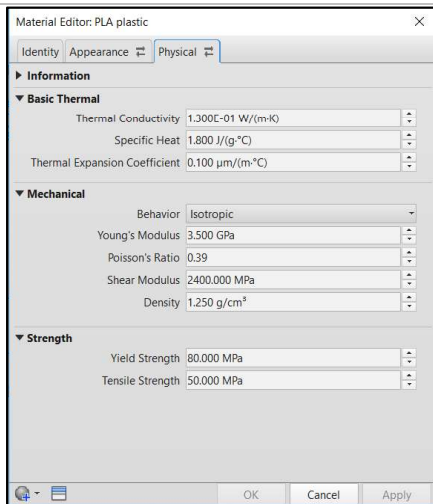


Figura III. 26. Ingreso de las propiedades mecánicas, térmicas del PLA en Inventor.

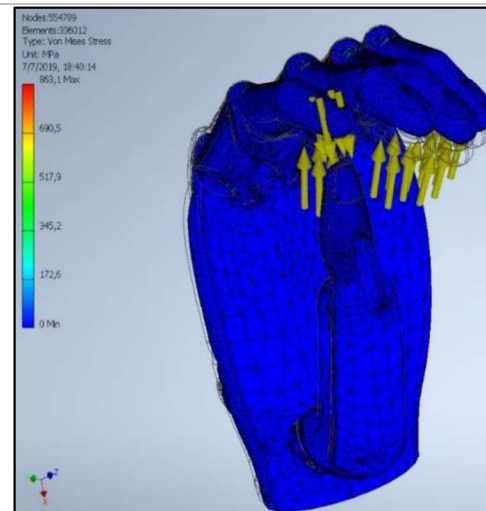


Figura III.27. Cargas distribuidas en los dedos por la presión de un objeto.

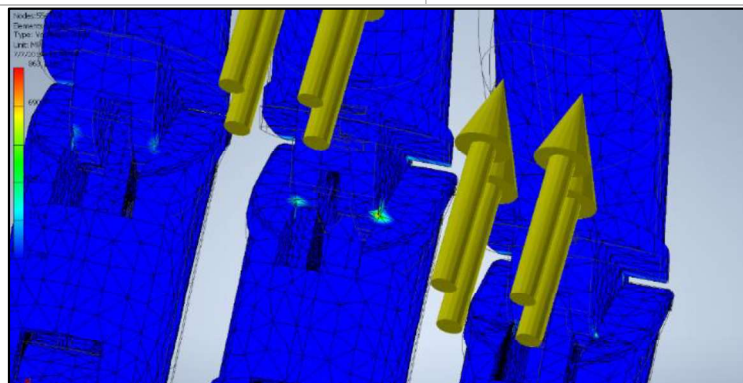


Figura III.28. Ubicación de la rotura de la unión de las falanges.



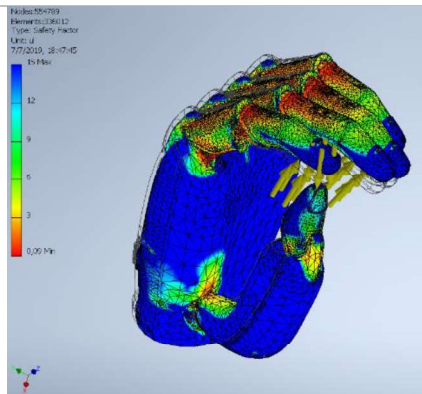


Figura III.29. Factor de Seguridad en la Mano.

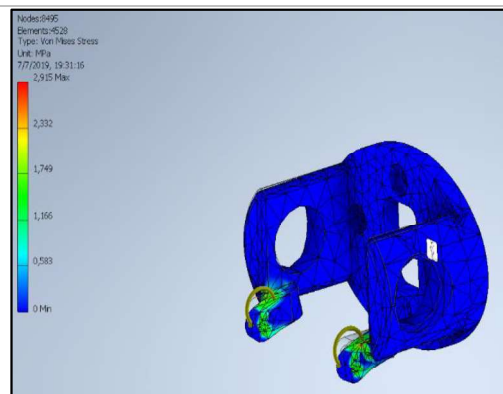


Figura III.30. Torque ubicado en las uniones de la muñeca.

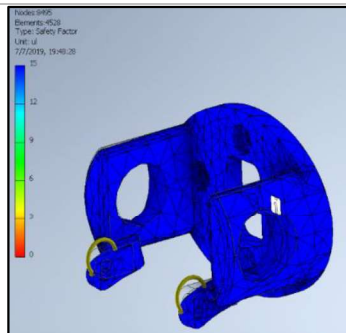


Figura III.31. Factor de seguridad de la muñeca.

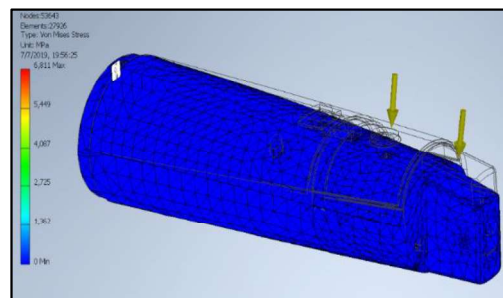


Figura III.32. Cargas distribuidas en el antebrazo.

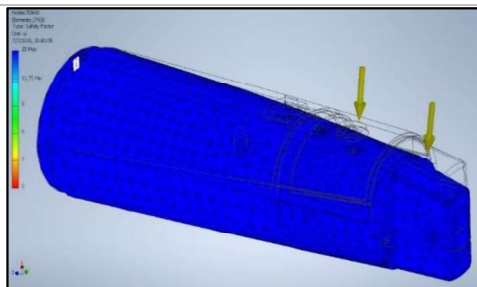


Figura III.33. Factor de seguridad del antebrazo.

