



ESPE
UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

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

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

**TRABAJO DE TITULACIÓN PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL
TÍTULO DE INGENIERO MECATRÓNICO**

**TEMA: DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA DE
CONTROL DE UNA PRÓTESIS BIÓNICA DE 7 GRADOS DE
LIBERTAD UTILIZANDO MATERIALES INTELIGENTES Y
CONTROL MIOELÉCTRICO ADAPTADA PARA VARIOS
PATRONES DE SUJECIÓN.**

AUTOR: DIEGO FABIAN MORALES REINOSO

TUTOR: ING. MARCO SINGAÑA

LATACUNGA

2016



DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA
CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

CERTIFICACIÓN

Certifico que el trabajo de titulación, ***DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA DE CONTROL DE UNA PRÓTESIS BIÓNICA DE 7 GRADOS DE LIBERTAD UTILIZANDO MATERIALES INTELIGENTES Y CONTROL MIOELÉCTRICO ADAPTADA PARA VARIOS PATRONES DE SUJECCIÓN*** realizado por el señor ***DIEGO MORALES***, ha sido revisado en su totalidad y analizado por el software anti-plagio, el mismo cumple con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de Fuerzas Armadas ESPE, por lo tanto me permito acreditarlo y autorizar al señor ***DIEGO MORALES*** para que lo sustente públicamente.

Latacunga, 04 de mayo del 2016

Atentamente,

Ing. Marco Singaña

Director



DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA
CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD

Yo, **DIEGO FABIAN MORALES REINOSO**, con cédula de identidad N° 1804300380, declaro que este trabajo de titulación **“DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA DE CONTROL DE UNA PRÓTESIS BIÓNICA DE 7 GRADOS DE LIBERTAD UTILIZANDO MATERIALES INTELIGENTES Y CONTROL MIOELÉCTRICO ADAPTADA PARA VARIOS PATRONES DE SUJECCIÓN”** ha sido desarrollado considerando los métodos de investigación existentes, así como también se ha respetado los derechos intelectuales de terceros considerándose en las citas bibliográficas.

Consecuentemente declaro que este trabajo es de mi autoría, en virtud de ello me declaro responsable del contenido, veracidad y alcance de la investigación mencionada.

Latacunga, 04 de mayo del 2016

Diego Fabian Morales Reinoso

C.C: 1804300380



DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA
CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

AUTORIZACIÓN

Yo, **DIEGO FABIAN MORALES**, autorizo a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar en la biblioteca Virtual de la institución la presente trabajo de titulación **“DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA DE CONTROL DE UNA PRÓTESIS BIÓNICA DE 7 GRADOS DE LIBERTAD UTILIZANDO MATERIALES INTELIGENTES Y CONTROL MIOELÉCTRICO ADAPTADA PARA VARIOS PATRONES DE SUJECIÓN”** cuyo contenido, ideas y criterios son de mi autoría y responsabilidad.

Latacunga, 04 de mayo del 2016

Diego Fabian Morales Reinoso

C.C: 1804300380

DEDICATORIA

Dedicar este logro y toda mi vida
A Dios, mi creador.

Dedico mi esfuerzo y dedicación a mis padres,
Quienes han sido mi fuerza en los peores momentos,
Siendo su ánimo y esfuerzo,
La principal razón para no darme por vencido.

Dedico cada este proyecto a mis hermanos,
Santy, Pauly y Gaby,
Quienes han sido fundamentales en todo el camino.

AGRADECIMIENTO

Porque yo sé los pensamientos
que tengo acerca de vosotros,
dice Jehová,
pensamientos de paz,
y no de mal,
para daros el fin que esperáis.
Jeremías 29:11

Por todo el amor, fuerza y sabiduría quiero agradecer a Dios quien me permite culminar mi carrera universitaria, sé que sin su cuidado y guía no habría llegado hasta aquí.

Sé que no llegó solo hasta aquí, mis padres han sido los principales actores durante todo el camino recorrido, gracias por sus consejos, ánimo y fortaleza. Gracias Rodriguito y Enmita, los amo.

Agradezco a mi hermanos por estar conmigo en todos los momentos sean buenos o malos, Santy, Pauly y Gaby, he aprendido mucho de cada uno de ustedes, gracias Majito Manzano por llegar en el momento exacto a mi vida, usted es un regalo de Dios.

Agradezco a todos mis amigos, profesores, compañeros y a todos los que de una u otra forma me han apoyado.

Agradezco de forma especial al Ingeniero Marco Singaña, por su colaboración en el desarrollo de este proyecto de tesis; y en su nombre, a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

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

CAPÍTULO I

| | |
|--|----------|
| FUNDAMENTOS TEÓRICOS..... | 1 |
| 1.1. Definición del problema..... | 1 |
| 1.2. Biomecánica de la mano..... | 1 |
| 1.3. Movimientos de los dedos..... | 4 |
| a) Flexión-extensión..... | 4 |
| b) Abducción-Aducción..... | 5 |
| c) Movimientos del dedo pulgar..... | 6 |
| 1.4. Prótesis en el siglo XXI..... | 8 |
| 1.4.1 Prótesis mecánicas..... | 9 |
| 1.4.2 Prótesis eléctricas..... | 9 |
| 1.4.3 Prótesis mioeléctricas..... | 10 |
| 1.4.4 Prótesis Biónicas..... | 11 |
| 1.5. Antropomorfismo..... | 11 |
| 1.6. Sensores para prótesis..... | 12 |
| 1.6.1 Sensores de posición..... | 14 |
| a) Sensor de efecto Hall..... | 14 |
| b) Sensores ópticos..... | 14 |
| 1.6.2 Sensores de fuerza..... | 15 |
| a) Sensores de fuerza resistivos..... | 15 |
| b) Galgas extensiométricas..... | 16 |
| 1.7. Señal mioeléctrica..... | 16 |
| a) Origen y Adquisición de la Señal EMG..... | 17 |
| b) Aplicaciones médicas..... | 18 |
| c) Aplicaciones de control..... | 18 |
| d) Sensores mioeléctricos..... | 19 |

| | | |
|-------|--|------|
| | | viii |
| 1.8. | Sistemas de control. | 20 |
| 1.8.1 | Sistemas de control de lazo abierto. | 21 |
| 1.8.2 | Sistemas de control de lazo cerrado. | 21 |
| 1.8.3 | Sistemas de control en cascada. | 22 |
| 1.9. | Tarjeta de control | 22 |
| a) | Arduino | 23 |
| b) | Módulo arduino micro. | 23 |
| 1.10. | Materiales con memoria de forma. | 24 |
| a) | Aleaciones con memoria de forma Níquel-Titanio (Nitinol). | 25 |
| 1.11. | Flúidos magnetoreológicos (MR) | 26 |
| b) | Aplicaciones. | 27 |
| 1.12. | Normas IPC 2221. | 27 |
| 1.13. | Software. | 29 |
| a) | Proteus. | 29 |
| b) | IDE Arduino. | 29 |
| c) | PCB Wizard. | 30 |
| d) | Processing 2 | 30 |

CAPÍTULO

II DISEÑO, SELECCIÓN Y DESARROLLO..... 31

| | | |
|-------|---|----|
| 2.1. | Modelo geométrico y mecánico del sistema. | 31 |
| 2.1.1 | Modelo mecánico del dispositivo. | 32 |
| a) | Región de los dedos. | 33 |
| b) | Región del pulgar. | 34 |
| c) | Región de la Palma. | 35 |
| d) | Región del Antebrazo. | 36 |
| 2.2. | Diseño del sistema electrónico. | 36 |
| 2.2.1 | Selección de elementos electrónicos. | 37 |
| 2.2.2 | Tarjeta controladora master. | 38 |
| a) | Requerimientos para la selección de la tarjeta controladora master. . | 38 |
| b) | Selección de la tarjeta controladora master. | 39 |
| 2.2.3 | Sensor de presión. | 41 |
| a) | Requerimientos para la selección del sensor de presión. | 41 |
| b) | Selección del sensor de presión. | 42 |
| 2.2.4 | Sensor mioeléctrico. | 43 |
| a) | Requerimientos para la selección del sensor mioeléctrico. | 43 |
| b) | Selección del sensor mioeléctrico. | 44 |
| 2.2.5 | Servomotores. | 45 |
| a) | Requerimientos para la selección de los servomotores. | 48 |
| b) | Selección de los servomotores. | 49 |
| 2.2.6 | Dimensionamiento de los Fusibles. | 52 |
| 2.2.7 | Actuador de Nitinol. | 52 |
| a) | Requerimientos para la selección del actuador de Nitinol. | 52 |
| b) | Selección del actuador de Nitinol. | 53 |
| 2.2.8 | Electroimán. | 54 |

| | | |
|--------|--|----|
| a) | Requerimientos para la selección del electroimán. | 55 |
| b) | Selección del electroimán. | 56 |
| 2.2.9 | Fuente de energía. | 58 |
| a) | Requerimientos para la selección de las baterías. | 58 |
| b) | Selección de las baterías. | 58 |
| 2.2.10 | Diseño del circuito de accionamiento. | 60 |
| 2.2.11 | Circuito Regulador. | 61 |
| 2.2.12 | Diseño del circuito elevador. | 62 |
| 2.2.13 | Diseño del circuito de accionamiento para el actuador de Nitinol. | 64 |
| 2.2.14 | Diseño del circuito de acondicionamiento para el sensor de fuerza. . | 67 |
| 2.3. | Diagrama de conexiones del sistema electrónico. | 71 |
| 2.4. | Diseño del sistema de control. | 71 |
| 2.4.1 | Diagrama de flujo para el control de la prótesis. | 71 |

CAPÍTULO III

IMPLEMENTACIÓN 74

| | | |
|------|---|----|
| 3.1. | Construcción del prototipo. | 74 |
| 3.2. | Construcción del electroimán. | 75 |
| 3.3. | Ensamblaje del prototipo. | 76 |
| 3.4. | Elaboración de las placas de control. | 80 |
| 3.5. | Ensamblaje de los componentes. | 83 |
| 3.6. | Elaboración del guante de látex. | 86 |
| 3.7. | Implementación del sistema de control. | 87 |

CAPÍTULO IV

PRUEBAS Y RESULTADOS 92

| | | |
|-------|--|-----|
| 4.1. | Pruebas de los sensores. | 92 |
| 4.1.1 | Pruebas del sensor de mioeléctrico. | 92 |
| 4.1.2 | Pruebas del Sensor de Fuerza. | 95 |
| 4.2. | Pruebas de movimiento. | 96 |
| 4.3. | Pruebas de carga. | 99 |
| 4.4. | Pruebas de agarre. | 100 |
| 4.4.1 | Prueba de agarre de gancho. | 101 |
| 4.4.2 | Prueba de Agarre de Precisión. | 101 |
| 4.5. | Pruebas del control de presión de ajuste. | 103 |
| 4.6. | Validación de la hipótesis. | 105 |
| 4.7. | Análisis económico. | 110 |

CAPÍTULO V

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES 111

| | | |
|------|-------------------------|-----|
| 5.1. | Conclusiones. | 111 |
| 5.2. | Recomendaciones. | 114 |
| 5.3. | Trabajos a futuro. | 115 |

| | | |
|--|--|------------|
| REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS..... | x | 116 |
| ANEXOS..... | | 120 |
| ANEXO A | “Datasheet del circuito integrado LM317” | |
| ANEXO B | “Datasheet del Transistor 2N3904” | |
| ANEXO C | “Hoja de Datos del Sensor FSR 400” | |
| ANEXO D | “Plano electrónico de la prótesis” | |
| ANEXO E | “Esquemático del diseño electrónico” | |
| ANEXO F | “Programación del sistema de control” | |
| ANEXO G | “Tabla de distribución del chi cuadrado” | |

ÍNDICE DE TABLAS

| | |
|--|-----|
| Tabla 1 Sensores biológicos y artificiales | 13 |
| Tabla 2 Características Técnicas de la Arduino Micro | 24 |
| Tabla 3 Grados de Libertad Dof y Dom..... | 31 |
| Tabla 4 Medidas de los dedos índice y medio | 33 |
| Tabla 5 Tarjetas Controladoras Master..... | 39 |
| Tabla 6 Tarjetas Arduino. | 40 |
| Tabla 7 Sensores de Presión..... | 42 |
| Tabla 8 Tarjetas Electromiográficas. | 44 |
| Tabla 9 Comparación de los servomotores para los dedos. | 49 |
| Tabla 10 Comparación de los servomotores para el pulgar. | 50 |
| Tabla 11 Características técnicas Mini Servomotor Power HD 1160A..... | 51 |
| Tabla 12 Características técnicas Mini Servo Power HD 1440A | 51 |
| Tabla 13 Especificaciones técnicas del Actuador de Nitinol NM706-Super..... | 53 |
| Tabla 14 Parámetros para elaboración de un electroimán | 56 |
| Tabla 15 Característica Técnicas Electroimán ZYE1-P20/15 | 57 |
| Tabla 16 Características de Voltaje y Corriente de los elementos Electrónicos..... | 59 |
| Tabla 17 Baterías..... | 59 |
| Tabla 18 Circuitos Elevadores. | 63 |
| Tabla 19 Parámetros Conexión Darlington..... | 65 |
| Tabla 20 Datos iniciales para el circuito de acondicionamiento..... | 67 |
| Tabla 21 Medida de ángulos de rotación. (Cimadevilla & Herrera, 2006)..... | 97 |
| Tabla 22 Resultado de las pruebas de movimiento..... | 99 |
| Tabla 23 Resultados Tabulados de la Prueba de Presión objeto de metal. | 103 |
| Tabla 24 Resultados Tabulados de la Prueba de Presión objeto de metal. | 104 |
| Tabla 25 Resultados del Test ARAT | 107 |
| Tabla 26 Valores del Chi cuadrado | 108 |
| Tabla 27 Costo primo del sistema de control de la Prótesis. | 110 |

ÍNDICE DE FIGURAS

| | |
|---|----|
| Figura 1 Huesos de la mano | 2 |
| Figura 2 Falanges y articulaciones del dedo índice | 3 |
| Figura 3 Articulaciones de la mano | 3 |
| Figura 4 Agarres prensiles humanos. | 4 |
| Figura 5 Movimiento del Índice, Medio, Anular y Meñique..... | 5 |
| Figura 6 Movimiento de abducción de los dedos..... | 5 |
| Figura 7 Movimiento de aducción. | 6 |
| Figura 8 Movimiento de Abducción del dedo pulgar. | 6 |
| Figura 9 Movimiento de Aducción del dedo pulgar. | 7 |
| Figura 10 Movimiento de oposición del dedo pulgar. | 7 |
| Figura 11 Movimiento de reposición del dedo pulgar. | 8 |
| Figura 12 Representación de Dof y Dom..... | 8 |
| Figura 13 Prótesis mecánica. | 9 |
| Figura 14 Prótesis Marca MyoHand VariPlus Speed | 10 |
| Figura 15 Prótesis Mioeléctrica Marca Bebionic..... | 10 |
| Figura 16 Prótesis Biónica Marca Michelangelo | 11 |
| Figura 17 Antropomorfismo. | 12 |
| Figura 18 Sensores magnéticos HMC1501 y HMC1512..... | 14 |
| Figura 19 Sensores de efecto Hall en la mano Cyberhand..... | 14 |
| Figura 20 Sensores ópticos. | 15 |
| Figura 21 Divisor de voltaje para una FSR..... | 15 |
| Figura 22 Galga Extensiométrica..... | 16 |
| Figura 23 Contracción de Bíceps y Tríceps. | 17 |
| Figura 24 Adquisición de la Señal EMG. | 18 |
| Figura 25 Sensor Mioeléctricos. | 19 |
| Figura 26 Acondicionamiento señal mioeléctrica..... | 19 |
| Figura 27 Componentes básicos de un Sistema de control..... | 21 |
| Figura 28 Sistema de Control de Lazo Abierto..... | 21 |
| Figura 29 Sistema de Control de Lazo Cerrado | 22 |
| Figura 30 Control en cascada..... | 22 |
| Figura 31 Tarjeta Arduino Micro | 24 |
| Figura 32 Proceso de memoria de forma. | 25 |
| Figura 33 Alambre de Nitinol. | 26 |
| Figura 34 Circuito de Modelación de Ancho de pulso. | 26 |
| Figura 35 Funcionamiento fluido MR | 27 |
| Figura 36 Geometría de la Prótesis. | 32 |
| Figura 37 Modelo Mecánico | 32 |
| Figura 38 Diseño final del dedo..... | 33 |
| Figura 39 Sistema de transmisión. | 34 |
| Figura 40 Diseño frontal del Pulgar..... | 34 |
| Figura 41 Diseño posterior del pulgar..... | 35 |
| Figura 42 Diseño de la palma..... | 35 |
| Figura 43 Diseño del antebrazo..... | 36 |
| Figura 44 Diagrama de bloques de los componentes electrónicos. | 37 |

| | |
|--|----|
| Figura 45 Tarjeta Arduino Uno..... | 41 |
| Figura 46 Sensor FRS 400 | 43 |
| Figura 47 Sensor Muscular V3 | 45 |
| Figura 48 Tipos de Actuadores. | 46 |
| Figura 49 Torque necesario para vencer la gravedad..... | 47 |
| Figura 50 Radios de Giro. | 48 |
| Figura 51 Mini Servomotor Power HD 1160A..... | 50 |
| Figura 52 Mini Servo Power HD 1440A | 51 |
| Figura 53 Actuator de Nitinol NM706-Super | 53 |
| Figura 54 Gráfica B-T..... | 54 |
| Figura 55 Campo Magnético en una bobina | 55 |
| Figura 56 Electroimán..... | 56 |
| Figura 57 Electroimán ZYE1-P20/15 | 57 |
| Figura 58 Circuito de Accionamiento ISIS | 61 |
| Figura 59 Circuito de Accionamiento PCB Wizard..... | 61 |
| Figura 60 Circuito Regulador. | 62 |
| Figura 61 PCB Circuito regulador. | 62 |
| Figura 62 Conversor DC-DC Boost DSN 6009 | 63 |
| Figura 63 Pcb Circuito Elevador..... | 64 |
| Figura 64 Conjunto de transistor Darlington | 64 |
| Figura 65 Circuito de Control Actuator Nitinol | 65 |
| Figura 66 Simulación del Circuito de Accionamiento | 66 |
| Figura 67 PCB Circuito de Accionamiento | 67 |
| Figura 68 Diagrama del Circuito Acondicionador | 68 |
| Figura 69 Ley de Voltaje de Kirchhoff | 68 |
| Figura 70 Diagrama de conexión. | 70 |
| Figura 71 Diseño del Layout..... | 71 |
| Figura 72 Diagrama del flujo de control. | 73 |
| Figura 73 Componentes del antebrazo | 74 |
| Figura 74 Componentes de la palma de la mano. | 75 |
| Figura 75 Componentes de la falange proximal de los dedos..... | 75 |
| Figura 76 Fabricación del electroimán..... | 76 |
| Figura 77 Ensamblaje de la palma. | 77 |
| Figura 78 Ensamblaje Palma y antebrazo | 77 |
| Figura 79 Falange Proximal | 78 |
| Figura 80 Falange Distal con electroimán. | 78 |
| Figura 81 Ensamblaje del índice | 78 |
| Figura 82 Ensamble de la palma y dedos..... | 79 |
| Figura 83 Diagrama del ensamble del pulgar | 79 |
| Figura 84 Prototipo final. | 80 |
| Figura 85 Técnica de transferencia de calor. | 81 |
| Figura 86 Proceso de Corrosión del cobre. | 81 |
| Figura 87 Pads de las placas | 82 |
| Figura 88 Placa terminada..... | 83 |
| Figura 89 Ensamble de los sensores de presión. | 83 |
| Figura 90 Fusibles para los servomotores | 84 |

| | |
|---|-----|
| Figura 91 Cableado de los servomotores. | 84 |
| Figura 92 Actuadores de Nitinol..... | 85 |
| Figura 93 Compartimento para las Baterías..... | 85 |
| Figura 94 Ensamblaje final. | 86 |
| Figura 95 Cubierta de plástico..... | 86 |
| Figura 96 Modelo final de la Prótesis..... | 87 |
| Figura 97 Versión de arduino..... | 87 |
| Figura 98 Entorno de Arduino..... | 88 |
| Figura 99 Librería para el manejo de servomotores..... | 89 |
| Figura 100 Declaración de Variables..... | 89 |
| Figura 101 Iniciación de las variables..... | 90 |
| Figura 102 Secuencia del algoritmo de control..... | 91 |
| Figura 103 Pruebas del sensor muscular en el paciente..... | 93 |
| Figura 104 Conexión del sensor muscular..... | 93 |
| Figura 105 Algoritmo de Control Prueba del Sensor Muscular..... | 94 |
| Figura 106 Resultados gráficos de la prueba del sensor muscular..... | 94 |
| Figura 107 Resultados numéricos de la prueba del sensor muscular..... | 95 |
| Figura 108 Resultados de la prueba en los sensores de presión..... | 96 |
| Figura 109 Dedos en extensión..... | 97 |
| Figura 110 Dedos en flexión..... | 98 |
| Figura 111 Movimiento de oposición del pulgar..... | 98 |
| Figura 112 Prueba de carga..... | 100 |
| Figura 113 Prueba de agarre de gancho..... | 101 |
| Figura 114 Prueba de Precisión..... | 102 |
| Figura 115 Prueba de Agarre de precisión en trípode..... | 102 |
| Figura 116 Prueba de precisión..... | 103 |
| Figura 117 Pruebas del test ARAT..... | 106 |