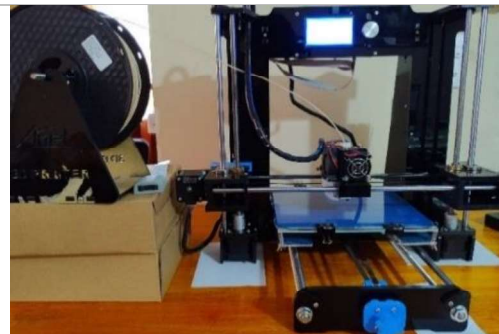


Figura III.34. Impresora Anet A6
Fuente: [44]





Figura III.35. Calidad de impresión de la palma

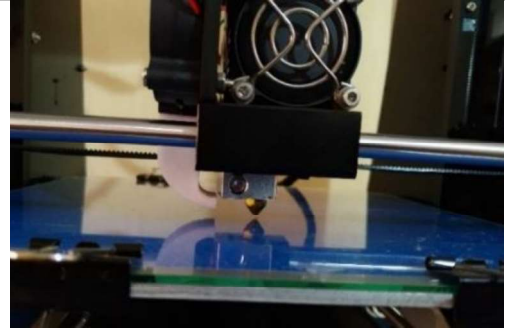


Figura III.36. Calibración de la boquilla de extrusión

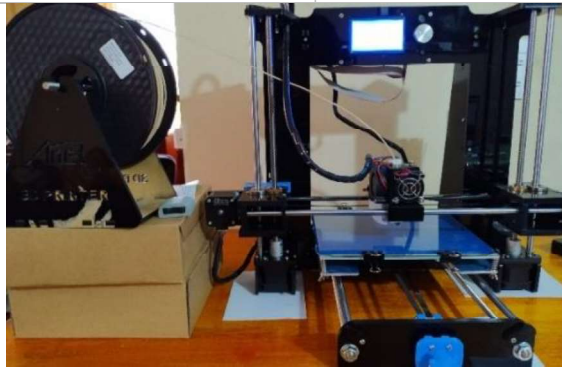


Figura III.37. Nivelado de la estructura

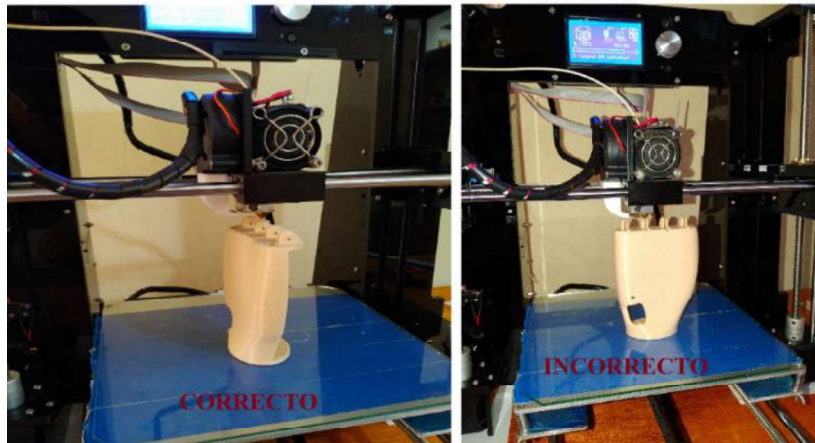


Figura III.38. Ubicación del eslabón.

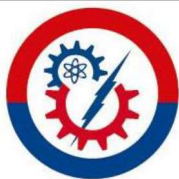




Figura III. 39. Ubicación del carrete de filamento PLA.

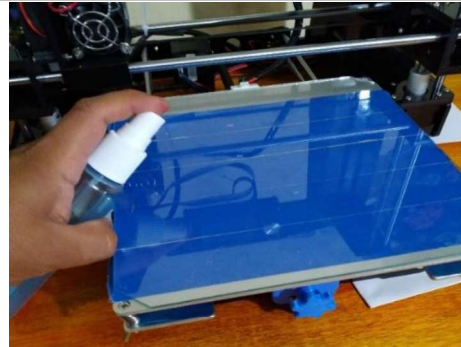


Figura III.40. Depósito de fijador sobre el vidrio de la cama de impresión.

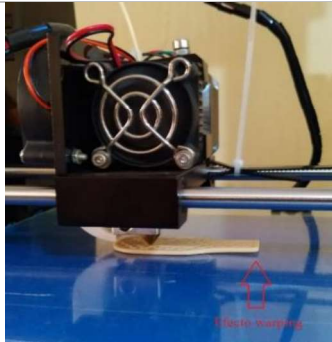


Figura III.41. Efecto warping.



Figura III.42. Aplicación del yeso sobre el muñón para la obtención del positivo.



Figura III.43. Positivo del muñón.



Figura III.44. Introducción del soporte





Figura III.45. Aplicación de la resina



Figura III.46. Socket construido

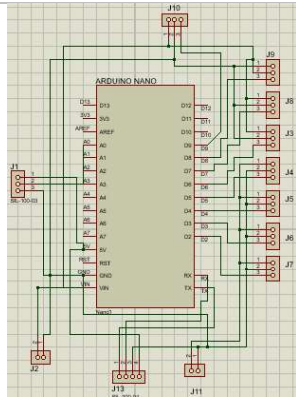


Figura III. 53. Ubicación de elementos de la placa de control

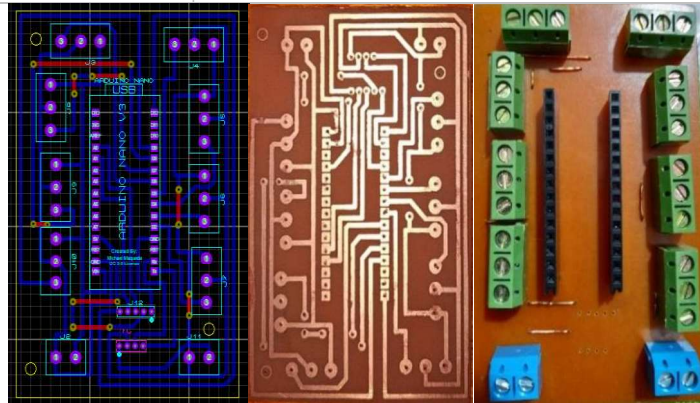


Figura III.55. Creación de las pistas y placa terminada.

```
#include <Servo.h>
#include <Arduino.h>
#include <gForceAdapterC.h>
// Librerías para el control del brazo
```

Figura III.56. Inclusión de las librerías para el control del brazo.

```
#define Timeout 1000

#define gforceSerial Serial
Servo serv1;
Servo serv2;
Servo serv3;
Servo serv4;
Servo serv5;
Servo serv6;
Servo serv7;
Servo serv8;
```

Figura III.57. Declaración de las variables iniciales.




```

void setup()
{
    Serial.begin(115200);
    gforceSerial.begin(115200);
    serv1.attach(8);
    serv2.attach(2);
    serv3.attach(6);
    serv4.attach(4);
    serv5.attach(9);
    serv6.attach(3);
    serv7.attach(7);
    serv8.attach(5);
}

```

Figura III.58. Configuración inicial para el adaptador gForce joint y los servomotores

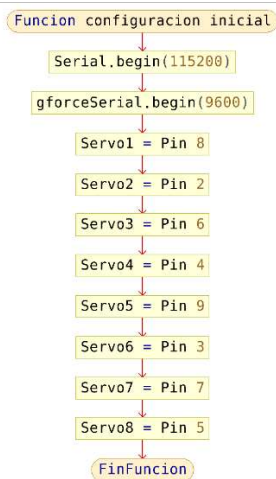


Figura III.59. Diagrama de flujo de configuración inicial

```

void loop()
{
    struct GF_Data gForceData;
    GF_Ret ret = GFC_GetgForcedata(&gForceData, Timeout);
}

```

Figura III.60. Declaración de la estructura y asignación de la variable de lectura

```

void agarre_cilindrico () {
    serv1.write(100);
    serv2.write(100);
    serv3.write(100);
    serv4.write(100);
    serv5.write(100);
    serv6.write(100);
}

void agarre_esferico () {
    serv1.write(120);
    serv2.write(120);
    serv3.write(120);
    serv4.write(120);
    serv5.write(90);
    serv6.write(120);
}

void agarre_gancho () {
    serv1.write(140);
    serv2.write(140);
    serv3.write(140);
    serv4.write(140);
    serv5.write(140);
    serv6.write(140);
}

void agarre_lateral () {
    serv1.write(120);
    serv2.write(120);
    serv3.write(120);
    serv4.write(120);
    serv5.write(140);
    serv6.write(150);
}

void agarre_pinza () {
    serv1.write(120);
    serv2.write(120);
    serv3.write(120);
    serv4.write(120);
    serv5.write(150);
    serv6.write(150);
}

```

Figura III.61. Declaración de las funciones de los tipos de agarre.



```

switch (gForceData.type)
{
case GF_Data::QUATERNION: //Caso ORIENTACION
  GFC_QuaternionToEuler((&(gForceData.value.quaternion), &Euler);
  break;

case GF_Data::GESTURE: //Caso GESTO

  gesture = gForceData.value.gesture; //Asignacion de los tipos de gestos en la variable gesture.

  if (gesture == GF_FIST) //Gesto=PUÑO
  {
    agarre_cilindrico ()
  }
  else if (gesture == GF_SPREAD) //Gesto=DEDOS EXTENDIDOS
  {
    agarre_esferico ()
  }
  else if (gesture == GF_WAVEIN) //GESTO=SALUDO ADENTRO
  {
    agarre_gancho ()
  }
  else if (gesture == GF_WAVEOUT) //GESTO=SALUDO AFUERA
  {
    agarre_lateral()
  }
  else if (gesture == GF_PINCH) //GESTO-AGARRE
  {
    agarre_pinza()
  }
}

break;

```

Figura III.62. Instrucciones para la ejecución de los agarres.

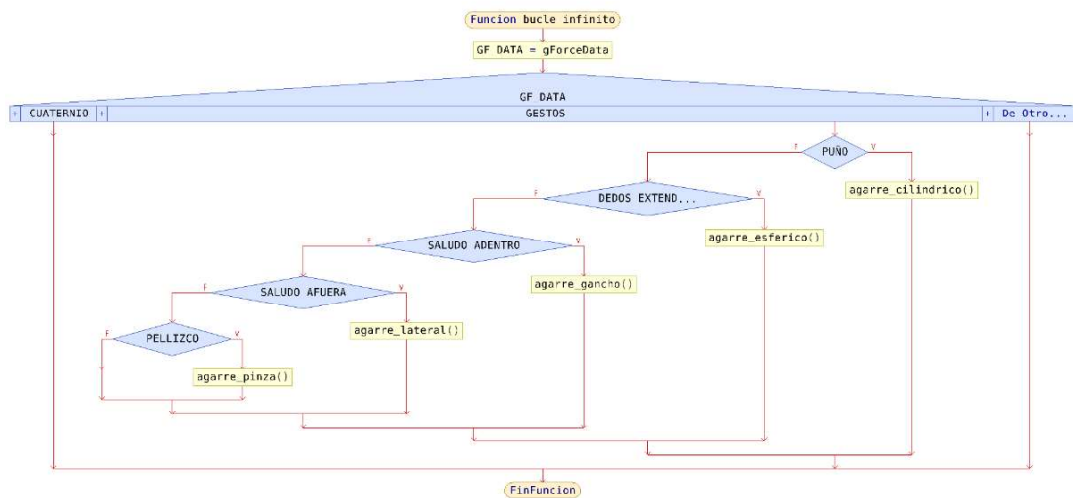


Figura III. 63. Diagrama de flujo del algoritmo de un bucle infinito.



```
int val1=analogRead(0);
val1=map(val1,0,1023,0,180);
serv7.write(val1);
serv8.write(val1);
```

Figura III. 64. Sección de código para el control de los servos de la muñeca.