RESUMEN

La biónica es el análisis del funcionamiento real de los sistemas vivos, una vez estudiados y definidos los principios de funcionamiento, materializarlos en aparatos, siendo el caso de estudio en una prótesis que se utiliza para sustituir la extremidad perdida de una persona, por lo que el diseño de la prótesis y su funcionamiento es inherentemente una actividad de la ingeniería biónica. La prótesis permitirá concatenar sistemas biológicos y electrónicos para crear un dispositivo comandado por los músculos del paciente. Por lo que el presente proyecto consiste en el diseño del sistema de control de una prótesis biónica de mano de 7 grados de libertad con el propósito de sustituir el miembro superior derecho de una persona que posea una amputación transradial a la altura del codo. En base al diseño del lazo de control aplicado a una estructura mecánica, replicará los movimientos básicos de la mano humana, que delimitados por una secuencia, definirán los patrones de agarre. Este dispositivo mecatrónico cuenta con un sistema de control avanzado que permitirá procesar las señales musculares (EMG) emitidas por el usuario, las mismas que admite su interacción con el dispositivo produciendo los distintos patrones de sujeción. Mediante la utilización de sensores de presión se determina la fuerza de agarre necesaria para los diferentes objetos y tipos de agarres, así mismo la implementación de material magnetoreológico, dispuestos en las yemas de los dedos, regulando así la fuerza de contacto. El movimiento de cada dedo es ejecutado por los servomotores implementados en la palma del dispositivo, siendo el movimiento de flexión/extensión del pulgar generado por la activación del material inteligente con memoria de forma. Finalmente, el sistema de control se define bajo una plataforma de uso libre, determinando así el bajo costo de la prótesis.

PALABRAS CLAVE:

- **INGENIERÍA BIÓNICA**
- **PRÓTESIS DE MANO**
- **PRÓTESIS - SENSORES**

ABSTRACT

Bionics is the application of biological methods and systems found in nature to the study and design of engineering systems and modern technology, such as the study of prosthesis which is used to replace a person's lost limbs. The design of a prosthesis and its functionality, therefore, belong to bionic engineering, which will allow us to link together biological and electronic systems to create a prosthesis which will be activated by the patient's muscles. This project consists of the design of the control system of a bionic prosthesis of a hand, with 7 degrees of freedom, with the purpose of replacing the upper right limb of a person who possesses a transradial amputation at the height of the elbow. Based on the design of the control loop applied to a mechanic structure, it will replicate the basic movements of a human hand, which determined by a sequence, will define fixation patterns. This mechatronics device comes with a system of advanced control which will allow the process of muscle signals (EMG) from a patient. These signals that allow interaction with the device will also produce different patterns of fixation. With the use of pressure sensors, it can be determined the fixation force needed for different objects and different fixations types, with the implement of magnetic material placed in the fingerprints will regulate contact force. The movement of each finger is achieved by servomotors which are located on the palm of the device. The thumb's movement of flexing/stretching is generated by activation of smart material with a memory of form. Finally, the control system is defined by a platform of free use, setting this way the low cost of the prosthesis.

KEYWORDS:

- **BIONIC ENGINEERING**
- **PROSTHETIS HAND**
- **PROSTHESIS - SENSORS**

CAPÍTULO I

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

1.1. Definición del problema

El número de personas discapacitadas en el Ecuador por la pérdida parcial o total de sus extremidades es considerable. Según el registro nacional de discapacidades provisto por el CONADIS en Abril 2015, los discapacitados físicos en Ecuador representan el 1,29% del total de la población. Así, cerca de 203 880 ecuatorianos tienen discapacidad física, los cuales no pueden usar sus brazos ni manos, y no tienen la posibilidad de caminar o usar sus extremidades superiores. Dada la complejidad anatómica y funcional que ha de sustituir el dispositivo protésico, los resultados funcionales y de adaptabilidad obtenidos son pobres comparados con la pérdida sufrida, presentándose inconformidad del paciente por su estado actual. A pesar del considerable progreso tecnológico experimentado en este campo las prótesis más complejas realizadas hasta ahora no son amigables con el paciente y a nivel internacional los costos de prótesis robotizadas son muy elevados y difícilmente accesibles, poniendo a disposición de la sociedad ecuatoriana una oportunidad para mejorar la calidad de vida.

1.2. Biomecánica de la mano

La definición de (Nordin & Frankel, 2004) dice: “La mano es un órgano móvil de elevada complejidad y con múltiples facetas. Se valora y juzga en función de su rendimiento y disponibilidad tanto en las tareas prensiles delicadas como en los patrones de toma de fuerza.”

La mano constituye el extremo de la cadena cinética del miembro superior encargada de realizar movimiento de gran precisión, que con la oposición del pulgar, permiten a la mano la función tridigital para la correcta biomecánica prensora de la misma. (Angúlo, Méndez, & Fuentes, 2011). De modo que al hablar de la biomecánica de la mano, significa postular un órgano móvil de alta complejidad, siendo el extremo del miembro superior responsable de tareas delicadas y de precisión que se adaptan a

la forma de los objetos a manipular. La mano está constituida por diferentes huesos, que se puede distinguir en Figura 1.



Figura 1 Huesos de la mano: metacarpianos (●), falanges proximales (●), falanges medias (●) y falanges distales (●)

Fuente: (Angúlo, Méndez, & Fuentes, 2011)

En cuanto a la funcionalidad de la mano, se divide en tres columnas mecánicas:

- Columna del pulgar, que hace referencia al pulgar y es el responsable del movimiento de oposición.
- Columna media de la mano, constituida por el dedo índice y el dedo medio, y se encargan de sujetar el objeto a la palma
- Columna del 5° dedo, formada por la unión funcional del dedo anular y meñique de la mano, responsables de dar redundancia al agarre.

Los dedos presentan principalmente tres articulaciones; articulación metacarpofalángica (MCP): que une la falange metacarpiana y la proximal de un dedo; articulación interfalángica proximal (PIP): localizada entre las falanges media y proximal del dedo; articulación interfalángica distal (DIP): ubicada entre las falanges media y distal del dedo. (García, Martínez, Saltaren, Guerrero, & López, 2001). La Figura 2 muestra un esquema del dedo índice y sus falanges y articulaciones, siendo la estructura similar para el resto de dedos como se puede observar en la Figura 3 (Wilkinson, Weghe, & Matsuoka, 2003)



Figura 2 Falanges y articulaciones del dedo índice

Fuente: (Argentina, 2014)

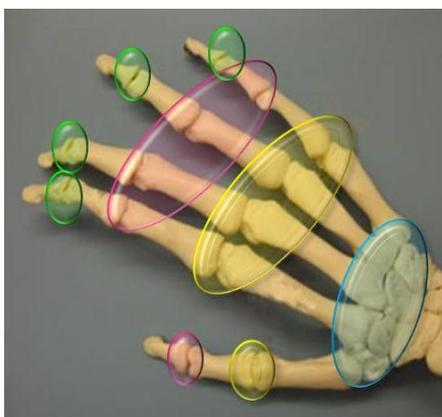


Figura 3 Articulaciones de la mano: carpometacarpianas (●), metacarpofalángicas (●), interfalángicas proximales (●), interfalángicas distales (●)

Fuente: (Angúlo, Méndez, & Fuentes, 2011)

La gran cantidad de músculos y articulaciones de la mano, ofrece una gran variedad de configuraciones de sujeción, que pueden ser divididas en dos grandes grupos: los prensiles y los no prensiles. Los prensiles son movimientos en los cuales un objeto es agarrado y mantenido parcial o totalmente dentro de la mano y los no prensiles o movimientos en los cuales no son realizadas acciones de agarre pero los objetos pueden ser manipulados, empujados o levantados con la mano entera o con los dedos individuales (Taylor & Schwart, 1955). En 1919, se desarrolló una clasificación para

el estudio de la destreza de las manos humanas y se clasificó en seis categorías las estrategias de agarres de la mano humana: agarre cilíndrico, de punta, de gancho, de palma (palmar), esférico y de lado (lateral), como se muestra en la Figura 4.

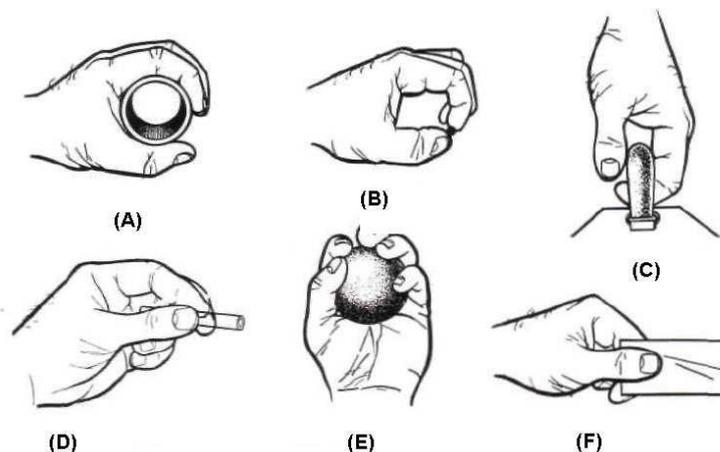


Figura 4 Agarres prensiles humanos. (A) Cilíndrico, (B) de punta, (C) de gancho, (D) palmar, (E) esférico, (F) lateral

Fuente: (Taylor & Schwart, 1955)

1.3. Movimientos de los dedos.

Es necesario estudiar los rangos de movilidad de los dedos de la mano, para el posterior desarrollo del sistema de control, para ello (Rouvière & Delmas, 2005) plantea que el dedo pulgar debe ser objeto de un estudio especial, considerando así los 4 últimos simultáneamente, estableciendo que los movimientos del dedo pulgar, medio, anular e índice efectúan los movimiento en tres ejes: flexión-extensión, abducción-aducción y rotación, que se describen a continuación.

a) Flexión-extensión.

Este movimiento se realiza alrededor de un eje transversal, que se encuentra en las articulaciones, en la Figura 5 se puede observar los ángulos a los cuales cada falange describe mediante su movimiento, siendo el caso para la falange distal el ángulo correspondiente se encuentra entre 65° y 90° , la falange media entre 110° y 130° , concluyendo con la falange proximal un ángulo de 90°

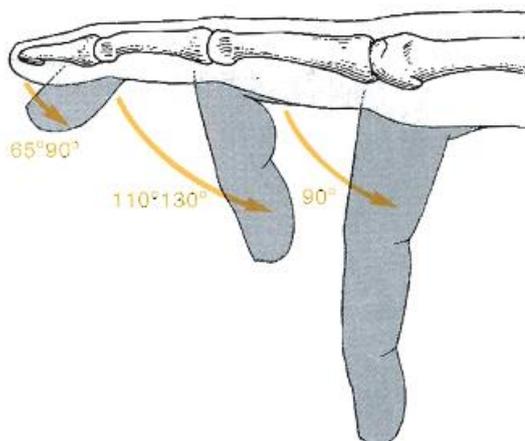


Figura 5 Movimiento del Índice, Medio, Anular y Meñique.

Fuente: (Rouvière & Delmas, 2005)

b) Abducción-Aducción.

El eje de la mano y de los dedos pasa por el tercer hueso metacarpiano y por el dedo medio, como se puede ver en la Figura 6 el movimiento de abducción aleja a los dedos del eje de la mano, tanto en cuanto el movimiento de aducción que se ve representado en la Figura 7 los aproxima, teniendo en cuenta que la amplitud del movimiento es mayor cuando los dedos se hallan e extensión, el movimiento de abducción alcanza 60° para el dedo índice y 45° para los dedos anular y meñique, para el movimiento de aducción el dedo índice alcanza 15° , el dedo anular 25° y el dedo meñique 35° , (Rouvière & Delmas, 2005).

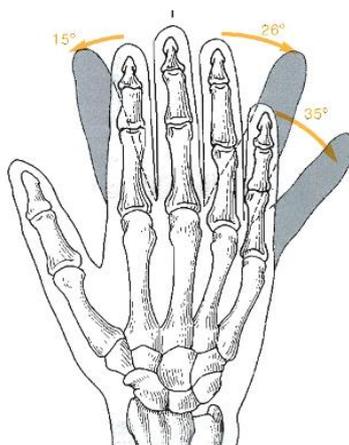


Figura 6 Movimiento de abducción de los dedos.

Fuente: (Rouvière & Delmas, 2005).

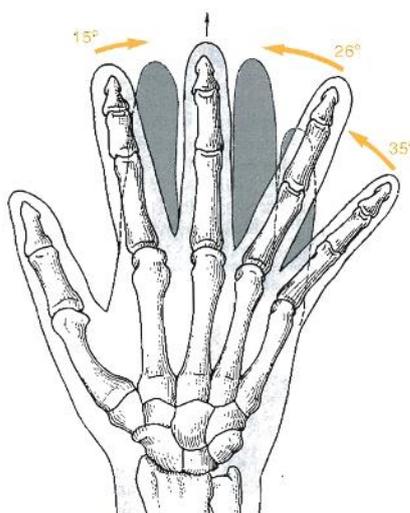


Figura 7 Movimiento de aducción.

Fuente: (Rouvière & Delmas, 2005).

c) Movimientos del dedo pulgar.

La importancia del dedo pulgar radica en que es el agente de la punza pulgar dedo, sin él, los movimientos de los dedos constituirían solo presiones globales sobre un objeto y no movimientos de precisión, la abducción-extensión separa el dedo pulgar del eje de la mano y su amplitud es de 35° a 40°, expuesto en la Figura 8, la aducción aproxima al dedo pulgar al eje de la mano; su amplitud es de 35° a 40°, como se puede observar en la Figura 9.

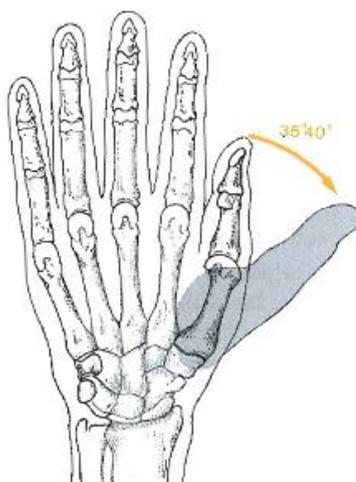


Figura 8 Movimiento de Abducción del dedo pulgar.

Fuente: (Rouvière & Delmas, 2005).

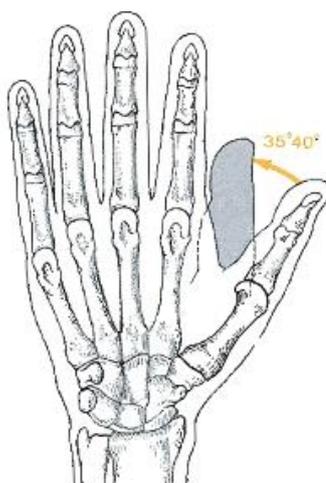


Figura 9 Movimiento de Aducción del dedo pulgar.

Fuente: (Rouvière & Delmas, 2005).

La oposición, combinada con la flexión del dedo pulgar, lo conduce frente al dedo meñique, lo que se resume en un movimiento de presión o cierre de la mano, presentando una amplitud mayor que los movimientos citados anteriormente, alcanzando entre 45° e incluso 60° , siendo representados claramente en la Figura 10.

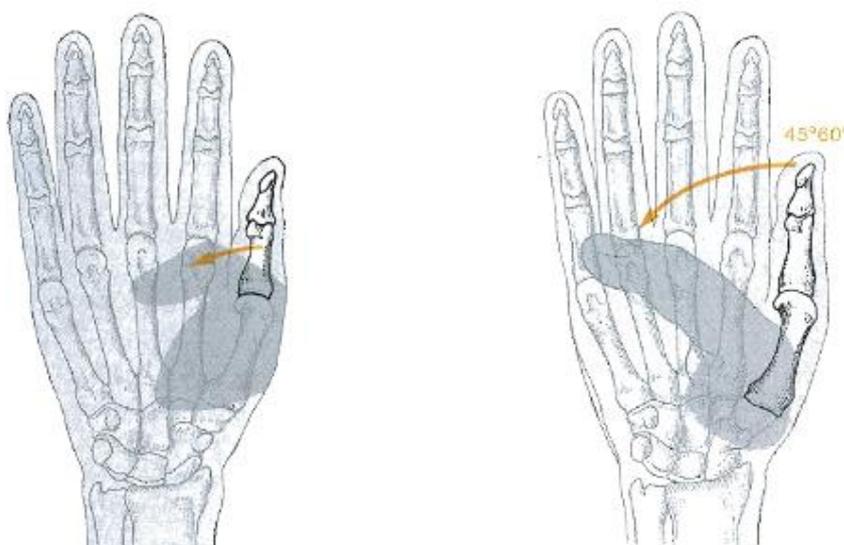


Figura 10 Movimiento de oposición del dedo pulgar.