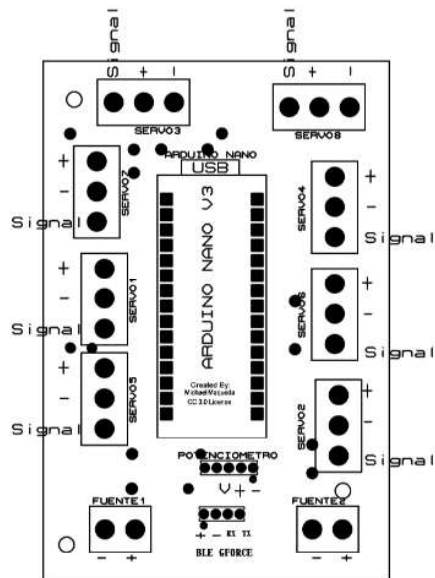


Figura III.66. Ubicación de componentes electrónicos del circuito de control.

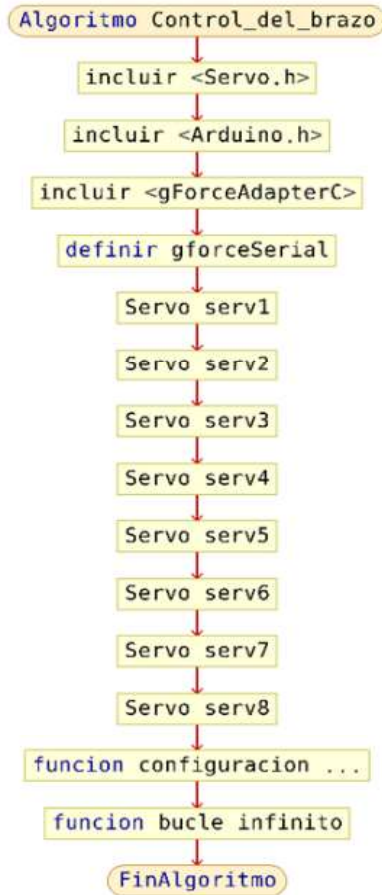


Figura III.65. Diagrama de Flujo del algoritmo de control del brazo.



UNIVERSIDAD TÉCNICA DE COTOPAXI

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA INGENIERÍA Y APLICADAS
CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTROMECAÁNICA

PROPUESTA TECNOLÓGICA

“DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE CONTROL ELECTRÓNICO A TRAVÉS DE UN MICRO CONTROLADOR CON SEÑALES MIOELÉCTRICAS PARA EL MEJORAMIENTO DE LA MOVILIDAD DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS DE ANTEBRAZO HUMANO IZQUIERDO”

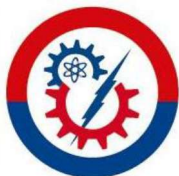
Proyecto de Titulación presentado previo a la obtención del Título de Ingeniero en Electromecánica

ANEXO IV: TABLAS METODOLOGÍA

Autores:

Álvarez Caiza Luis Eduardo

Betún Remache Edwin Adolfo

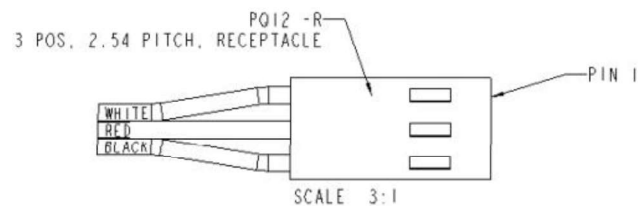


UNIVERSIDAD TÉCNICA DE COTOPAXI
Marzo 2019 - Agosto 2019



Tabla IV.1. Conexiones de los Servomotores.

N° Servo	N° Pin del Microcontrolador	Mecanismo
1	8	DEDO MEÑIQUE
2	2	DEDO ANULAR
3	6	DEDO MEDIO
4	4	DEDO ÍNDICE
5	9	DEDO PULGAR 1
6	3	DEDO PULGAR 2
7	7	MUÑECA 1
8	5	MUÑECA 2



WIRING (PIN CONNECTIONS):

PQ12 -R OPTION
 PIN 1 - RC INPUT SIGNAL
 PIN 2 - POWER (+6 VDC)
 PIN 3 - GROUND

Pines de conexión del micro servo lineal PQ12-R



UNIVERSIDAD TÉCNICA DE COTOPAXI
 Marzo 2019 - Agosto 2019



Tabla IV.2. Señales captadas por el sensor gForce

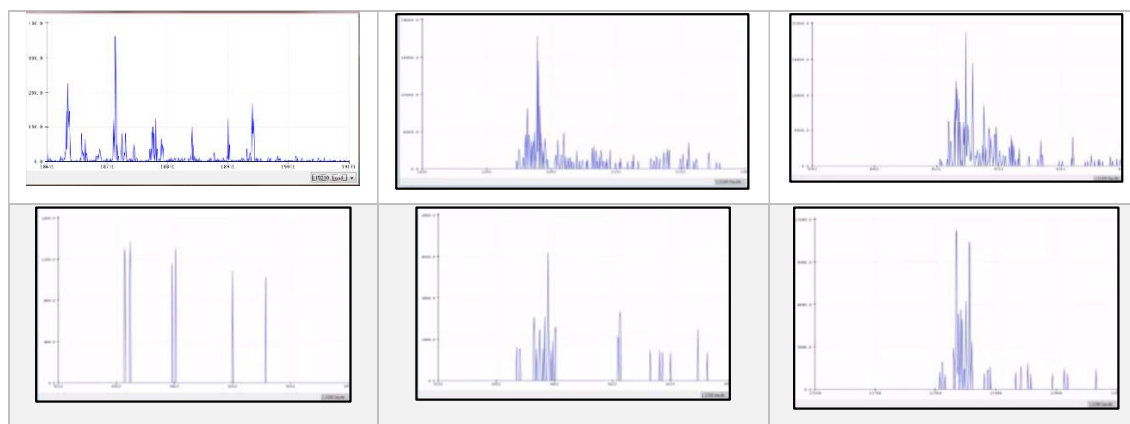


Tabla IV. 3. Gestos controlados en la app con el sensor gForce 100 ARMBAND

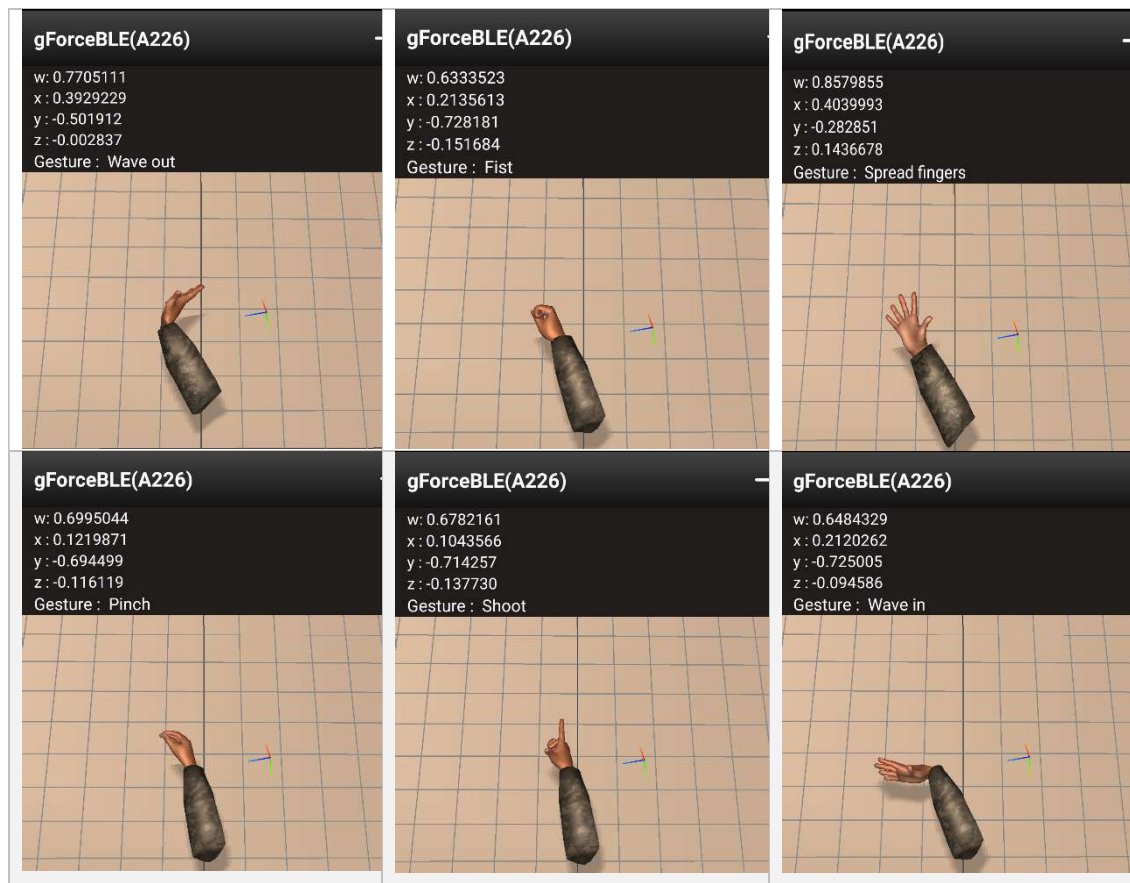


Tabla IV.4. Tipos de micro servo lineal con la relación de engranajes.

ESPECIFICACIONES DEL SERVO LINEAL PQ12 - R			
Opción de Engranaje	30:1	63:1	100:1
Punto de potencia pico	12N @15mm/s	30N @8mm/s	40N @6mm/s
Punto máximo de eficiencia	8N @20mm/s	12N @12mm/s	20N @15mm/s
Máxima velocidad (Sin Carga)	28 mm/s	15 mm/s	10 mm/s
Máxima fuerza (Levantado)	18 N	45 N	50 N
Carga lateral máxima	5 N	10 N	10 N
Fuerza de retroceso	9 N	25 N	35 N

Fuente: [32, p. 1]

Tabla IV.5. Especificaciones técnicas del actuador PQ12 -R

Micro servo lineal PQ12 -R	
Vástago	20 mm
Voltaje	6 o12 VDC
Peso	15 g
Temperatura de operación	-10°C – 50°C
Repetitividad posicional	± 0.1 mm
Distancia del vástago	0.20 mm
Ruido audible	55 db – 45cm
Grado de protección	IP - 54

Fuente: [32, p. 1]




Memoria Flash	32 KB (ATmega 328P) de los cuales 2 KB son usados por el bootloader
SRAM	2KB
EEPROM	1 KB
Frecuencia de reloj	16 MHz

Fuente:[48, pp. 1-2]

Tabla IV.8. Detalle del consumo total de corriente.