Fuente: (Rouvière & Delmas, 2005).

La reposición devuelve el dedo pulgar a su posición inicial o natural de partida; su amplitud es necesariamente igual a la del movimiento anterior es decir en un rango entre 45° y 60° , como se puede observar en la Figura 11.

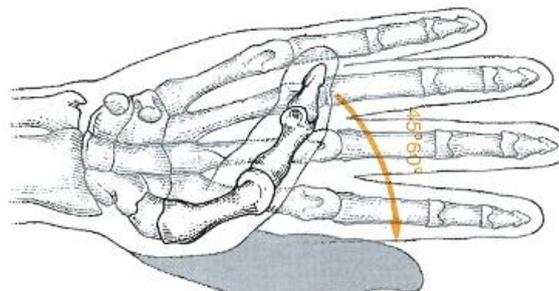


Figura 11 Movimiento de reposición del dedo pulgar.

Fuente: (Rouvière & Delmas, 2005).

1.4. Prótesis en el siglo XXI.

Una prótesis es un dispositivo desarrollado que reemplazara en cierta medida las funciones de una parte o de un miembro completo del cuerpo humano, que ha sido afectado, la misma que contribuirá con el paciente en su desarrollo físico y psicológico.

En cuanto a los grados de libertad de una prótesis de mano, se puede identificar dos tipos de grados de libertad: Dom (degree of movility) y Dof (degree of freedom). Los Dof indican el total de articulaciones de la prótesis referido a la Figura 12 a. Los Dom son grados de movilidad, indican la cantidad de articulaciones accionadas por actuador referido en la Figura 12 b. Por ejemplo, un dedo con 2 articulaciones el cual utilice un motor para su movimiento tendrá 2 Dof y 1 Dom. (Díaz & Dorador, 2010)

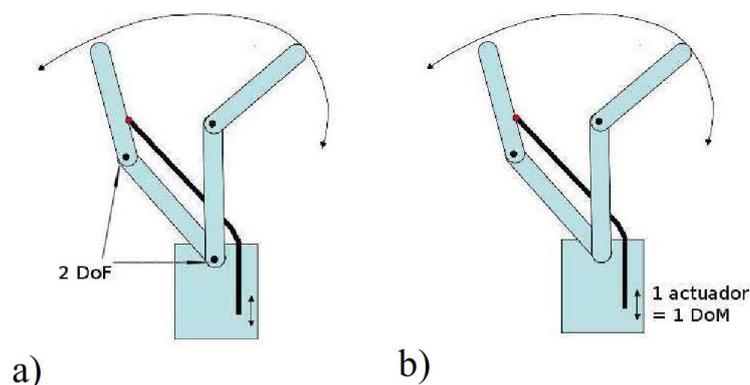


Figura 12 Representación de Dof y Dom.

Fuente: (Díaz & Dorador, 2010)

El avance de la tecnología y la implementación de materiales inteligentes representan un gran apoyo para el desarrollo de nuevas prótesis, dentro de las que se destacan las siguientes:

1.4.1 Prótesis mecánicas.

Son dispositivos que se usan con la función de cierre o apertura a voluntad, controlados por medio de un arnés que se encuentra sujeto alrededor de los hombros, parte del pecho y del brazo. (Dorador González, 2004). Solo pueden ser utilizados para el agarre de objetos relativamente grandes y redondos debido a la poca precisión del mecanismo, (Norton, 2007), como se puede visualizar en la Figura 13.

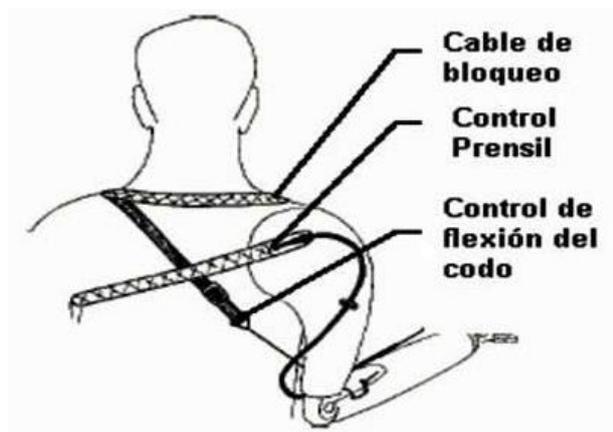


Figura 13 Prótesis mecánica.

Fuente: (Alvarez & De La Cruz, 2011)

1.4.2 Prótesis eléctricas.

Utilizan motores eléctricos en los dispositivos terminales, con una batería recargable. Es posible controlarlas de varias formas: servo control, un botón pulsador o un interruptor con arnés, un dispositivo desarrollado en la actualidad es la MyoHand VariPlus que gracias a la elevada fuerza de agarre y velocidad, se pueden agarrar objetos rápidamente y con precisión. Es capaz de ejecutar un total de 6 programas

diferentes y ajustarse a la necesidad del paciente, en la Figura 14 se puede observar un ejemplar (Ottobock, MyoHand VariPlus Speed, 2015).



Figura 14 Prótesis Marca MyoHand VariPlus Speed

Fuente: (Ottobock, MyoHand VariPlus Speed, 2015)

1.4.3 Prótesis mioeléctricas.

Este tipo de prótesis son en realidad prótesis eléctricas controladas por medio de una interface mioeléctrica y son hoy en día el miembro protésico con el más alto grado de rehabilitación. Sintetizan el mejor aspecto estético con una gran fuerza y velocidad de prensión así como varias posibilidades de combinación y ampliación. (PUGLISI, 2006) el mejor ejemplo de la actualidad es la prótesis BEBIONIC con 14 formas diferentes de sujeción se puede configurar y se puede adaptar a las necesidades del paciente inalámbricamente según los requisitos individuales del usuario con energía inteligente y un paquete de software bebalance muy fácil de utilizar, como se puede visualizar en la Figura 15.



Figura 15 Prótesis Mioeléctrica Marca Bebionic.

Fuente: (Bebionic, 2014)

1.4.4 Prótesis Biónicas.

Con este tipo de prótesis se pretende que la orden para el manejo de las prótesis parta del cerebro y esta orden sirva para ejecutar el movimiento deseado como ocurre con los miembros no amputados. Las prótesis están controladas por el sistema nervioso a través del sistema muscular del paciente, permitiendo un absoluto control sobre ellas. (Alvarez & De La Cruz, 2011). La prótesis biónica de Michelangelo visualizada en la Figura 16, se caracteriza por reproducir mediante prótesis la forma natural de las manos y tantas funciones como sean posibles, Gracias a sus grados de libertad de movimiento, replicando muchas de las funciones de la mano natural. (Ottobock, Michelangelo, 2015).



Figura 16 Prótesis Biónica Marca Michelangelo

Fuente: (Ottobock, Michelangelo, 2015)

1.5. Antropomorfismo

En prótesis de mano, el antropomorfismo hace referencia a las características de la prótesis que la asemejan a la extremidad humana, desde el número de dedos, la apariencia exterior, hasta la forma de la mano, en una prótesis es de vital importancia esta cualidad ya que esto ayudará a que el paciente se incorpore a sus labores diarias al mismo tiempo sintiéndose cómodo con la prótesis.

Además de la forma de la mano en sí, para la mayoría de pacientes es primordial que su prótesis se parezca lo más posible a la mano real, ya que en múltiples ocasiones la lesión física ha sido superada mas no la psicológica, y la solución se encuentra en el uso de guantes cosméticos, algunos de los cuales tiene una apariencia real, como es la de la prótesis de I-Limb, como se puede observar en la Figura 17, en la sección a) y b) muestra un alto grado de antropomorfismo, donde la principal característica es el guante de látex, además con el uso del guante cosmético su apariencia es crea, en cuanto a la sección c) cuenta con muy poco antropomorfismo (Díaz & Dorador, 2010).



Figura 17 Antropomorfismo.

Fuente: (Díaz & Dorador, 2010)

1.6. Sensores para prótesis.

Una de las actividades que resultan más complejas donde se integran acciones motoras y sensitivas es al momento de tomar algo con la mano, ya que la fuerza que se emplea en la sujeción de un objeto de vidrio esta dimensionada por la información táctil que recibe el cerebro mediante el sentido del tacto, al estar la mano en contacto con el objeto, de esta manera imprimiendo la fuerza necesaria para sujetar el objeto sin que este se resbale, sin llegar a producir un esfuerzo excesivo, este tipo de control en una prótesis se lo ejecuta mediante el manejo de sensores (Quinayás, 2010).

Según (Nicholls & Lee, 1989), los sensores pueden ser clasificados en función de diferentes parámetros que determinan los distintos comportamientos de los sensores siendo éstos:

- ✓ Físico (piezoeléctrico, piezorresistivo)
- ✓ Fenómeno que miden. (Tacto, velocidad, fuerza, posición, temperatura, etc.)

En la Tabla 1 se muestra un resumen comparativo de posibles equivalencias entre sensores biológicos y artificiales.

Tabla 1
Sensores biológicos y artificiales

| Estímulo y características | Sensor Biológico | Sensor Artificial |
|---|--|--|
| Fuerza: Medida de presión aplicada por una zona del dispositivo de agarre. Puede ser medida con algún dispositivo externo a la prótesis. | Terminaciones nerviosas, Merkel, Ruffini, Paccini | Galgas, Piezoeléctricos, Celdas de Carga |
| Tacto: Medida continua de las fuerzas ejercidas en un array. Proporciona información muy difusa sobre el contacto. | Terminaciones nerviosas, Merkel, Ruffini | Resistivos, Capacitivos |
| Contacto: Medida de simples contactos, debida a las fuerza ejercidas en pocos puntos de la superficie. Permite determinar la Distribución de las fuerzas de contacto e identificar características del objeto. | Órgano terminal del pelo, Terminaciones nerviosas, Meissner, Paccini | Resistivos, Capacitivos, Magnetoresistor |
| Deslizamiento: Medida de la mínima fuerza que hay que ejercer para agarrar un objeto produciendo la suficiente fricción para detenerlo entre las superficies de contacto. | Órgano terminal del pelo, Terminaciones nerviosas, Meissner, | Acelerómetros, Micrófonos, Rodadores |
| Posición: Medida de la situación de los puntos más característicos del objeto en las superficies táctiles | Terminaciones nerviosas, Meissner, Merkel | Resistivos, Capacitivos, Ópticos |

Fuente: (Quinayás, 2010).

1.6.1 Sensores de posición.

a) Sensor de efecto Hall

El sensor de efecto Hall se basa en la tensión transversal de un conductor que está sometido a un campo magnético, que ante la variación se utiliza para detectar desplazamientos lineales o angulares relativos a un campo magnético. (HMC, 2009) En la Figura 18 se puede observar la disposición física de dos sensores de efecto hall.

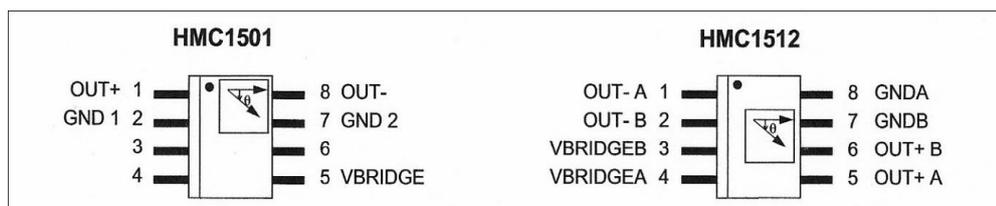


Figura 18 Sensores magnéticos HMC1501 y HMC1512

Fuente: (HMC, 2009)

Los sensores de efecto Hall están implementados en las manos robóticas Marcus, Utah/MIT y Cyberhand entre otras. Una aplicación de sensores de efecto Hall en las articulaciones de la prótesis expuesta en la Figura 19.



Figura 19 Sensores de efecto Hall en la mano Cyberhand

Fuente: (Zecca, 2003)

b) Sensores ópticos

El principio de funcionamiento se basa en la emisión y recepción de luz infrarroja, siendo los más utilizados los Diodos emisores de Luz infrarroja (LED's) y como receptores se usa fototransistores o fotodiodos, siendo estos de muy bajo costo y de fácil implementación en las articulaciones propias de la prótesis como se puede observar en la Figura 20.

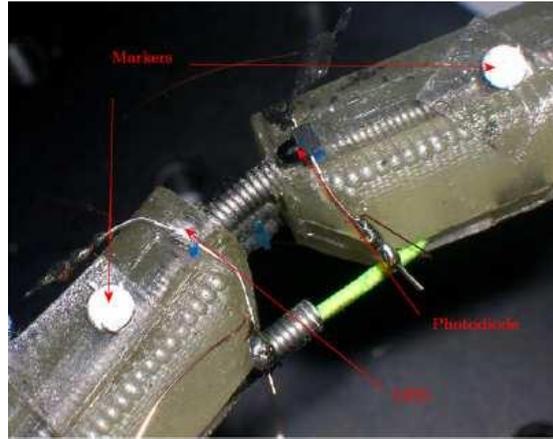


Figura 20 Sensores ópticos.

Fuente: (Cavallo, De Maria, & Natale, 2009).

1.6.2 Sensores de fuerza.

a) Sensores de fuerza resistivos.

Poseen una resistencia variable, directamente proporcional a la presión aplicada y se rige por el principio piezorresistivo, no es afectado por el ruido o la vibración, teniendo un mejor funcionamiento en superficies planas, firmes y lisas, con un rango de sensibilidad de 100 g hasta 10 kg y en términos de presión entre 1,5 psi hasta 150 psi, en la Figura 21 se presenta la curva de voltaje vs fuerza y el circuito para procesar la señal.

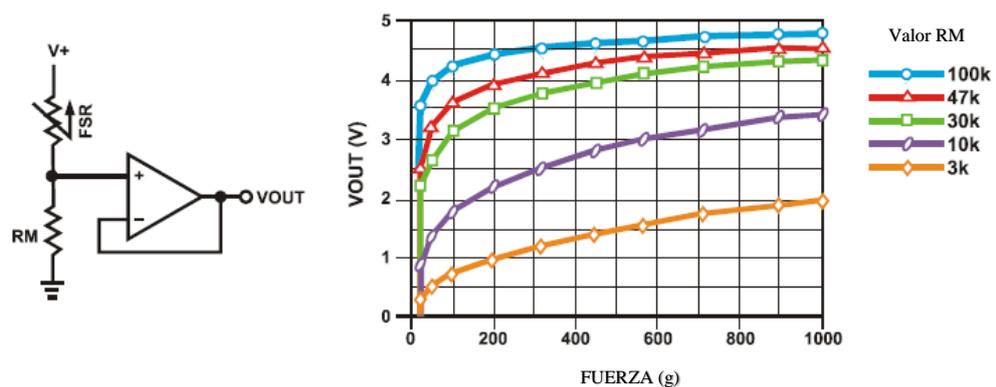


Figura 21 Divisor de voltaje para una FSR.

Fuente: (Interlink Electronics, 2001)

b) Galgas extensiométricas.

El fundamento de este dispositivo es el efecto piezoeléctrico, el mismo que consiste en la variación de la resistencia de un conductor cuando es sometido a un esfuerzo mecánico, posee un amplio rango lineal, teniendo en cuenta que la galga no puede sobrepasar el límite de margen elástico de deformación, en la Figura 22 se muestra en términos generales la estructura de una galga extensiométrica.

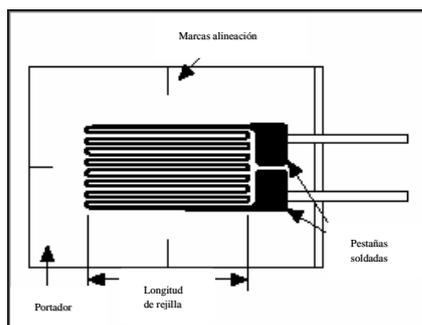


Figura 22 Galga Extensiométrica

Fuente: (Sosa, 2011)

1.7. Señal mioeléctrica.

La señal mioeléctrica (EMG) es una señal eléctrica que se produce cuando un músculo se contrae, si bien es tenue, es susceptible de ser medida con el equipo apropiado. Uno de los usos que se le han dado en los últimos años ha sido en el campo de las prótesis mioeléctricas. Un paciente que ha sido afectado con la amputación de la extremidad superior, a nivel del codo, puede conservar intactos los músculos del brazo, los mismos que al contraerse son capaces de generar una señal mioeléctrica para que sea procesada y usada como señal de control y de esta manera gobernar actuadores en la prótesis que pueden llegar a suplir las funciones básicas de la extremidad original. Sin embargo no todos los pacientes amputados son idóneos bien porque la intervención haya sido demasiado alta, o bien porque el paciente carezca de habilidad suficiente en unos músculos que quizá hayan degenerado por su falta de uso. (Rodríguez V. D., 2001).

a) Origen y Adquisición de la Señal EMG.

Los músculos del cuerpo humano consisten en fibras musculares que se activan por las moto neuronas, los impulsos provenientes de estas moto neuronas llegan desde la médula espinal que activan varias fibras musculares, formando un grupo llamado unidad motora (MU).

La respuesta eléctrica a la estimulación de una MU se llama potencial de acción de unidad motora (MUAP), y para mantener la contracción de un músculo han de descargarse periódicamente MUAPs, siendo éste el origen de la señal EMG. La señal EMG que se mide contiene una suma de los trenes de MUAPs, ponderados por la posición y tamaño de las fibras.

La amplitud cuando se mide con los electrodos de superficie es a lo sumo de 10mV, y depende del grado de humedad, las capas de grasa entre el electrodo y el músculo o la temperatura ambiente (a más frío mayor amplitud de la señal). La contracción del músculo se puede observar en la Figura 23, y la adquisición de la señal EMG en la Figura 24.