Elemento	Total	Consumo Unitario	Consumo total mA	Dimensionamiento del 10 %	Consumo total mA
Micro servo Lineal	8	550 mA	4400 mA	440	4840 mA
Microcontrolador	1	20 mA	20 mA	2	22 mA
Receptor gForce	1	20 mA	20 mA	2	22 mA
				TOTAL	4884 mA

Tabla IV.9. Selección de la batería.

Tipo de Batería	Criterio de selección	Factor de ponderación	Ponderación
LiPo Turnigy 5000 mAh 1s 3.7V 20C 	Tamaño	0.25	0.24
	Costo	0.25	0.24
	Tipo de descarga	0.25	0.20
	Capacidad	0.25	0.24
	TOTAL		1

Continúa...




	Lipo Turnigy 5000mAh	Tamaño	0.25	0.13
	6s 22.2v 20-30c Lipo Pack	Costo	0.25	0.15
		Tipo de descarga	0.25	0.24
		Capacidad	0.25	0.24
		TOTAL	1	0.76

Tabla IV.10. Especificaciones de consumo en grupos

GRUPO 1					
Elemento	Grupo	Consumo Unitario	Consumo total	Dimensionamiento del 10 %	Consumo total
Micro servo Lineal	4	550 mA	2200 mA	220	2420 mA
Microcontrolador	1	20 mA	20 mA	2 mA	22 mA
				TOTAL GRUPO 1	2442 mA
GRUPO 2					
Elemento	Grupo	Consumo Unitario	Consumo total	Dimensionamiento del 10 %	Consumo total
Micro servo Lineal	4	550 mA	2200 mA	220 mA	2420 mA
Receptor Gforce	1	20 mA	20 mA	2	22 mA
				TOTAL GRUPO 2	2442 mA



Tabla IV.11. Selección del cargador.

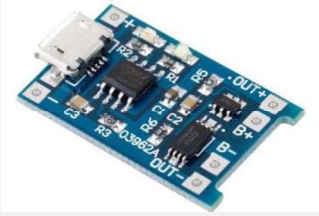
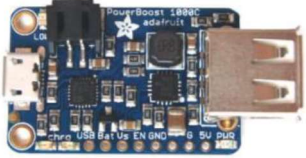
Tipo de Cargador	Criterio de selección	Factor de ponderación	Ponderación
Tp4056 Micro Usb 5V 1A 18650 Batería 3,7 V LiPo 	Tamaño	0.333	0.25
	Costo	0.333	0.32
	Carga rápida	0.333	0.15
	TOTAL	1	0.72
Adafruit Powerboost 1000C – Cargador 3,7 V LiPo 	Tamaño	0.25	0.30
	Costo	0.25	0.20
	Carga rápida	0.25	0.32
	TOTAL	1	0.82

Tabla IV. 12. Selección de elevador de voltaje.

Tipo de Elevador	Criterio de selección	Factor de ponderación	Ponderación
Módulo Dc Dc XL6009 	Tamaño	0.25	0.16
	Costo	0.25	0.24
	Vout Regulable	0.25	0.25
	Vin	0.25	0.24
	TOTAL	1	0.89

Continúa...



	Alimentación	0.125	0.100
	Mantenimiento	0.125	0.080
	Grupos de electrodos	0.125	0.080
	Transmisión de datos	0.125	0.124
	Visualización de señales EMG	0.125	0.125
	TOTAL	1	0.799

Tabla IV.14. Selección del filamento.

Tipo de filamento	Criterio de selección	Factor de ponderación	Ponderación
PLA 	Tóxico	0.167	0.160
	Temperatura de impresión	0.167	0.160
	Facilidad de impresión	0.167	0.160
	Costo	0.167	0.160
	Tipos de impresoras	0.167	0.165
	Biodegradable	0.167	0.150
	TOTAL		1
ABS 	Tóxico	0.167	0.150
	Temperatura de impresión	0.167	0.150

Continúa...



	Facilidad de impresión	0.167	0.150
	Costo	0.167	0.160
	Tipos de impresoras	0.167	0.140
	Biodegradable	0.167	0.140
	TOTAL	1	0.89

Tabla IV. 15. Valores medidos del dedo índice

DEDO INDICE						
	Valores analizados		Valores medidos		Error	Error
	Flexión	Extensión	Flexión	Extensión	Flexión	Extensión
MF	86°	22°	84°	15°	2°	6°
IFP	102°	7°	100°	4°	2°	3°

Tabla IV. 16. Valores medidos del dedo medio

DEDO MEDIO						
	Valores analizados		Valores medidos		Error	Error
	Flexión	Extensión	Flexión	Extensión	Flexión	Extensión
MF	91°	18°	88°	14°	3°	4°
IFP	105°	7°	102°	5°	3°	2°

Tabla IV. 17. Valores medidos del dedo anular

DEDO ANULAR						
	Valores analizados		Valores medidos		Error	Error
	Flexión	Extensión	Flexión	Extensión	Flexión	Extensión
MF	105°	23°	100°	15°	5°	8°
IFP	108°	6°	103°	3°	5°	3°



Tabla IV. 18. Valores medidos del dedo meñique

DEDO MEÑIQUE						
	Valores analizados		Valores medidos		Error	Error
	Flexión	Extensión	Flexión	Extensión	Flexión	Extensión
MF	105°	19°	100°	14°	5°	5°
IFP	106°	9°	102°	4°	4°	5°

Tabla IV. 19. Valores medidos del dedo pulgar

DEDO PULGAR			
	Valores analizados		Error Oposición
	Oposición		
Oposición	45 °– 60°		2°

Tabla IV.20. Valores medidos de la muñeca

	Valores analizados		Valores medidos		Error	Error
	Flexión	Extensión	Flexión	Extensión	Flexión	Extensión
Muñeca	10° - 15°	35°	11°	30°	1°	5°

Tabla IV. 21. Evaluación del movimiento de la muñeca

Nota: Para determinar el grado de facilidad entiéndase que 1 es muy malo, 2 Malo, 3 Regular, 4 Bueno, 5 Excelente.