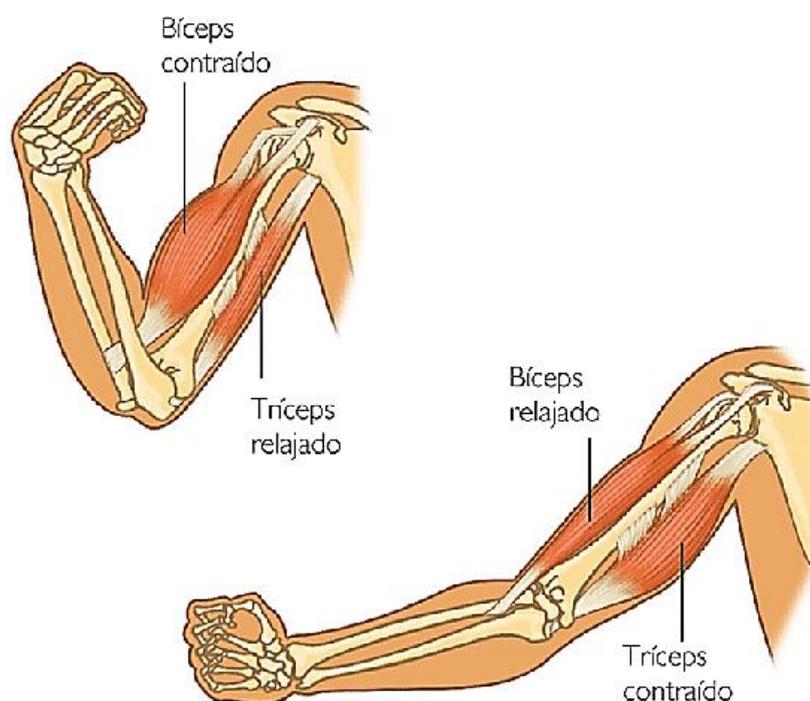


Figura 23 Contracción de Bíceps y Tríceps.

Fuente: (Kinect, 2012)

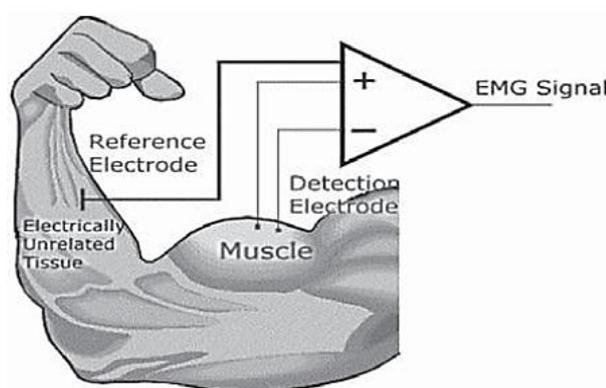


Figura 24 Adquisición de la Señal EMG.

Fuente: (Urbina & Martínez, 2012)

Donde:

EMG signal: Señal EMG

Reference Electrode: Electrodo de referencia

Muscle: Músculo.

Detection Electrodo: Electrodo de detección.

Electrical unrelated tissue: Tejidos sin relación eléctrica.

b) Aplicaciones médicas.

Como la señal es originada en el cuerpo tiene un interés evidente en la práctica médica, que por una parte se ha usado en la diagnosis de enfermedades como en el diagnóstico de la esclerosis lateral amiotrófica, como también en el terreno del entrenamiento deportivo de alto rendimiento, en la predicción de la altura a la que saltará un atleta a partir de su señal EMG, y el posterior análisis de la misma a fin de mejorar los resultados (Verma & Lane, 2000).

c) Aplicaciones de control.

Desde los años 60 se ha utilizado la Señal EMG como señal de control para prótesis accionadas por actuadores eléctricos (prótesis mioeléctricas), la sencilla adquisición de la señal en la superficie de la piel es idónea para obtener la señal de control, pero bien se puede utilizar para dirigir otros muchos dispositivos, como por ejemplo, para mover y activar el ratón de un ordenador.

d) Sensores mioeléctricos.

Tienen la capacidad de detectar el impulso eléctrico de un músculo, y por medio de un acondicionamiento de señal, amplificación y filtrado se interpreta una orden (Figura 25). Por ejemplo bastará aplicar un esfuerzo sobre un músculo dotado de electrodos para indicar que se desea extender o flexionar la mano, el algoritmo de un software se encargará de colocar en la posición correcta los servomotores secuencialmente hasta completar la tarea. Esta técnica requiere de adiestramiento del individuo para aprender a controlar los servomecanismos (Fortán, 2013).

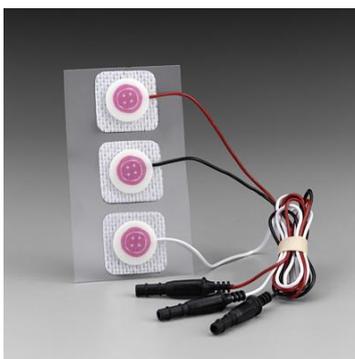


Figura 25 Sensor Mioeléctricos.

Fuente: (Fortán, 2013).

El diseño de filtros análogos de muy alta selectividad permite el acondicionamiento de la señal mioeléctrica, esto gracias a la aplicación de teorías de diseño de filtros en cascada. Deben evitarse factores ambientales que puedan interferir la señal que deseamos analizar como el ruido blanco o la frecuencia de la red eléctrica. Consiguiendo el acondicionamiento de las señales mioeléctricas limpias para su procesamiento digital, reflejado en la Figura 26.

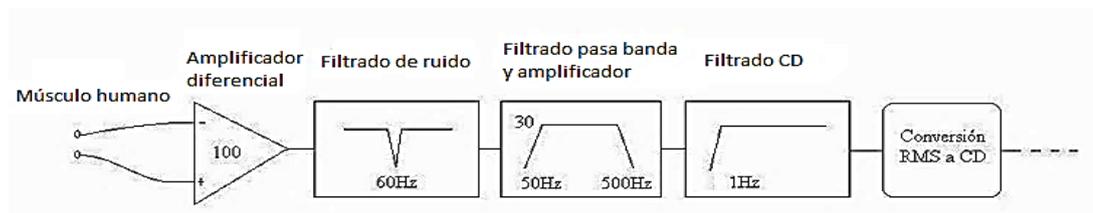


Figura 26 Acondicionamiento señal mioeléctrica.

Fuente: (Fortán, 2013)

La elección de la posición óptima de los electrodos para tener una buena señal EMG no es sistemática, incluyendo a los fabricantes de prótesis mismos recomiendan de hecho proceder “por tanteo” hasta encontrar la mejor posición (Otto Bock, 1999). Sin embargo se puede tomar las siguientes consideraciones:

- La distancia de separación de los electrodos influyen en la amplitud y en el espectro de la señal adquirida, es decir cuanto mayor es la separación, más bajo es el rango de frecuencias que ocupa la señal, y la amplitud de la señal aumenta, así por ejemplo (Hogan & Mann, 1980) experimentaron que al pasar de 2 cm a 1 cm de separación entre los electrodos, aumentaba la relación de señal ruido en un 35%, sugiriendo así una separación de 1 cm.
- Lo que sí parece obligatorio, en todo caso es mantener fija la distancia; en el sistema tomando un estándar fijo en la colocación de los electrodos (Rodríguez V. D., 2001).

1.8. Sistemas de control.

Bajo la definición de (Nise, 2006) “un sistema de control produce una salida o respuesta para una entrada o estímulo dado. La entrada representa una respuesta deseada; la salida es la respuesta real”, en relación a los componentes de un sistema de control (Kuo, 1996) plantea 3, los objetivos de control, componentes del sistema de control y los resultados o salidas.

“la relación básica entre estos tres componentes, en términos más técnicos, los objetivos se pueden identificar como entradas, o señales actuantes, y los resultados se llaman salidas, o variables controladas. En general, el objetivo de un sistema de control es controlar las salidas en alguna forma prescrita mediante las entradas a través de los elementos del sistema de control.” (Kuo, 1996).

Así se puede concluir que un sistema de control procesa una señal de entrada, la controla para obtener una señal de salida, lo cual se ve representado en la Figura 27.

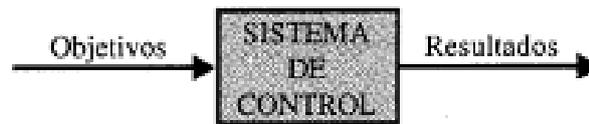


Figura 27 Componentes básicos de un Sistema de control.

Fuente: (Kuo, 1996).

1.8.1 Sistemas de control de lazo abierto.

En la Figura 28 se ilustra y se define un sistema de control de lazo abierto formado por una entrada, llamada transductor de entrada, que al emplear un controlador convierte la forma de entrada, en una señal de salida, una de las características de este tipo de control es que no puede compensar ninguna perturbación que se suma a la señal de actuación del controlador, es necesario mencionar que la señal de salida se ve corrompida por perturbaciones de la salida siendo el sistema incapaz de corregir estas perturbaciones.

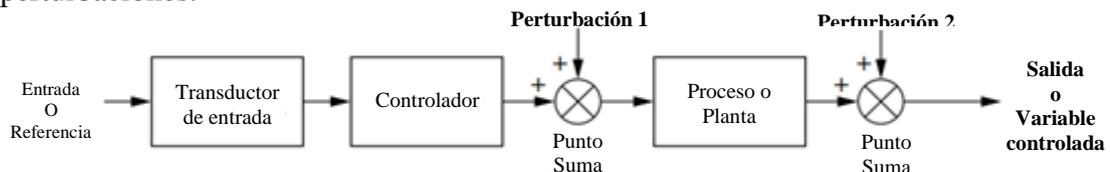


Figura 28 Sistema de Control de Lazo Abierto.

Fuente: (Nise, 2006)

1.8.2 Sistemas de control de lazo cerrado.

La señal de entrada es procesada por el controlador obteniendo la señal de salida deseada, mientras que un detector (transductor de salida) mide la respuesta de salida y la convierte en información que usará el controlador, este proceso toma el nombre de trayectoria de realimentación, que es la trayectoria de retorno desde la salida al controlador. El sistema de lazo cerrado compensa perturbaciones al medir la respuesta de salida, realizando de esta manera la corrección de perturbaciones y señales externas que afecte al sistema principal diferencia en comparación al sistema de control de lazo abierto, como se ve representado en la Figura 29.

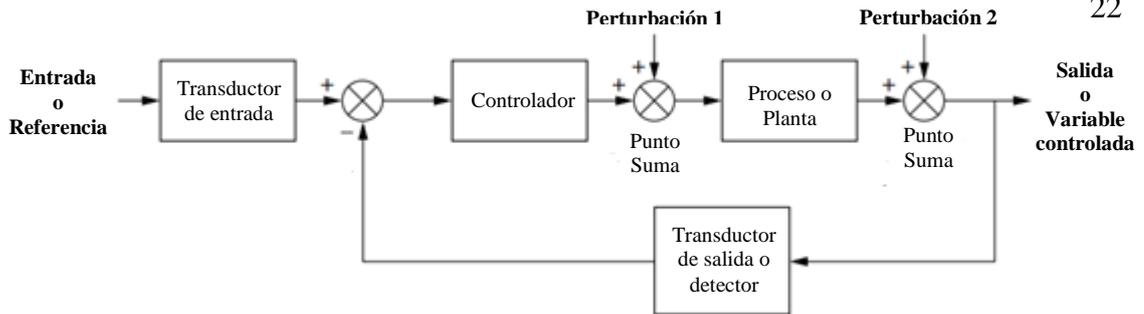


Figura 29 Sistema de Control de Lazo Cerrado

Fuente: (Nise, 2006)

1.8.3 Sistemas de control en cascada.

El control en cascada se utiliza cuando se tiene una variable manipulable y más de una variable medida, obteniendo un lazo de control secundario para controlar el proceso II, de esta manera las perturbaciones que afectan al proceso II pueden ser corregidas con rapidez, antes de que puedan alterar al proceso I, como se puede observar en la Figura 30.

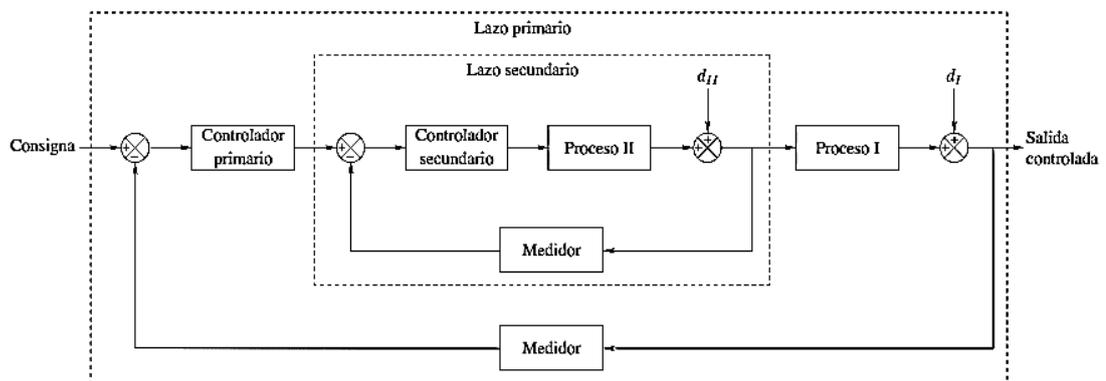


Figura 30 Control en cascada

Fuente: (TexMax, 2009)

1.9. Tarjeta de control

Es una unidad de control que posee un chip de memoria no volátil, y microprocesadores que permiten ejecutar la programación que se encuentra en la memoria mencionada. Por lo general utilizan un microcontrolador que está encargado de interpretar el lenguaje de programación y convertir las señales de entrada. Una tarjeta de control necesita de una fuente de poder para funcionar, además posee puertos

de entrada y salida que receptan o envían señales digitales o analógicas a velocidades configurables.

Las tarjetas electrónicas de control más comunes en el mercado son: Arduino, Raspberry, PcDuino, LittleBits, entre otras.

a) Arduino

Es una placa de hardware libre que incorpora un microcontrolador reprogramable tipo AVR, y una serie de pines, los cuales están unidos internamente a las patillas de entrada y salida del microcontrolador, y que permite conectar de forma muy sencilla diferentes sensores y actuadores, es decir, es una placa de circuito impreso PCB que implementa un diseño explícito de circuitería interna y permite intervenir directamente sobre conectores electrónicos de entrada o salida.

Cuenta con un software que es un entorno de desarrollo específico para las placas Arduino, que aparte de ser gratuito y de tipo Open-Hardware, es un programa multiplataforma debido a que funciona en MacOS, Windows o Linux y además implementa el lenguaje de programación Processing/Wiring y el cargador de arranque (boot loader) que corre con en la placa. Cuenta también con un sinnúmero de “library’s” (bibliotecas), que es un conjunto de instrucciones de un lenguaje de programación agrupadas de una forma coherente y que sirven para proveer funcionalidad extra y excluir la tediosa repetición de instrucciones.

La plataforma Arduino permite ser programado bajo procesamiento de alto nivel, pero a la vez permite utilizar lenguajes de programación y aplicaciones más comunes como: Pure Data, Flash, Java, Processing, entre otros.

b) Módulo arduino micro.

El Arduino Micro es una placa electrónica basada en el ATmega32u4, que cuenta con 20 pines digitales de entrada / salida (de los cuales 7 se pueden utilizar como salidas PWM y 12 entradas como analógicas), un oscilador de 16 MHz cristal, una conexión micro USB, y un botón de reinicio. Tiene un factor de forma que le permite ser fácilmente colocado en una placa como se puede observar en la Figura 31.

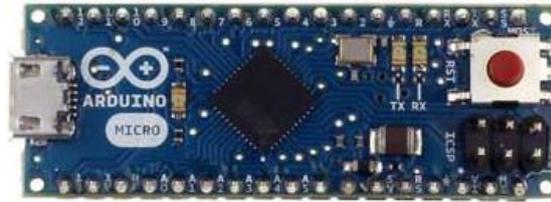


Figura 31 Tarjeta Arduino Micro

Fuente: (Arduino, 2013)

Cuenta con el microcontrolador el ATmega32u4, que facilita la comunicación USB, eliminando la necesidad de un procesador secundario. Esto permite que el micro que aparezca en un ordenador conectado como un ratón o el teclado, además de un puerto serie virtual (CDC)/COM. Las características principales de la arduino micro se ven resumidas en la Tabla 2.

Tabla 2
Características Técnicas de la Arduino Micro

| Característica | Valor |
|---|--------------|
| Microcontrolador | ATmega32u4 |
| Voltaje de Operación | 5V |
| Voltaje de entrada (Recomendado) | 7-12V |
| Voltaje de entrada (límite) | 6-20V |
| Entradas Digitales | 20 |
| Canales PWM | 7 |
| Entradas análogas | 12 |
| Corriente DC por pin | 40 mA |
| Velocidad del Reloj | 16 MHz |
| Largo | 48 mm |
| Ancho | 18 mm |
| Peso | 13 g |

Fuente: (Arduino, 2013)

1.10. Materiales con memoria de forma.

Las aleaciones con memoria de forma son aleaciones metálicas que tras una deformación físicamente visible vuelven a su forma original después de ser elevada la

temperatura de la aleación, la deformación puede llegar hasta un 10% volviendo a recuperar su forma original, esta característica se lo conoce como *Efecto memoria de forma* lo cual se debe a un cambio de fase llamada transformación martensítica termo elástica y se resume esquemáticamente en la Figura 32, en la sección (a) se encuentra la austenita en su esta natural, es enfriada para formar la martensita maclada (b), sin sufrir cambio en la forma posteriormente se deforma moviendo las fronteras de maclado(c), este tipo de material se clasifican como “materiales inteligentes”.

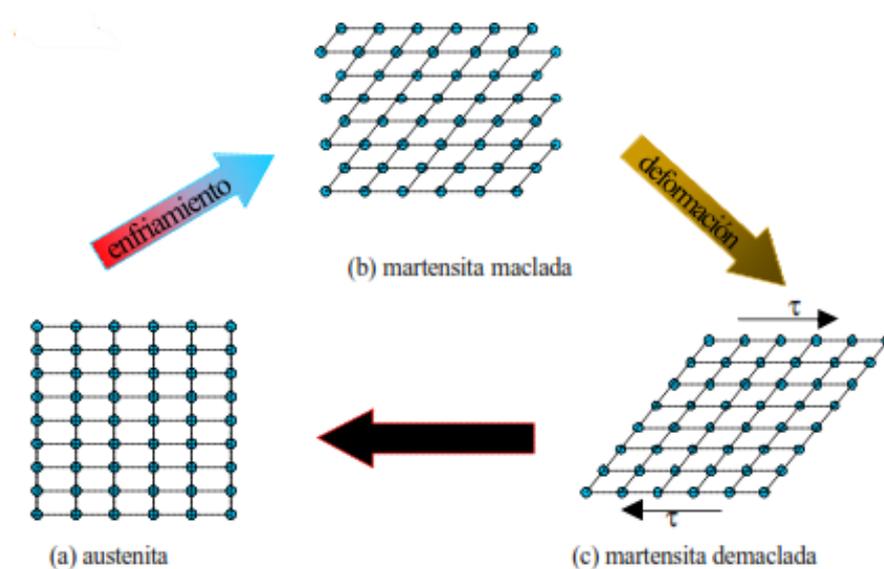


Figura 32 Proceso de memoria de forma.

Fuente: (De la Flor, 2003)

a) Aleaciones con memoria de forma Níquel-Titanio (Nitinol).