MOVILIDAD DE LA MUÑECA				
	# DE INTENTO	TIEMPO DE RESPUESTA	FACILIDAD	Cumple la función de movilidad requerida
Flexión	3	1s	3	Si
Extensión	2	1s	4	Si



Tabla IV. 22. Evaluación del agarre esférico.

Nota: Para determinar el grado de facilidad entiéndase que 1 es muy malo, 2 Malo, 3 Regular, 4 Bueno, 5 Excelente.

AGARRE DE FUERZA O AGARRE ESFÉRICO				
OBJETO	# DE INTENTO	TIEMPO DE RESPUESTA	FACILIDAD 1-5	Cumple la función de agarre requerido
Manzana	2	2s	4	Si
Pelota	1	2s	5	Si
Bola de hilo	2	2s	4	SI
Bombillos eléctricos	1	2s	5	Si

Tabla IV. 23. Evaluación del agarre cilíndrico o agarre de fuerza.

Nota: Para determinar el grado de facilidad entiéndase que 1 es muy malo, 2 Malo, 3 Regular, 4 Bueno, 5 Excelente.

AGARRE CILÍNDRICO O AGARRE DE FUERZA				
OBJETO	# DE INTENTO	TIEMPO DE RESPUESTA	FACILIDAD 1-5	Cumple la función de agarre requerido
Botella	2	2s	4	Si
Tubería de agua PVC	2	2s	4	Si
Volante del vehículo	2	2s	4	SI
Envase de medicamentos	1	2s	5	Si



Tabla IV. 24. Evaluación del agarre de punta.

Nota: Para determinar el grado de facilidad entiéndase que 1 es muy malo, 2 Malo, 3 Regular, 4 Bueno, 5 Excelente.

AGARRE DE PUNTA				
OBJETO	# DE INTENTO	TIEMPO DE RESPUESTA	FACILIDAD 1-5	Cumple la función de agarre requerido
Tarjeta	1	2s	4	Si
Cartulina	2	2s	4	Si
Sobre de envíos	3	2s	3	SI
Fotografía	1	2s	5	Si

Tabla IV. 25. Evaluación del agarre de gancho.

Nota: Para determinar el grado de facilidad entiéndase que 1 es muy malo, 2 Malo, 3 Regular, 4 Bueno, 5 Excelente.

AGARRE DE GANCHO				
OBJETO	# DE INTENTO	TIEMPO DE RESPUESTA	FACILIDAD 1-5	Cumple la función de agarre requerido
Bolso	2	2s	4	Si
Manija de la puerta de casa	3	2s	4	Si
Recipiente plástico	1	2s	4	SI
Funda plástica con alimentos	1	2s	4	Si



Tabla IV. 26. Evaluación del agarre de palma o agarre de precisión.

Nota: Para determinar el grado de facilidad entiéndase que 1 es muy malo, 2 Malo, 3 Regular, 4 Bueno, 5 Excelente.

AGARRE DE PALMA O AGARRE DE PRECISIÓN				
OBJETO	# DE INTENTO	TIEMPO DE RESPUESTA	FACILIDAD 1-5	Cumple la función de agarre requerido
Lápiz	1	2s	4	Si
Galletas	2	2s	4	Si
Caja de pastillas	2	2s	3	SI
Teléfono celular	2	2s	4	Si



UNIVERSIDAD TÉCNICA DE COTOPAXI

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA INGENIERÍA Y APLICADAS CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTROMECAÁNICA

PROPUESTA TECNOLÓGICA

“DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE CONTROL ELECTRÓNICO A TRAVÉS DE UN MICRO CONTROLADOR CON SEÑALES MIOELÉCTRICAS PARA EL MEJORAMIENTO DE LA MOVILIDAD DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS DE ANTEBRAZO HUMANO IZQUIERDO”

**Proyecto de Titulación presentado previo a la obtención del Título de Ingeniero en
Electromecánica**

ANEXO V: TABLAS PRESUPUESTO

Autores:

Álvarez Caiza Luis Eduardo

Betún Remache Edwin Adolfo



UNIVERSIDAD TÉCNICA DE COTOPAXI
Marzo 2019 - Agosto 2019



Tabla V. 1. Desglose de elementos importados.

Ítem	Valor Unit. (\$)	Procedencia	Cantidad	Costo total (\$)
PQ12-R Micro Servo Lineal 100:1	69.99	CANADÁ	8	559.92
Costo de envío Canadá- EE. UU Grupo 1	29.96		1	29.96
Costo de envío Canadá- EE. UU Grupo 2	44.93		1	44.93
Costo de Aduana	42.60		3	127.80
Costo de envío Courier Grupo 1 EE.UU- ECUADOR	21.28		1	21.28
Costo de envío Courier Grupo 2 EE.UU-ECUADOR	12.28		1	12.28
Cargador Adafruit PowerBosost 1000C	19.91	EE. UU	2	39.82
Impuesto EE. UU	2.78		1	2.78
Costo de envío Courier Cargador Grupo 3 EE.UU-ECUADOR	12.28		1	12.28
Sensor gForce 100 ARMBAND	106.69	CHINA	1	106.69

Continúa...



UNIVERSIDAD TÉCNICA DE COTOPAXI
Marzo 2019 - Agosto 2019



Costo de envío CHINA-ECUADOR	63.94		1	63.94
Costo Aduana	39.61		1	39.61
Costo de servicio de importación de China	20.00		1	20.00
Sensor muscular EMG	37.50	CHINA	1	37.50
Costo de envío CHINA-EE.UU	16.00		1	16.00
Costo de envío Courier Sensor EMG EE.UU-ECUADOR	12.28		1	12.28
			TOTAL (\$)	1147.07

Tabla V. 2. Desglose compra de materiales en la localidad.

Componente	Valor Unit. (\$)	Cantidad	Costo total (\$)
Batería LIPO 1s 3,7V 5000 mAh 20 C Turnigy	25.00	2.00	50.00
Módulo XL6009 DC Elevador de voltaje	4.00	2.00	8.00
Bornera 3 pines PCB 5mm	0.25	9.00	2.25
Espadines rectos tipo hembra 40 pines 2,54 mm	0.35	2.00	0.70

Continúa...



UNIVERSIDAD TÉCNICA DE COTOPAXI
Marzo 2019 - Agosto 2019



Funda 100 g de ácido férrico	1.00	1.00	1.00
Arduino Nano V3.0 Atmega 328P + Cable	11.00	1.00	11.00
Filamento PLA Color piel	23.00	2.00	46.00
Bornera 2 pines PCB 5 mm	0.20	5.00	1.00
Tronillo M3 x 60mm de acero inoxidable	4.00	1.50	6.00
Rodamientos	2.00	2.00	4.00
Potenciómetro 100k	1.00	1.00	1.00
3 m de conductor flexible	1.50	1.00	1.50
2 m de estaño	1.00	1.00	1.00
Baquelita	3.50	1.00	3.50
Eje de acero de 2 mm x 50 mm	2.50	1.00	2.50
Tuerca + perno	2.50	1.00	2.50
Spray adherente	3.50	1.00	3.50
Papel fotográfico	2.00	1.00	2.00
Tornillos	7.00	0.23	1.61
		TOTAL (\$)	149.06



UNIVERSIDAD TÉCNICA DE COTOPAXI
 Marzo 2019 - Agosto 2019



Tabla V. 3. Costo de la hora de utilización de máquinas.

Núm. de horas	Descripción	Valor Unit. (\$)	Valor total (\$)
168	Impresora Anet A6	2.50	420.00
17	Motor tool	2.00	34.00
12	Esmeril	2.00	24.00
		TOTAL (\$)	478.00

Tabla V. 4. Costo de las herramientas

Componente	Valor Unit. (\$)	Cantidad	Valor total (\$)
Pinza de cortar cables	4.50	1.00	4.50
Broca 1 mm	1.25	2.00	2.50
Pinza	3.50	1.00	3.50
Lijas	3.00	1.00	3.00
		TOTAL (\$)	13.50

Tabla V. 5. Costo de las horas de diseño, fabricación y ensamble.

Núm. de horas	Descripción	Valor Unit. (\$)	Valor total (\$)
168	Diseño Mecánico	8.13	1365.84
12	Diseño Electrónico	8.13	97.56
36	Ensamblaje Mecánico	8.13	292.68
24	Ensamblaje Electrónico	8.13	195.12
12	Fabricación del socket	8.13	97.56
24	Corrección de errores	8.13	195.12
		TOTAL (\$)	2243.88



Tabla V. 6. Gastos indirectos

Componente	Valor total (\$)
Alimentación	50.00
Transporte	30.00
Gastos varios	30.00
TOTAL (\$)	110.00

Tabla V. 7. Costo total del proyecto

COSTO TOTAL DEL PROYECTO (\$)	
Tabla 6.1	1147.07
Tabla 6.2	149.06
Tabla 6.3	478.00
Tabla 6.4	13.50
Tabla 6.5	2243.88
Tabla 6.6	110.00
COSTO TOTAL (\$)	4141.51

Tabla V.8. Venta anual de prótesis.

Venta anual de prótesis				
Producto	Producción mensual	Meses	Precio Unitario (\$)	Total (\$)
Prótesis	5	12	2502.68	150160.80

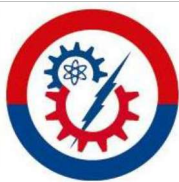


Tabla V.9. Egresos.

Materia prima anual				
Producto	Insumos de prótesis	Meses del año	Precio	Sub total (\$)
Materia prima	5	12	1787.63	107257.80
Consumo anual de servicios básicos				
Consumo	Planilla mensual	Meses del año	Sub total (\$)	
Luz	40	12	480	
Agua	15	12	180	
Teléfono	35	12	420	
Arriendo	150	12	1800	
Sueldos				
Personas	Pago mensual	Meses del año	Sub total (\$)	
2 Ingenieros	2600	12	31200	
1 Obrero	500	12	6000	
Egresos de Inversión				
Material directo	Pago mensual	Meses del año	Sub total (\$)	
Herramientas	250	12	3000	
TOTAL (\$)				147137.80

Tabla V.10 Cálculo del VAN y TIR

Cálculo del VAN y TIR						
	Año 0	Año 1	Año 2	Año 3	Año 4	Año 5
	-4,141.51	-	-	-	-	-
Ingresos	-	150,160.80	153,164.02	154,665.62	156,167.23	157,668.84
Egresos	-	147,137.80	150,080.56	151,551.93	153,023.31	154,494.69
Total	-4,141.51	3023	3083.46	3113.69	3143.92	3174.15
Valor Actual Neto (VAN)	\$15,895.60				Tasa 10.00%	
Tasa Interna de Retorno (TIR)	68.8%					