Son capaces de sufrir deformaciones relativamente altas sin llegar a ser permanentes (entre el 8 y 10%), con una elevada resistividad cíclica y son resistentes a la corrosión, es posible modificar sustancialmente las temperaturas de transformación, mediante pequeñas variaciones en el contenido, las formas más comunes de presentación son: flejes, micro tubos, láminas y en formas de alambre. Normalmente es posible encontrar con facilidad aleaciones de NiTi en forma de alambre y de reducido diámetro representado en la Figura 33 (De la Flor, 2003).



Figura 33 Alambre de Nitinol.

Fuente: (Robot, 2006)

En términos electrónicos el camino más eficiente para calentar el material con memoria de forma es trabajar con un circuito de modelación de ancho de pulso, ya que ofrece varias ventajas como lo son el encender y apagar con gran rapidez la corriente que circula por el alambre de Nitinol, así el calor se dispersa uniformemente lo que evita puntos extremos de calentamiento, en la Figura 34 se puede observar un ejemplo práctico de un circuito de modelación de ancho de pulso.

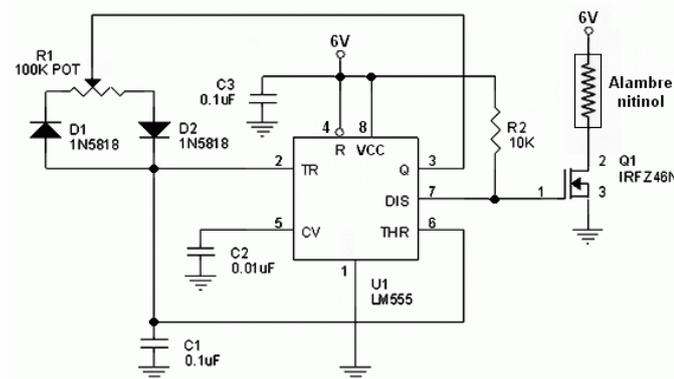


Figura 34 Circuito de Modelación de Ancho de pulso.

Fuente: (Carletti, 2007)

1.11. Flúidos magnetoreológicos (MR)

(Mesquida & Lässig, 2012) designan a los fluidos magnetoreológicos a aquellos fluidos combinados por micro partículas ferromagnéticas, inmersas en un líquido portador, que poseen propiedades visco elásticas controlables mediante campos magnéticos externos.

Mediante la aplicación de un campo magnético externo las partículas forman estructuras columnares paralelas al campo aplicado, como se muestra en la Figura 35.

Estas estructuras restringen el movimiento del fluido dando lugar al incremento en la viscosidad del mismo.

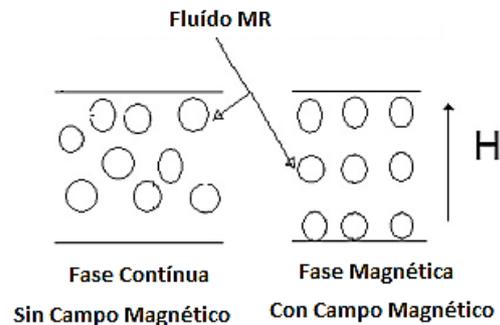


Figura 35 Funcionamiento fluido MR

Fuente: (Chennai, 2014)

b) Aplicaciones

Los materiales magnetoreológicos son empleados en la elaboración de dispositivos para rehabilitación, exosqueletos e incluso calzado deportivo inteligente.

1.12. Normas IPC1 2221.

Las normas y Publicaciones del (IPC, 1998) tienen por objeto proporcionar información sobre los requisitos técnicos en el diseño de circuitos impresos, y proporcionar una estructura para el montaje y la interconexión de los componentes electrónicos, así de esta manera la norma IPC 2221 se resume a continuación con los parámetros a tomar en cuenta en el diseño del layout:

- El diseño de la placa debe ser tal que las áreas se identifican por su función, es decir, la sección de suministro de energía limitado a una zona, circuitos analógicos a otra sección, y circuitos de lógica en otra. Esto ayudará a minimizar la diafonía, simplificar los bordes desnudos y facilitar el diagnóstico de problemas, el montaje de componentes superficiales requiere de consideraciones especiales que en este caso no serán motivo de estudio.

¹ IPC: The institute for interconnecting and packaging electronic circuits.

- Al especificar los materiales, se debe tomar en cuenta las propiedades eléctricas, las interconexiones y la disposición general en el circuito, tomando en cuenta los costos de materiales como el proceso de montaje.
- El grosor de la tarjeta debe ser entre 0.8 y 2.4 mm, ya que las tarjetas delgadas tienden a deformarse y requiere un manejo especial, y una tarjeta muy gruesa tienen un menor rendimiento.
- En cuanto al montaje, no debe sobresalir más de 6,4 mm por debajo de la superficie de la tarjeta, para el soporte de las piezas se deben considerar los peores casos de shock vibración y medio ambiente para toda la estructura en que la placa de circuito impreso va a resistir.
- Acerca de las consideraciones eléctricas, se debe distribuir de manera uniforme todos los elementos manteniendo la distancia lo más pequeña posible, el circuito impreso debe estar separado en etapas de alta, media y baja frecuencia, determinar siempre la polaridad de los componentes, en cuanto a los transistores el emisor la base y el colector, los componentes que irradian calor deben estar lo más alejado posible y con sus respectivos disipadores de calor de ser necesarios.
- El ancho mínimo y el grosor de los conductores de la tarjeta, se determinan principalmente en el transporte de corriente que se requiere y el máximo aumento admisible de temperatura, que se define como la diferencia entre el máximo de temperatura de funcionamiento del material impreso y la temperatura máxima del ambiente térmico, al que será sometido.
- La ubicación general de los componentes deben ser montados paralelamente en los límites impresos de la tarjeta, paralelo o perpendicular el uno al otro con el fin de tener una apariencia ordenada, cuando sea apropiado el componente debe ser montado de tal manera que se optimice el flujo de aire para una mejor refrigeración.
- La distancia mínima entre los caminos y los componentes será de un mínimo de 0,13 mm, las tierras y los terminales se deben diseñar de modo que los componentes puedan ser montados o puedan proporcionar curvas de alivio de tensión.

- La soldadura no debe extenderse más de 1,5mm de la superficie del circuito impreso.

1.13. Software.

En el desarrollo de las diferentes partes de diseño del sistema de control de la prótesis biónica es necesario el uso de diferentes programas que permitan tanto la simulación del funcionamiento de los elementos electrónicos, y la creación del lazo de control, por lo antes expuesto a continuación se detallan los distintos programas que se encuentran disponibles.

a) Proteus.

Programa que es una compilación de programas de diseño y simulación electrónica, desarrollado por Labcenter Electronics, de donde se derivan sus principales módulos que son:

- **Isis:** Permitiendo diseñar los planos eléctricos del circuito deseado el mismo que posee componentes muy variados, que van desde resistencias, fuentes de alimentación, generadores de señal, y microcontroladores con grandes prestaciones en cuanto al diseño.
- **Ares:** Herramienta de enrutado, ubicación y edición de componentes, permitiendo a su vez la fabricación de placas de circuito impreso.

b) IDE Arduino

El entorno de desarrollo integrado de Arduino siendo un conjunto de herramientas software permite programar y compilar lazos de control con facilidad y rapidez, en el caso de Arduino los programas son llamados “sketch”, los cuales permiten verificar la existencia de errores, además de permitir cargarlo en la memoria del microcontrolador de la placa Arduino, tarjetas derivadas y tarjetas compatibles, para que dicho controlador se convierta en el ejecutor autónomo del lazo de control programa (Torrente, 2013).

c) PCB Wizard.

PCB Wizard es un potente software para el diseño de circuitos impresos, sea ya, simple o doble capa, el mismo provee una gran cantidad de herramientas que permiten cubrir todas las necesidades al momento de diseñar un PCB estándar, que incluye:

- Dibujo esquemático.
- Conversión de esquemático a circuito.
- Posicionamiento de componentes.
- Autorouteado de pistas.
- Reportes de listas de materiales.

d) Processing 2

Processing 2 es un poderoso software de Java específicamente diseñado para el desarrollo de arte gráfico, animaciones y aplicaciones gráficas de todo tipo, desarrollado a partir del 2001 en el MIT por Casey Reas y Ben Fry. Permite desarrollar aplicaciones desde muy sencillas a muy complejas.

CAPÍTULO II

DISEÑO, SELECCIÓN Y DESARROLLO.

Para realizar el diseño y selección de materiales y elementos, es necesario establecer la geometría interna de la prótesis, en base a la biomecánica y los principales patrones de sujeción de la mano, realizando posteriormente la selección de los elementos eléctricos y electrónicos, teniendo en cuenta su ubicación, posición, y sus características inherentes como el peso, dimensiones y acoplamiento con respecto a la prótesis, para finalmente postular las características técnicas de cada elemento y finalmente proceder al diseño y desarrollo del algoritmo de control.

2.1. Modelo geométrico y mecánico del sistema.

Una vez realizado el análisis dinámico de la prótesis, como se describen en la investigación realizada por (Murillo & Monar, 2015), la cual es un trabajo complementario al presente proyecto, se definen los lugares geométricos convenientes conforme a un sistema de coordenadas, para determinar los grados de libertad que posee la prótesis, que para el caso de estudio son 7. En la Figura 36, se muestra los principales movimientos del dispositivo, mientras que, en la Tabla 3, se describen los grados de libertad y movilidad Dof y Dom.

Tabla 3
Grados de Libertad Dof y Dom.

| Dedo | # Grados de Libertad | # Grados de movilidad |
|----------------|----------------------|-----------------------|
| Pulgar | 3 | 3 |
| Índice | 2 | 1 |
| Medio | 2 | 1 |
| Anular | 2 | 1 |
| Meñique | 2 | 1 |

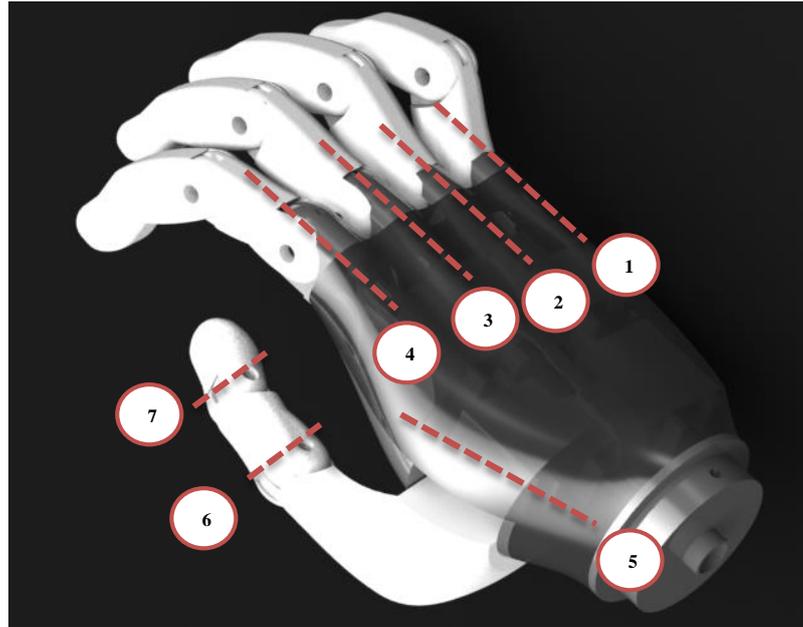


Figura 36 Geometría de la Prótesis.

2.1.1 Modelo mecánico del dispositivo.

El desarrollo del algoritmo de control, se basará en el diseño mecánico descrito por (Murillo & Monar, 2015), los mismos que plantean el modelo mecánico en 4 regiones: los dedos, el pulgar, la palma y el antebrazo, mismas que se muestran en la Figura 37.

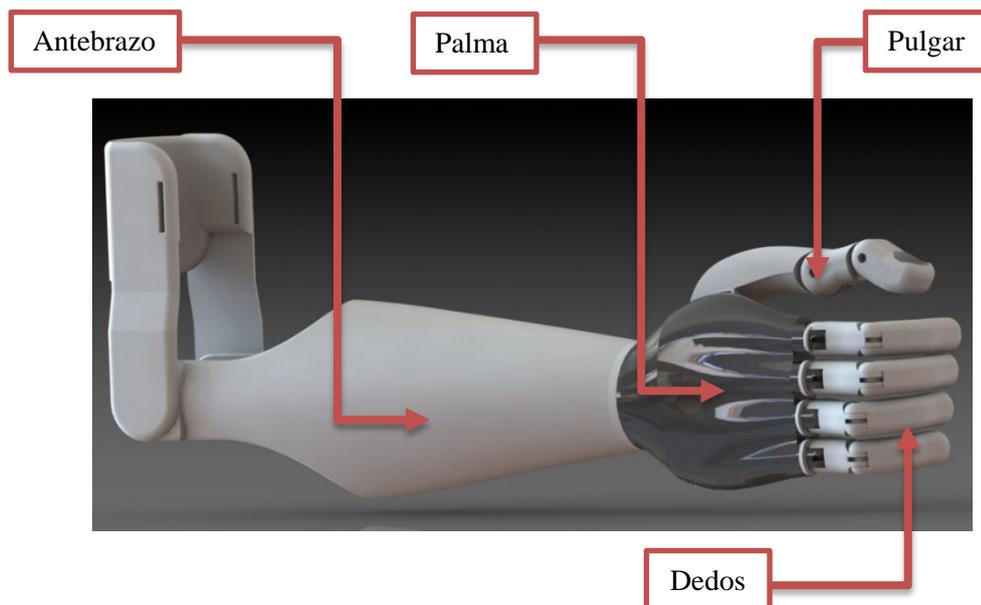


Figura 37 Modelo Mecánico

a) Región de los dedos.

(Ventimiglia, 2012) argumenta que “Siendo que la mano humana consiste en 4 dedos similares y un pulgar, es lógico concluir que el diseño del dedo puede ser potencialmente replicado 4 veces”. Por lo tanto el modelo que se diseña para el índice será replicado en los demás dedos (Murillo & Monar, 2015), basado en esto y tomando en cuenta que no existe un estudio en el Ecuador que describa la antropometría de la mano de un hombre adulto, se recurre a la Norma DIN 33 402-2, que especifica medidas estándar del tamaño de la mano, que según (Melo, 2009) asegura un prototipo estético y funcional en relación a una mano real, en la Tabla 4 se puede observar las medidas de los dedos, que concuerda con la medida establecida por la Norma DIN 33 402-2, para un percentil del 95%, en la Figura 38 se puede observar el diseño total del dedo.

Tabla 4
Medidas de los dedos índice y medio

| Falange | Dedo Índice (mm) | Dedo Medio (mm) |
|-----------------|-------------------------|------------------------|
| Distal | 24 | 24 |
| Media | 25 | 27 |
| Proximal | 33 | 37 |
| Total | 82 | 88 |

Fuente: (Murillo & Monar, 2015)



Figura 38 Diseño final del dedo.

Fuente: (Murillo & Monar, 2015)

El modelo mecánico del dedo cuenta con un sistema de transmisión por poleas, y cables tensores que permiten la flexión y extensión del dedo, movimientos que son efectuados gracias al giro de los servomotores dispuestos en la palma, brindándole así adaptabilidad al dispositivo protésico en la sujeción de objetos; según (Massa, Carroza, & Dario, 2002), la falange distal del dedo se diseña de tal manera que un electroimán sea alojada en la misma, que permitirá la variación de la viscosidad del material magnetoreológico localizado en las yemas, mediante la inducción de campo electromagnético generado por el mismo (Murillo & Monar, 2015), como se puede visualizar en la Figura 39.

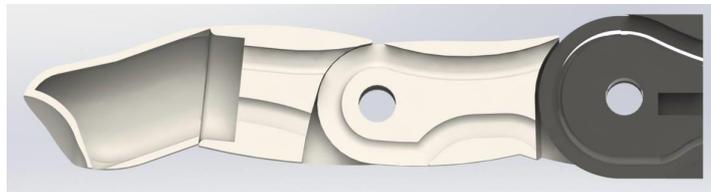


Figura 39 Sistema de transmisión.

Fuente: (Murillo & Monar, 2015)

b) Región del pulgar.

En cuanto al pulgar, se parte de los dos movimientos que el mismo realiza, para el movimiento de flexión y extensión de las falanges, se utiliza un actuador lineal compuesto por Nitinol, el cual por sus propiedades físicas y estructurales, permite la contracción o extensión del pulgar, usando dos actuadores a los cuales establecen la postura del dedo, expuesto en la Figura 40.



Figura 40 Diseño frontal del Pulgar.

Fuente: (Murillo & Monar, 2015)

El segundo movimiento que el pulgar realizará, será el de rotación, de esta manera un micro servomotor será alojado en la parte posterior del pulgar y sujetándose a la base de la tapa de la palma, permitiendo de esta manera la rotación, como se puede visualizar en la Figura 41.



Figura 41 Diseño posterior del pulgar

Fuente: (Murillo & Monar, 2015)

c) Región de la Palma.

El principal objetivo al diseñar la palma es dar soporte a los dedos y brindar apoyo en la sujeción del objeto, cuenta con una tapa removible, la misma que cumple con dos funciones, el ensamblaje del pulgar y la protección de los actuadores que se encuentran en su interior, el modelo propuesto de la palma se muestra en la Figura 42.

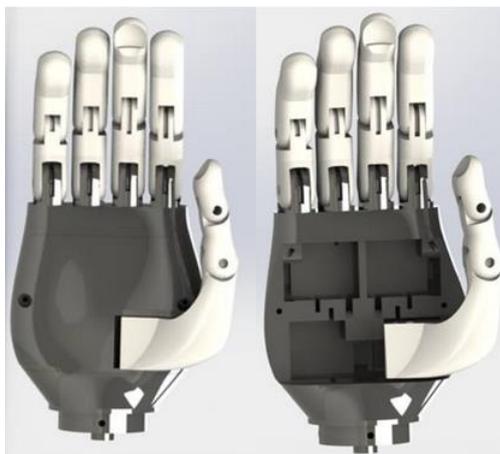


Figura 42 Diseño de la palma.

Fuente: (Murillo & Monar, 2015)

d) Región del Antebrazo.

La interface del dispositivo protésico, mostrada en la Figura 43, se diseña con el objetivo de alojar los componentes electrónicos y el miembro distal del usuario. Por lo cual, el diseño consiste en dividir en 3 partes el antebrazo, de manera que la más cercana al codo, se pueda modificar por software, antes de su construcción de acuerdo las medidas del muñón de cada usuario.

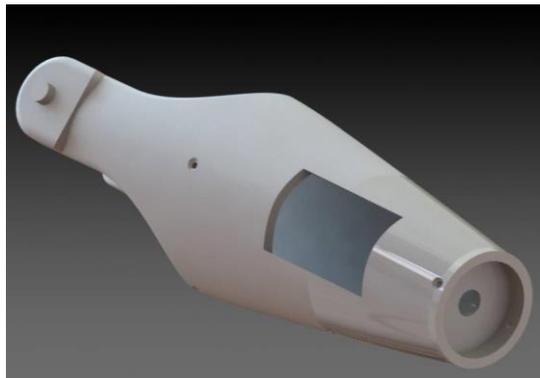


Figura 43 Diseño del antebrazo

Fuente: (Murillo & Monar, 2015)

2.2. Diseño del sistema electrónico.

Una vez concluido el diseño mecánico realizado por (Murillo & Monar, 2015), se inicia el diseño electrónico, estableciendo que la prótesis cumplirá con 3 funciones principales que son:

- Reconocimiento de movimiento Muscular.
- Procesamiento de Señal.
- Movimiento de los dedos en patrones funcionales.

En base a las funciones antes descritas; se desarrolla el diagrama de los bloques, el cual describe todos los elementos electrónicos, necesarios para cumplir con el funcionamiento general de la prótesis, el mismo que se ve reflejado en la Figura 44.

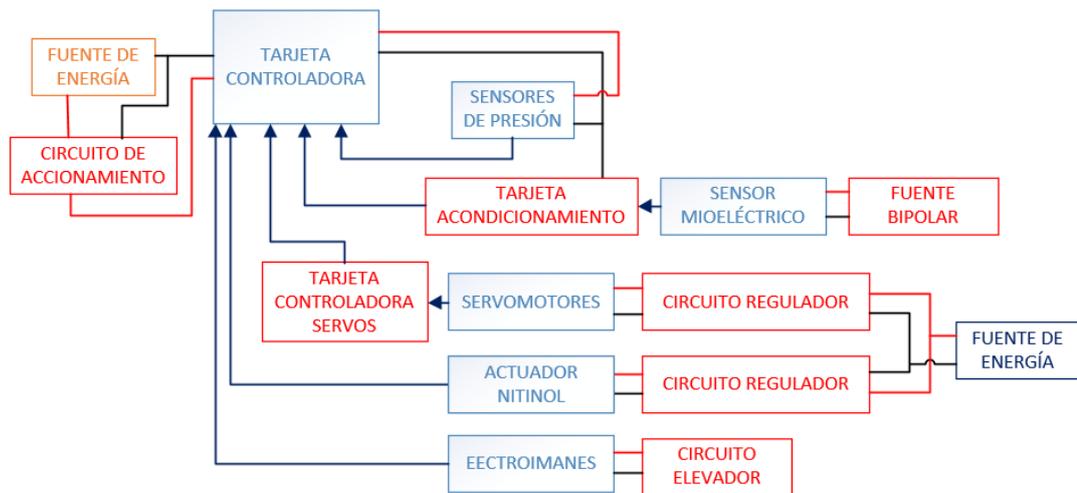


Figura 44 Diagrama de bloques de los componentes electrónicos.

2.2.1 Selección de elementos electrónicos.

Para cumplir con las funciones antes mencionadas, se plantea los siguientes elementos electrónicos:

- Una **tarjeta master** como el controlador principal para todos los elementos electrónicos mediante entradas y salidas que posee la tarjeta.
- **Servomotores** encargados de generar el movimiento en la extensión y contracción de los dedos, en cuanto al pulgar en la oposición y contracción del mismo.
- Un **módulo electromiográfico** encargado de recibir y procesar las señales de los músculos.
- Un **actuador de Nitinol** presente en el movimiento tanto de la falange distal como la falange media del dedo pulgar.
- **Sensores** mioeléctricos y de presión encargados de la retroalimentación en el lazo de control.
- **Electroimán** que funcionara como el actuador final en el control para el material magnetoreológico.
- **Baterías recargables** como parte del sistema eléctrico suministrando la energía necesaria.
- Un **módulo elevador DC-DC**, para proveer los diferentes niveles de voltaje necesarios en el diseño.

2.2.2 Tarjeta controladora master.

La tarjeta controladora deberá ser capaz de manejar apropiadamente todos los recursos de la prótesis, responsable del control de todos los elementos electrónicos, siendo que cada salida y entrada sea procesada en la tarjeta, tomando las decisiones y ejecutando el algoritmo de control, teniendo esto en consideración, las características mínimas que deben cumplir se describen a continuación.

a) Requerimientos para la selección de la tarjeta controladora master.

- **Voltaje de alimentación:** Debido a que la tarjeta será la que comande todos los movimientos de la prótesis, se contará con un microprocesador AVR o un PIC, el voltaje de alimentación típico será de 5[V].
- **Campo de aplicaciones:** Una de las características con la que deberá contar la tarjeta electrónica es que el campo de aplicación esté orientado hacia el desarrollo de prótesis robóticas.
- **Recursos:** Al ser el cerebro de la prótesis debe poseer una variedad de interfaces en términos de comunicación de acuerdo a los dispositivos con los que deberá interactuar, el control de 5 servomotores y la comunicación serial con el control de los mismos.
- **Velocidad de Procesamiento:** Que brinde altas velocidades debido a la cantidad de información que se deberá manejar y generar, en cuanto a las acciones y decisiones respectivas, contando con un mínimo de 16 MHz, según (Pérez, Yunga, Cajamarca, & Matute, 2015).
- **Método de programación:** La capacidad inherente para desarrollar programas en código C++ para el desarrollo e implementación del algoritmo de control.
- **Flexibilidad:** La posibilidad de poder incluir nuevos componentes electrónicos tanto en entradas como en salidas, permitir el uso de fuentes externas para los actuadores y sensores.
- **Consumo de energía:** El consumo de corriente debe ser el mínimo posible sin que esto llegue a afectar en el funcionamiento normal de la tarjeta.

- **Entradas/Salidas:** Por la composición electrónica de la prótesis es necesario que cuente con pines de entradas y salidas tanto análogas como digitales, las mismas que faciliten la implementación de sensores y actuadores con los que cuenta la prótesis, contando con un mínimo de 5 entradas analógicas, y 2 terminales de comunicación serial, basado en los elementos necesarios.

b) Selección de la tarjeta controladora master.

Tomando en cuenta los requerimientos mencionados en el literal anterior, se presentan en la Tabla 5, un resumen de las principales tarjetas controladoras disponibles en el mercado juntamente con sus características.

Tabla 5
Tarjetas Controladoras Master.

| |  |  |  |
|-----------------------------|--|---|--|
| Característica de Arduino | ARDUINO | BASIC Stamp 2 Microcontroller Module | BX-24 |
| Tipo de microcontrolador | Atmega 328 | - | - |
| Velocidad de reloj | 16 MHz | 20 MHz | 4 MHz |
| Pines digitales de E/S | 14 | 18 | 16 |
| Entradas analógicas | 6 | 0 | 8 |
| Salidas analógicas | 0 | 0 | 0 |
| Memoria de programa (Flash) | 32 Kb | 32 Kb | 32 Kb |
| Memoria de datos (SRAM) | 2 Kb | 2 Kb | 32 Kb |
| Memoria auxiliar (EEPROM) | 1 Kb | 2 Kb | 4 Kb |
| Largo | 68,8 mm | 30 mm | - |
| Ancho | 53,4 mm | 16 mm | - |
| Peso | 25 g | 19 g | - |

De todas las opciones presentadas anteriormente, se selecciona la tarjeta *Arduino* que presenta facilidades tanto el hardware como en software, ofreciendo un amplio horizonte en cuanto a la programación ya que una de sus cualidades es la conexión serial con un computador personal, en el mercado existe una variedad de tarjetas *Arduino*, así se resumen las principales en la Tabla 6.

Tabla 6
Tarjetas Arduino.

| |  |  |  |  |
|------------------------------------|---|---|--|---|
| Característica de Arduino | UNO | Leonardo | DUE | Micro |
| Tipo de microcontrolador | Atmega 328 | Atmega 32U4 | AT91SAM3X8 E | ATmega32u4 |
| Velocidad de reloj | 16 MHz | 16 MHz | 84 MHz | 16 MHz |
| Pines digitales de E/S | 14 | 20 | 54 | 20 |
| Entradas analógicas | 6 | 12 | 12 | 12 |
| Salidas analógicas | 0 | 0 | 2 (DAC) | 0 |
| Memoria de programa (Flash) | 32 Kb | 32 Kb | 512 Kb | 32 KB |
| Memoria de datos (SRAM) | 2 Kb | 2.5 Kb | 96 Kb | 2.5 KB |
| Memoria auxiliar (EEPROM) | 1 Kb | 1 Kb | 0 Kb | 1 KB |
| Largo | 68,8 mm | 68,6 mm | 101,52 mm | 48 mm |
| Ancho | 53,4 mm | 53,3 mm | 53,3 mm | 18 mm |
| Peso | 25 g | 20 g | 36 g | 13 g |

Entre las distintas tarjetas Arduino que existen disponibles, se selecciona la Arduino UNO, ya que posee 14 canales digitales de E/S que permitirá controlar los

servomotores las mismas que se utilizaran en el manejo del actuador de Nitinol y los electroimanes, además de su reducido tamaño, que contribuye a la portabilidad de la aplicación, incluyendo su bajo consumo de energía, y finalmente la velocidad de respuesta proporcionada por el chip ATmega 328, el diagrama de disposición de los pines de la tarjeta se representa en la Figura 45.

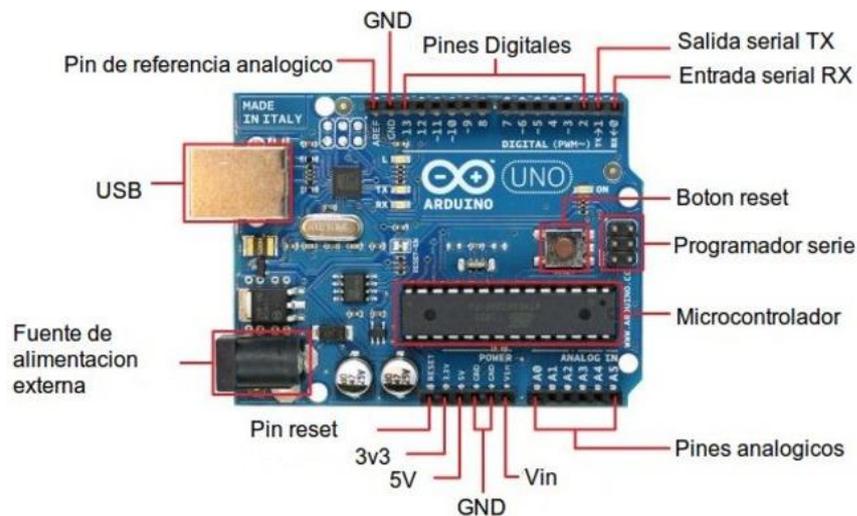


Figura 45 Tarjeta Arduino Uno

Fuente: (Arduino, 2013)

2.2.3 Sensor de presión.

Teniendo en cuenta el diagrama de bloques planteado en el diseño electrónico es necesario que la prótesis detecte la presión que se está aplicando al objeto a sujetar, frente a este panorama se plantea la necesidad de utilizar un sensor que cumpla con este objetivo y debe contar con los requerimientos mínimos descritos a continuación.

a) Requerimientos para la selección del sensor de presión.

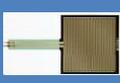
- **Comunicación:** Deberá ser compatible con la tecnología de comunicación utilizada por la tarjeta electrónica controladora.
- **Circuito de acondicionamiento:** Debido al tipo de comunicación entre el sensor y la tarjeta controladora no será necesario un circuito de acondicionamiento, ahorrando espacio y recursos.

- **Voltaje de alimentación:** Se condiciona un voltaje de alimentación de 5 [V] o un voltaje igual al provisto por la tarjeta controladora; caso contrario sería necesario reguladores de voltaje.
- **Consumo de corriente:** Preferentemente debe ser mínimo debido a que las baterías que se usarán constan con un suministro limitado de corriente.
- **Sensibilidad:** Permitirá sentir la fuerza de presión que se está ejerciendo sobre el objeto sujetado, con un valor mínimo de 0,4 [N], establecido como ideal en la calibración del sensor por (Quinayás, 2010).
- **Dimensiones:** Es necesario que las dimensiones del sensor sean lo más bajas posibles ya que serán implementados en las yemas de los dedos, que por el diseño mecánico no debe exceder un radio de 11,5 [mm].

b) Selección del sensor de presión.

En los extremos de las falanges proximales de cada dedo de la prótesis, se dispondrá de sensores de presión, los mismos que permitirán la retroalimentación en el sistema de control, midiendo de esta manera la presión que se ejercerá en el objeto al instante de realizar los distintos tipos de agarre, en base a los requisitos mínimos expuestos en el anterior literal, se describen los sensores disponibles juntamente con sus características en la Tabla 7.

Tabla 7
Sensores de Presión.

| |  |  |  |  |  |
|------------------------------|---|---|---|---|---|
| Descripción | FSR 400 SHORT | FRS 400 | FSR 402 SHORT | FSR 402 | FSR 406 |
| Mínima res. | 0,2 N | 0,2 N | 0,2 N | 0,2 N | 0,2 N |
| Rango de Sensibilidad | 0,2N - 20N | 0,2N - 20N | 0,2N - 20N | 0,2N - 20N | 0,2N - 20N |
| Dimensiones | 5,08 x 15,8 mm | 5,08 x 38,1 | 12,7 x 14,8mm | 12,7 x 56,34 mm | 38,1 x 83,09 mm |

Una vez estudiado las necesidades de la prótesis y comparado todas las opciones que el mercado ofrece, se selecciona el sensor FRS 400, debido a la facilidad de montaje en el sistema mecánico de la falange distal, sabiendo que las características propias de cada sensor son las mismas, con un rango de medición de 0.2 N hasta 20 N, así con los requerimientos mínimos. La Figura 46 muestra el sensor FRS 400.



Figura 46 Sensor FRS 400

Fuente: (Pololu, 2015).

2.2.4 Sensor mioeléctrico.

La señal de control se realizara por medio del sensor mioeléctrico, que será el que comande los diferentes patrones de sujeción y la alternancia de los mismos, en cuanto a lo antes expuesto; en la selección del sensor mioeléctrico, se tendrá en cuenta las características mínimas que se detallan a continuación.

a) Requerimientos para la selección del sensor mioeléctrico.

- **Comunicación:** Deberá ser compatible con la tecnología de comunicación utilizada por la tarjeta electrónica controladora.
- **Circuito de acondicionamiento:** Debido al tipo de aplicación que se implementara y la señal adquirida en la superficie del músculo, es necesario acondicionar la frecuencia adquirida para que la tarjeta controladora la procese, es importante aclarar que de preferencia el circuito adquiera del propio fabricante del sensor.
- **Voltaje de alimentación:** Se condiciona un voltaje de alimentación de 5 [V] o un voltaje igual al provisto por la tarjeta controladora; caso contrario sería necesario reguladores de voltaje.

- **Consumo de corriente:** Preferentemente debe ser mínimo debido a que las baterías que se usarán constan con un suministro limitado de corriente.
- **Sensibilidad:** Permitirá monitorear la contracción del músculo dependiendo del tipo de electrodos y la ubicación de los mismos la sensibilidad será la mínima.
- **Tipos de electrodos:** La señal mioeléctrica afirma (Carvajal, 2014) proviene del músculo monitoreado y se realiza mediante la utilización de electrodos, donde el número es determinado en base a la cantidad de canales que se vaya a identificar, que típicamente son 3 (positivo, negativo y referencia), (Rodríguez V. D., 2001) argumenta que los electrodos pueden ser de aguja, si su uso es médico, o electrodos superficiales cuando no se admiten técnicas invasivas, dado que los de aguja son incómodos para el paciente, los cuales quedan descartados en prótesis mioeléctricas, planteando la utilización de electrodos superficiales y de 3 canales.

b) Selección del sensor mioeléctrico.

La selección del sensor electromiográfico se basa en los requerimientos expuestos anteriormente y en la tarjeta controladora que disponga este, que será la que amplifique y filtre la señal de control producida por el músculo que esté siendo monitoreado; a través de los electrodos superficiales, ante el horizonte expuesto anteriormente se dispone de las siguientes tarjetas descritas en la Tabla 8.

Tabla 8
Tarjetas Electromiográficas.

| |  |  |
|------------------------|--|---|
| Tarjeta | Muscle Sensor V3 | EMG Detector |
| Voltaje de Fuente (Vs) | $\pm 3,3V \pm 18V$ | 3,3 V- 5V |
| Ganancia | 20,700 X | - |
| Voltaje de Salida | +Vs | 1,5V - 3,3V |
| Largo | 29 mm | 21 mm |
| Ancho | 25,5 mm | 43 mm |

Basado en la comparación de las dos tarjetas disponibles, la tarjeta Muscle Sensor V3 es el elemento electrónico que se selecciona para realizar el procesamiento de la señal proveniente del sensor mioeléctrico, ya que es necesario amplificar y filtrar la señal producida por el movimiento del músculo del paciente, procesándola como una señal analógica proporcional a la contracción del músculo, de esta manera la tarjeta cumple con las siguientes condiciones:

- Permite la comunicación con la tarjeta arduino uno ya que es al igual una tarjeta de software libre.
- Es adecuada para realizar un electromiograma monitoreando y recogiendo información del sensor mioeléctrico.
- Permite la regulación de la señal generada en la salida.
- Al igual que la tarjeta arduino el voltaje de trabajo se encuentra especificado entre los 0 y 5 V.

En la Figura 47 se puede observar en términos generales la disposición de la tarjeta y los electrodos.

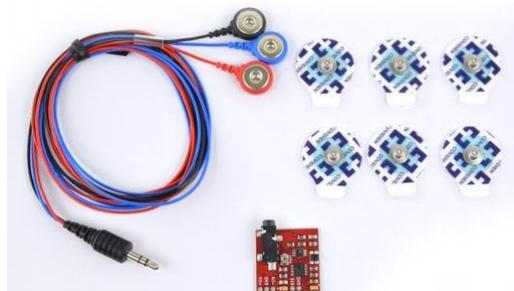


Figura 47 Sensor Muscular V3

Fuente: (Pololu, 2015)

2.2.5 Servomotores.

En cuanto al uso de actuadores (Díaz & Dorador, 2010) aclaran que el sistema de actuación en prótesis están compuestos por actuadores, los mismos que se encargan de producir la potencia mecánica del dispositivo protésico. Existen 3 tipos de actuadores, que se muestran en la Figura 48; que se diferencian en su funcionamiento, tamaño peso y energía que consumen.

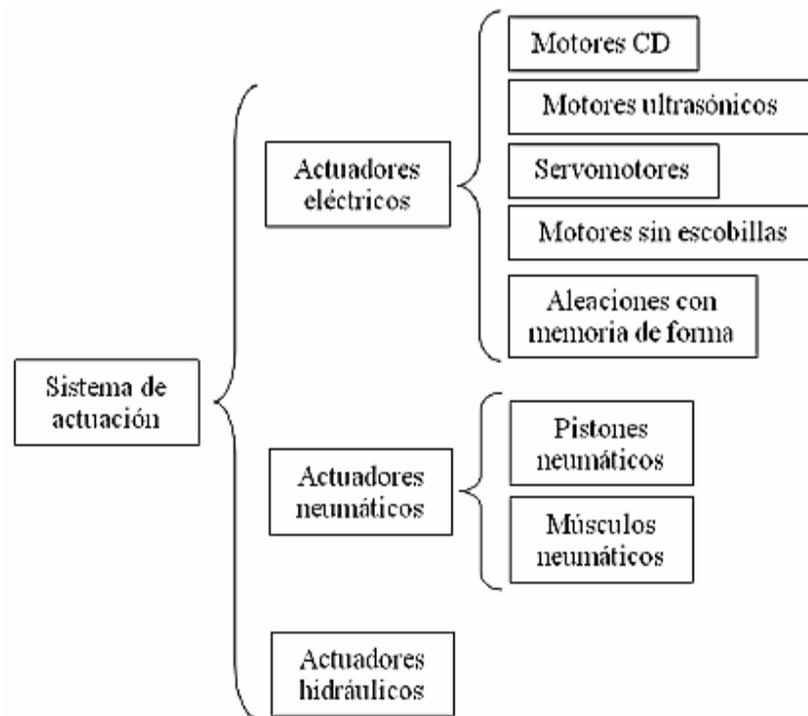


Figura 48 Tipos de Actuadores.

Fuente: (Díaz & Dorador, 2010)

(Murillo & Monar, 2015), aseguran que el uso de servomotores es indispensable en el diseño del dispositivo protésico debido a sus características principales como son: alto torque, alta eficiencia, tamaño compacto y control de posición del eje de giro mediante una señal PWM, basándose en el criterio de (Díaz & Dorador, 2010) que afirman que el uso de estos sistemas son altamente eficientes.

(Murillo & Monar, 2015) al realizar el análisis del modelo dinámico del dedo diseñado, obtienen la solución del algoritmo en el software Matlab, mostrado en la Figura 49 que refleja el resultado obtenido a través del algoritmo computacional, presentando de esta manera el torque necesario en cada articulación del dedo para vencer la gravedad y generar movimiento.

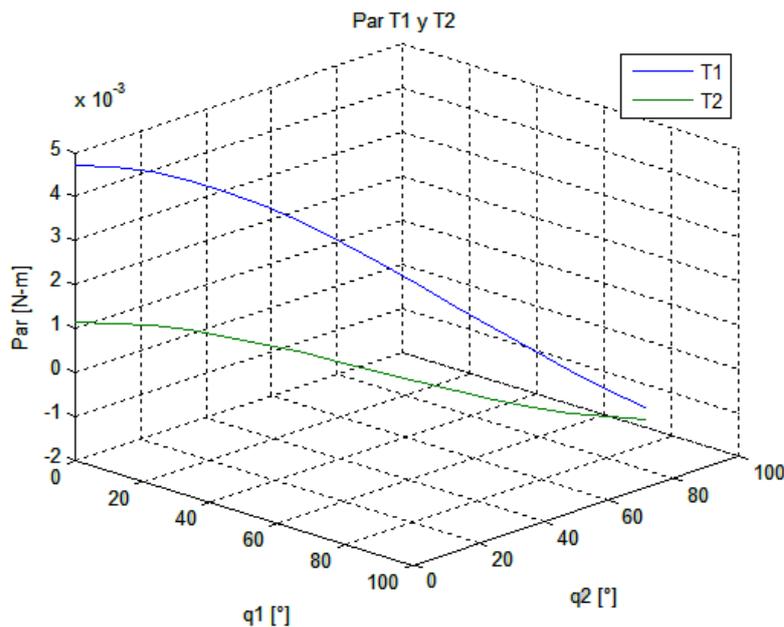


Figura 49 Torque necesario para vencer la gravedad

Fuente: (Murillo & Monar, 2015)

De esta manera se determina que el torque mínimo necesario para vencer la gravedad en cada articulación, es:

$$\tau_1 = 0.0047 [Nm]$$

$$\tau_2 = 0.0011 [Nm]$$

(Murillo & Monar, 2015) mediante el algoritmo descrito, determinan analíticamente con una carga de 500 gr, el torque necesario en las mismas articulaciones, para un agarre de presión, y se obtiene:

$$\tau_1 = 0.2843 [N.m]$$

$$\tau_2 = 0.1189 [N.m]$$

Los radios de giro en cada una de las articulaciones del mecanismo de transmisión se pueden visualizar en la Figura 50, facilitando así el cálculo de la tensión en el cable de transmisión de fuerzas, y son:

- Radio de giro 1, ubicada en articulación interfalángica proximal: 5,25 mm
- Radio de giro 2, ubicada en articulación metacarpofalangeal: 7,75 mm
- Radio de giro 3, polea insertada en el eje del motor: 7,15 mm

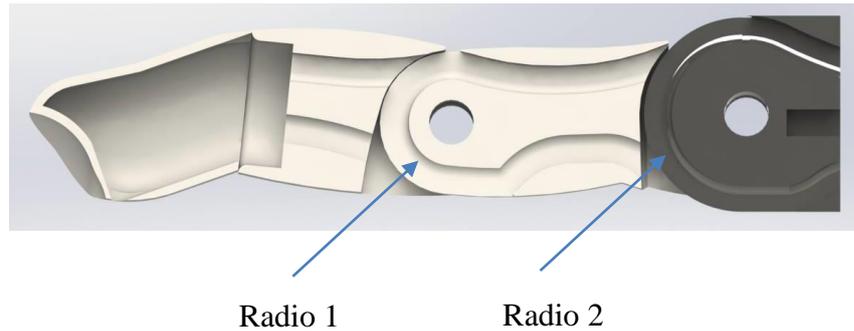


Figura 50 Radios de Giro.

Fuente: (Murillo & Monar, 2015)

Es posible obtener la tensión ejercida en el cable de transmisión de fuerzas, para determinar el torque que deberá producir el motor junto con la polea, analizando el torque de mayor magnitud, ubicado en la articulación metacarpofalangeal, así:

$$F = \frac{T[Kg.cm]}{R[cm]} \quad \text{Ecuación 1}$$

$$F = \frac{2,9[Kg.cm]}{0,775[cm]}$$

$$F = 3,74 Kg$$

Una vez determinado la tensión, junto con el radio de giro de la polea se puede obtener torque en el eje del motor:

$$T = F[kg] * R[m] \quad \text{Ecuación 2}$$

$$T = 3,74kg * 0,715 cm$$

$$T = 2,67 kg.cm$$

a) Requerimientos para la selección de los servomotores.

- **Dimensiones:** Sus dimensiones deberán coincidir con las del servomotor genérico usado en el diseño mecánico dentro del programa SolidWorks, desarrollado por (Murillo & Monar, 2015), para establecer las dimensiones de la estructura mecánica del robot.

- **Voltaje de Alimentación:** Deberán tener un voltaje de alimentación de 6 [V] que es el máximo establecido en los parámetros de diseño electrónicos o menor a este valor, debido a los reguladores.
- **Temperatura de funcionamiento:** Permitirán su funcionamiento en un rango de temperatura posible de 5 hasta los 85 [°C].
- **Comunicación:** Será la misma tecnología de comunicación que utiliza la tarjeta electrónica y los sensores para que no exista ningún problema de comunicación durante el envío y la recepción de datos.
- **Monitoreo de Variables:** Constarán de sensores internos o de un circuito de control interno que permita enviar los valores de posición, velocidad, torque y temperatura hacia la tarjeta para realizar el control de su funcionamiento.

b) Selección de los servomotores.

Para realizar el movimiento de flexión y extensión de los dedos, (Murillo & Monar, 2015) analizan el uso de tres tipos de motores que se puede encontrar en el mercado, el Power HD mini Servo 1160A, Goteck mini high-Speed Digital Servo GS-D9257, Power HD mini High-Speed Digital Servo 3688HB, se presentan las características técnicas en la Tabla 9.

Tabla 9
Comparación de los servomotores para los dedos.

| |  |  |  |
|-----------------------------|---|--|---|
| Modelo | Power HD mini Servo 1160A | Digital Servo GS-D9257 | Servo 3688HB |
| Velocidad sin carga | 0.12 sec/60° | 0,07 sec/60° | 0,08 sec/60° |
| Corriente sin carga | 160 mA | 300 mA | 220 mA |
| Torque | 2.8 Kg-cm | 4,5 kg-cm | 2,5 kg-cm |
| Corriente a rotor bloqueado | 680 mA | 2200 mA | 1300 mA |

Fuente: (Murillo & Monar, 2015)

Mientras que, para el movimiento de oposición del pulgar, se toma en consideración el tamaño, ya que por el diseño mecánico, la ubicación del motor dispone de un espacio reducido, por lo que se analiza el Power HD Sub-Micro Servo HD-1440A, Feetech Fs90r micro continuous rotation servo y Sub-micro servo, mismos que se comparan en la Tabla 10.

Tabla 10
Comparación de los servomotores para el pulgar.

| Modelo | Servo HD-1440A | Feetech Fs90r | Sub-micro servo |
|-----------------------------|----------------|---------------|-----------------|
| Velocidad sin carga | 0,10 sec/60° | 0,07sec/60° | 0,07 sec/60° |
| Corriente sin carga | 110 mA | 200 mA | 100 mA |
| Torque | 1 kg-cm | 18 oz-in | 6 oz-in |
| Corriente a rotor bloqueado | 320 mA | 600 mA | 200 mA |

En base al análisis dinámico, y los torques obtenidos anteriormente, se selecciona el Power HD mini Servo 1160A (Figura 51) para los dedos índice, medio anular y meñique. Las características técnicas se detallan en la Tabla 11.



Figura 51 Mini Servomotor Power HD 1160A

Fuente: (Pololu, 2015)

Tabla 11
Características técnicas Mini Servomotor Power HD 1160A

| Ord. | Nombre | Voltaje = 4,8 V | Voltaje = 6 V |
|------|-----------------------------|-----------------|---------------|
| 1 | Velocidad sin carga | 0.12 sec/60° | 0.11 sec/60° |
| 2 | Corriente sin carga | 160 mA | 180 mA |
| 3 | Torque | 0,196 N-m | 0,2647 N-m |
| 4 | Corriente a rotor bloqueado | 680 mA | 800 mA |
| 5 | Corriente en reposo | 4 mA | 5 mA |

Fuente: (Pololu, 2015)

Mientras que, para el movimiento de oposición del pulgar se utiliza el Power HD Sub-Micro Servo HD-1440A, mostrado en la Figura 52 y sus características técnicas en la Tabla 12.



Figura 52 Mini Servo Power HD 1440A

Fuente: (Pololu, 2015)

Tabla 12
Características técnicas Mini Servo Power HD 1440A

| Ord | Nombre | 4.8V | 6.0V |
|-----|-----------------------------|--------------|--------------|
| 1 | Velocidad sin carga | 0.12 sec/60° | 0.10 sec/60° |
| 2 | Corriente sin carga | 100 mA | 110mA |
| 3 | Torque | 0,078 N-m | 0,098 N-m |
| 4 | Corriente a rotor bloqueado | 270 mA | 230 mA |
| 5 | Corriente en reposo | 4 mA | 5 mA |

Fuente: (Pololu, 2015)

2.2.6 Dimensionamiento de los Fusibles

En cuanto a la protección que los servomotores necesitan se utilizará fusibles que sirven para proteger las líneas eléctricas de sobrecargas y cortocircuitos como lo plantea el artículo de (Martínez, Giménez, Castilla, & Pastor, 2011), donde el cálculo se realiza para dimensionar fusibles en instalaciones en baja tensión, adecuados para el presente proyecto de investigación.

Para efectuar el cálculo del valor de corriente del fusible, se usa la corriente nominal a plena carga, que en este caso es de 680 mA (I_N), la constante de protección establecida entre 1.8 a 2.1 (K) y se usa la Ecuación 3, para determinar la corriente de Protección del fusible (I_F).

$$I_F = K \cdot I_N \quad \text{Ecuación 3}$$

$$I_F = 1,8 \times 680 \text{ mA}$$

$$I_F = 1,22 \text{ A}$$

Tomando en cuenta el resulta obtenido anteriormente, se dimensiona un fusible de 1A, ya que comercialmente no existe un fusible del valor determinado, seleccionando el mencionado fusible, protegiendo de sobrecargas y cortocircuitos a cada uno de los servomotores.

2.2.7 Actuador de Nitinol.

Uno de los materiales inteligentes que se usaran en la prótesis es el material con memoria de forma, que en este caso es el Nitinol el mismo que el mercado se lo puede encontrar en distintas presentaciones, con distintas características y prestaciones.

a) Requerimientos para la selección del actuador de Nitinol.

- **Dimensiones:** Las dimensiones van en relación al diseño mecánico dentro del programa SolidWorks, desarrollado por (Murillo & Monar, 2015), siendo el caso.
- **Voltaje de Alimentación:** Tomando en cuenta la utilización de reguladores, el voltaje de alimentación de 6 [V] es el máximo establecido en los parámetros de diseño electrónicos o menor a este valor.

- **Temperatura de funcionamiento:** Permitirán su funcionamiento en un rango de temperatura posible hasta los 100 [°C].
- **Peso:** Debido a que el pulgar pesa 50 g, y el peso máximo que se puede mover será de 70 g, el actuador deberá tener un peso de máximo 20g.
- **Condición de operación:** La posibilidad de contraerse y extenderse, al circular corriente en el Nitinol, convirtiéndolo en un actuador lineal.

b) Selección del actuador de Nitinol.

El actuador será colocado en el pulgar, debido al espacio reducido y a la dificultad que representaría utilizar el Nitinol en esta cavidad, la selección del NanoMuscle se sustenta en que la placa controladora ya está incluida y debido al montaje propio del nano músculo realiza un movimiento lineal ideal para lograr el movimiento en el pulgar, el diagrama general del actuador se ve reflejado en la Figura 53 y sus características en la Tabla 13.

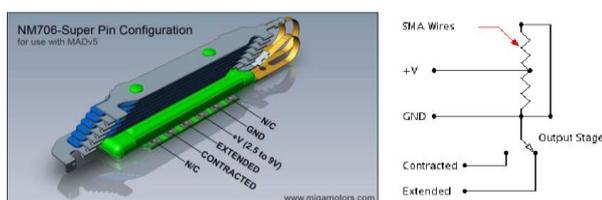


Figura 53 Actuador de Nitinol NM706-Super

Fuente: (Miga Motor, 2010)

Tabla 13

Especificaciones técnicas del Actuador de Nitinol NM706-Super.

| | |
|---------------------------|--------------------|
| Voltaje | 4 V |
| Corriente | 470 mA |
| Resistencia | 8,5 Ohms |
| Contracción | 4 mm |
| Carga Máxima | 70 g |
| Peso | 1,1 g |
| Ciclo de vida | 1000000+ |
| Temperatura Óptima | -70 - 75 °C |

Fuente: (Miga Motor, 2010)

2.2.8 Electroimán.

Uno de los materiales inteligentes que se usarán en la presente prótesis es el material magnetoreológico el mismo que será implementado en la sección de las yemas de los dedos en una mano humana, (Rodríguez & Galarza, 1998) plantea que debido a la naturaleza del material inteligente requiere de un campo magnético para que la viscosidad cambie, ante estas necesidades un electroimán presenta las prestaciones necesarias para ser utilizado como actuador final, ya que es factible el control del mismo a partir de un corriente continua variando la intensidad del campo magnético que se genere.

En la Figura 54 se muestran los resultados para los cuatro fluidos magnetoreológicos (26%, 42%, 40% y 36 % de volumen de hierro), las curvas de inducción magnética o curva B-H, donde H es la densidad de flujo magnético expresado en teslas, y $U_0 H$ la inducción intrínseca o densidad de polarización, que esto implica que un fluido que contiene 30% de hierro se satura alrededor de 0,04 Tesla siendo este el valor de la densidad a generar por el electroimán.

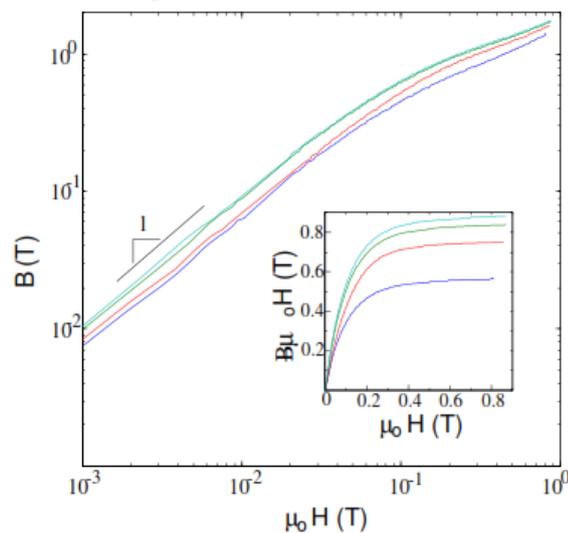


Figura 54 Gráfica B-T.

Fuente: (Rodríguez & Galarza, 1998)

De esta manera (Murillo & Monar, 2015) infieren que el campo magnético dentro de una bobina, mostrada en la Figura 55, queda definido por la Ecuación 4 (Cetinkunt, 2007):

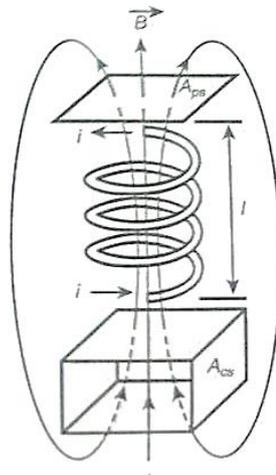


Figura 55 Campo Magnético en una bobina

Fuente: (Cetinkunt, 2007)

$$B = \frac{\mu_0 * N * i}{l} \quad \text{Ecuación 4}$$

Dónde:

N es el número de espiras,

l es la longitud de la bobina

μ_0 es la permeabilidad del espacio libre igual a $4\pi * 10^{-7}$.

a) Requerimientos para la selección del electroimán.

(Cetinkunt, 2007) afirma que el campo magnético en el interior de un solenoide es uniforme, y el centro del mismo es un espacio libre, de esta manera si el núcleo es diferente del aire la densidad de flujo magnético generado es mayor. Para la selección del electroimán (Murillo & Monar, 2015) consideran la cantidad de $B=0.050$ [T], en cuanto a la medida de flujo magnético que un imán de Neodimio produce siendo esta la suficiente para saturar el fluido magnetoreológico cambiando sus propiedades reológicas y tomando en cuenta que en el mercado no existe un electroimán capaz de generar la densidad de campo magnético, se procede a diseñarlo. Por lo que se calculan

los parámetros necesarios que permite determinar las condiciones para la construcción del electroimán. La Tabla 14 muestra los resultados mencionados.

Tabla 14
Parámetros para elaboración de un electroimán

| Parámetro | Valor |
|---------------------------|------------------|
| N | 2500 [vueltas] |
| L | 0,022 [m] |
| B | 0,05 [T] |
| D | 0,005 [m] |
| μ_0 | $4\pi * 10^{-7}$ |
| D final | 0,010 [m] |
| I | 0,035 [A] |
| N° cable | 35 |

Fuente: (Murillo & Monar, 2015)

b) Selección del electroimán.

En base a los cálculos desarrollados en el algoritmo matemático por (Murillo & Monar, 2015) se fabrica el electroimán asegurando la densidad de campo magnético, el electroimán diseñado y construido se muestra en la Figura 56, el mismo que será implementado en los dedos índice y medio.

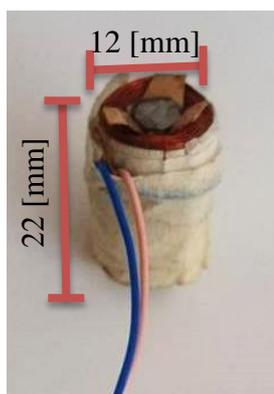


Figura 56 Electroimán.

Fuente: (Murillo & Monar, 2015)

En cuanto al manejo del material magnetoreológico alojado en la yema del pulgar, se utilizará de uno disponible en el mercado, siendo el electroimán Sucking Disc Solenoid Electromagnet, modelo ZYE1-P20/15, mostrado en la Figura 57, seleccionado por (Murillo & Monar, 2015) basado en sus características inherentes, mismas que se detallan en la Tabla 15.



Figura 57 Electroimán ZYE1-P20/15

Fuente: (Amazon, 2015)

Tabla 15
Característica Técnicas Electroimán ZYE1-P20/15

| Ord | Descripción | Valor |
|-----|--------------------|-------|
| 1 | Diámetro | 20 mm |
| 2 | Longitud | 15 mm |
| 3 | Potencia | 3W |
| 4 | Voltaje | 12V |
| 5 | Peso | 15 gr |
| 6 | Fuerza de sujeción | 25N |

Fuente: (Murillo & Monar, 2015)

2.2.9 Fuente de energía.

Es importante en primera instancia tener en cuenta en el desarrollo del presente proyecto, la capacidad de suministro de energía para todos los elementos electrónicos entre los cuales se tiene: los servomotores, sensores, tarjeta electrónica y tarjetas de acondicionamiento de la prótesis para que funcionen adecuadamente durante el tiempo requerido, por lo cual las características mínimas con las que debería se detallan a continuación.

a) Requerimientos para la selección de las baterías.

- **Portabilidad:** Por la naturaleza del presente proyecto es necesario que la fuente de alimentación sea almacenable en el interior de la prótesis.
- **Relación dimensiones/peso:** Al ser portable la prótesis, deberá ocupar el menor espacio, proporcionalmente a su peso.
- **Tiempo de duración:** Se deberá asegurar la suministración de energía durante 60 [min] de uso promedio, dicho tiempo se lo calcula dividiendo la capacidad de la batería por el consumo de corriente total de todos los elementos electrónicos.
- **Suministro de corriente:** En cuanto al suministro de corriente debe ser proporcional al consumo de todos los elementos electrónicos, recordando que el voltaje aportado por la fuente es idealmente constante, la intensidad de corriente varía de acuerdo al consumo eléctrico del circuito. (Torrente, 2013)

b) Selección de las baterías.

La prótesis acompañara al usuario en la mayoría de sus tareas cotidianas, es necesario que dicha prótesis sea autónoma y portable, no puede estar sujeta a un solo lugar de uso, ni depender de alguna fuente de alimentación estática como es el suministro de energía alterna, por ello es de vital importancia la correcta elección de las baterías para asegurar la autonomía por un tiempo considerable antes recargas las mismas. Una vez expuestas las necesidades, en la Tabla 16 se postulan todas las cargas que deben ser suministradas con energía eléctrica (corriente continua), analizando el tipo de carga que representan y el amperaje necesario.

Tabla 16
Características de Voltaje y Corriente de los elementos Electrónicos

| # | Elemento Electrónico | Voltaje | Io (A) | In (A) | Imax (A) | Fuente |
|---|--|---------|--------|--------|----------|----------------|
| 4 | Power HD Mini Servo HD-1160A* | 6 | 0,18 | 0,8 | 3,20 | DC |
| 1 | Power HD Sub-Micro Servo HD-1440A* | 6 | 0,11 | 0,32 | 0,32 | DC |
| 1 | Muscle Wire Actuator | 7,4 | 0,18 | 0,9 | 0,41 | DC |
| 1 | Arduino Micro | 9 | - | - | 0,52 | DC |
| 1 | Micro Maestro 6-Channel USB Servo Controller | 5 | - | - | 0,03 | DC |
| 1 | Muscle Sensor V3. | 9 | - | - | 0,5 | Fuente Bipolar |
| 2 | Electroimán diseñado. | 19 | - | - | 0,62 | Elevador |
| 1 | Electroimán ZYE1-P20/15 | 19 | - | - | 0,25 | Elevador |

Considerando que el Amperaje necesario por suplir es de 4,46 A sin tomar en cuenta la tarjeta electrónica arduino, y el sensor muscular, en el caso de que todos los elementos electrónicos estén en funcionamiento, que en general la probabilidad de que esto suceda es baja y durante un período de tiempo corto, en el mercado se dispone de una amplia gama de baterías, un sólido resumen se presenta en la Tabla 17.

Tabla 17
Baterías.

| # | Descripción | | V (V) | I (A) | Dimensiones (mm) |
|---|---|--|-------|-------|---------------------|
| 1 | Polymer Lithium Ion Battery - 2200mAh 7.4v |  | 7,4 | 2,2 | 138,5x47,5x 24.5 |
| 2 | Polymer Lithium Ion Battery - 1000mAh 7.4v |  | 7,4 | 1 | 70x35x18 |
| 3 | First Power FP645 |  | 6 | 4,5 | 70x47x101 |
| 4 | Gp NiMH Battery T160 |  | 3,6 | 0,6 | 47x42x15 |

Se selecciona la batería de Polímero Ion Litio de 2,2 A ya que cuentan con dos celdas y salidas 7.4V y 2200mAh, sus principales características son la ligereza de sus componentes, la elevada capacidad energética y resistencia a la carga, junto con el disminuido efecto de memoria que sufren, es decir cuentan con un elevado número de ciclos de regeneración, es como resultado la mejor opción para una aplicación portable por sus dimensiones y de alta duración, además de 2 baterías Gp T160 necesarias para alimentar la fuente bipolar de la tarjeta controladora del sensor electromiográfico, tomando en cuenta la naturaleza de las cargas, en el caso de los servomotores es necesario mencionar que los mismos tendrán un funcionamiento defectuoso si la fuente de energía no tiene la capacidad suficiente para alimentar a los mismos, concluyendo que la batería de Polímero no será suficiente, así, la selección de la batería First Power FP645 es inherente por su alta duración y por sus ciclos de descarga siendo capaz de permanecer en funcionamiento hasta 20h a máxima carga, alimentando la etapa de potencia de la prótesis, las características técnicas de cada batería se postulan en la Tabla 17,

$$\mathbf{tiempo\ de\ descarga} = \frac{\mathbf{carga\ eléctrica\ de\ la\ batería}}{\mathbf{consumo\ eléctrico\ de\ los\ dispositivos}} \quad \mathbf{Ecuación\ 5}$$

$$tiempo\ de\ descarga = \frac{7,9 [A \cdot h]}{4,46 [A]}$$

$$tiempo\ de\ descarga = 1,71 [h]$$

Como se puede concluir de la Ecuación 5 el tiempo de duración es de 1 hora y 43 minutos a demanda máxima, cuando el dispositivo funcione en actividad moderada este rango de tiempo se extiende, tomando en cuenta que el suministro de energía debido a las características de las baterías, cuenta con un número elevado de ciclos de regeneración, concluyendo que son las que mejores prestaciones presentan.

2.2.10 Diseño del circuito de accionamiento.

El circuito está diseñado en el programa ISIS de Proteus, mismo que se puede observar en la Figura 58, el cual consta de un switch que está conectado al polo positivo

de la fuente, mismo que de acuerdo a la posición en la que se encuentre energizará o no a la tarjeta arduino.

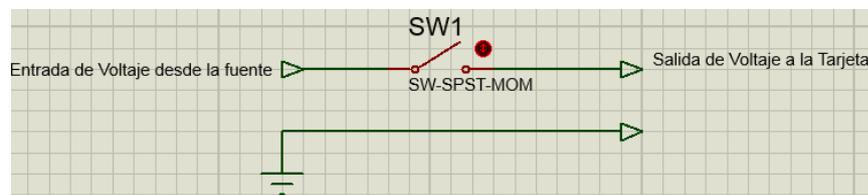


Figura 58 Circuito de Accionamiento ISIS

En el software libre PCB Wizard se diseñó del PCB, para el circuito de accionamiento para posteriormente ser impreso en baquelita, como se puede observar en la Figura 59.

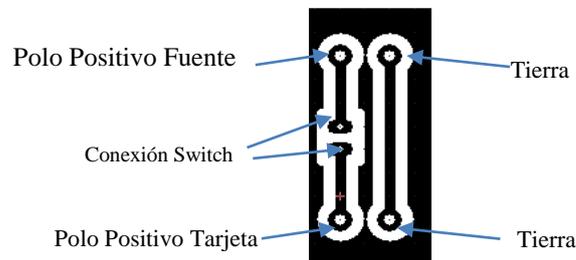


Figura 59 Circuito de Accionamiento PCB Wizard.

2.2.11 Circuito Regulador.

Es necesario regular el voltaje de la fuente de alimentación, basándose en el nivel de voltaje que se requiera, de acuerdo al elemento electrónico al cual se desea energizar, el circuito está diseñado y simulado en el software ISIS de Proteus representado en la Figura 60, el cual consta de los elementos necesarios para energizar el circuito integrado LM317 que es un regulador de tensión positiva ajustable de 3 terminales, diseñado para suministrar más de 1.5A de corriente de carga con una tensión de salida ajustable en un 1.2V a 37V como se puede visualizar en el ANEXO A, “Datasheet del circuito integrado LM317”, siendo el voltaje y amperaje necesario para implementar los dos circuitos reguladores descritos en diseño, que mediante el potenciómetro 1 se ajusta el voltaje necesario.

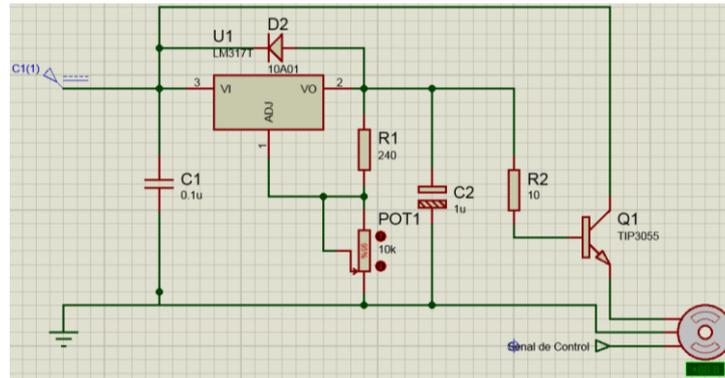


Figura 60 Circuito Regulador.

El software libre PCB Wizard se utilizará para el diseño del PCB en todos los casos de diseño, en este caso específico para el circuito de regulación, el diseño se basa en la norma IPC-2221 detallada anteriormente en el capítulo 1, que presenta las principales consideraciones en el diseño del layout, para posteriormente ser impreso en baquelita, e implementado en la prótesis como se puede observar en la Figura 61.

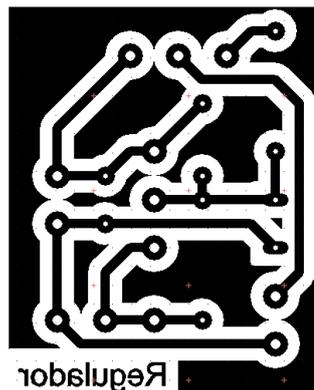


Figura 61 PCB Circuito regulador.

2.2.12 Diseño del circuito elevador.

Una vez seleccionado las baterías se analiza los niveles de voltaje necesarios para alimentar todos los elementos electrónicos, entre los cuales se encuentran los electroimanes, siendo estos los actuadores para controlar el material magnetoreológico, presentando un voltaje de alimentación de 19V, generando la necesidad de un elevador de voltaje, mismo que transforme un voltaje de 15 V a 19 V. Por el espacio disponible en el dispositivo protésico, se plantea las opciones disponibles en el mercado, y sus características técnicas en la Tabla 18.

Tabla 18
Circuitos Elevadores.

| |  |  |
|-----------------------------------|--|---|
| Modelo | DSN 6009 Boost Module | DC-DC 600W |
| Rango de Entrada | 3 V- 32V | 10 V - 60 V |
| Rango de Salida | 5 V- 35V | 12 V - 80V |
| Corriente de Entrada | 4:00 AM | 10:00 AM |
| Eficiencia de conversión | > 94% | > 95% |
| Frecuencia de conmutación. | 400 Khz | - |
| Temperatura | -40 °C ~ +85 °C | - |

Una vez tomado en cuenta las dos opciones planteadas anteriormente se selecciona el módulo DSN 6009 Boost Module, porque cumple con todas los parámetros técnicos planteados, además de su reducido costo, dimensiones y peso, mismas características que se pueden observar en la Figura 62.



Figura 62 Conversor DC-DC Boost DSN 6009

Fuente: (Ebay, 2015)

Una vez seleccionado el circuito elevador, es necesario el diseño del PCB para alojar el mismo, y conectar la fuente de alimentación como se puede observar en la Figura 63

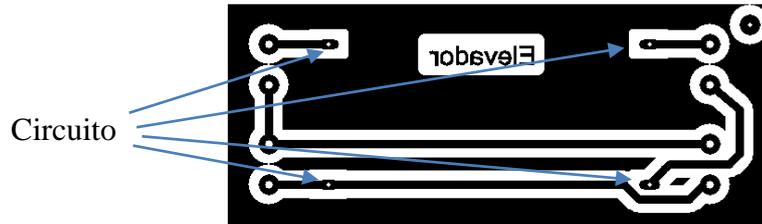


Figura 63 Pcb Circuito Elevador.

2.2.13 Diseño del circuito de accionamiento para el actuador de Nitinol.

Uno de los elementos esenciales en el desarrollo del dispositivo protésico es la aplicación de materiales inteligentes, dentro de los cuales se tiene el Nitinol, que en el presente proyecto es el actuador NanoMuscle NM706-Super descrito anteriormente en el literal 2.2.6. Es necesario recordar que una sobrecarga energética del elemento daría como resultado la destrucción del Nitinol compuesto principal del actuador, de esta manera, para asegurar el correcto funcionamiento del actuador sin llegar afectar la estructura del Nitinol, es necesario suministrar 0,5 A para que el actuador se contraiga. Tomando en cuenta lo anteriormente expuesto, se selecciona la conexión Darlington con 2 transistores NPN 2N3904 ya que la principal característica de esta conexión es que en el transistor compuesto, la ganancia de corriente es el producto de las ganancias de cada transistor individual según lo postula (Boylestad & Nashelsky, 2000), así como en la Ecuación 6 y la Figura 64.

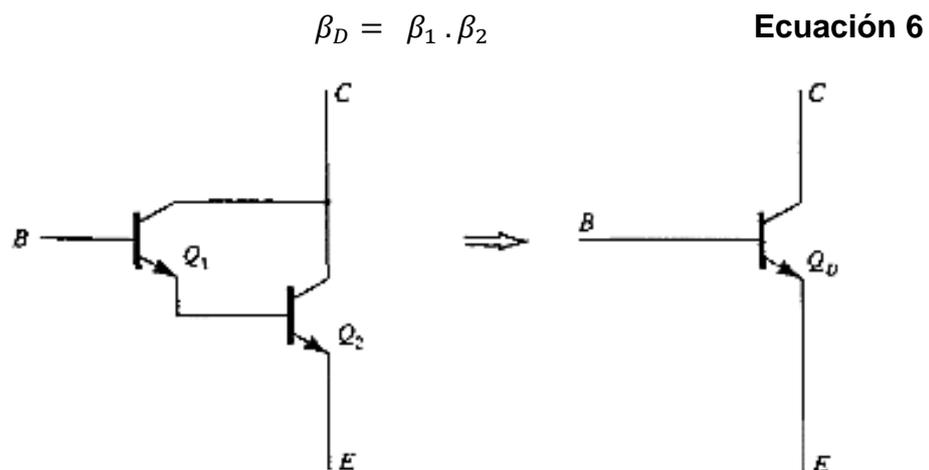


Figura 64 Conjunto de transistor Darlington

Autor: (Boylestad & Nashelsky, 2000)

Tomando en cuenta la hoja de datos de los transistores en el ANEXO B, “Datasheet del Transistor 2N3904”, la ganancia de los dos transistores es de $\beta_1 = 100$ ya que los dos transistores tienen la misma ganancia de corriente, la ganancia total se ve reflejada en la Ecuación 7.

$$\beta_D = \beta_1 \cdot \beta_2$$

$$\beta_D = (\beta_1)^2$$

$$\beta_D = (100)^2$$

$$\beta_D = 10.000$$

Ecuación 7

Una vez determinada la ganancia de corriente es necesario determinar la corriente en la base para lograr que el transistor se polarice, de acuerdo a la configuración mostrada en la

Figura 65, con los datos mostrados en la Tabla 19.

Tabla 19
Parámetros Conexión Darlington.

| Siglas | Descripción | Valor |
|-----------|------------------------------|----------------|
| V_{CC} | Voltaje Fuente. | 5 V |
| V_{BE} | Voltaje Base-Emisor | 1,3 V |
| R_B | Resistencia de la Base | 4,7 K Ω |
| β_D | Ganancia de Corriente | 10.000 |
| R_E | Resistencia Emisor (Nitinol) | 8,5 Ω |

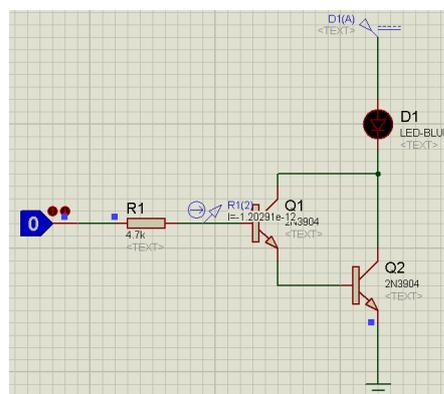


Figura 65 Circuito de Control Actuador Nitinol

Según lo propuesto por (Boylestad & Nashelsky, 2000) la corriente de la base se puede calcular a partir que a pesar de que es la misma para un transistor normal, el valor de β_D es mucho mayor, al igual que el valor de V_{BE} , a partir de los antes expuesto se calculará la corriente I_B .

$$I_B = \frac{V_{CC} - V_{BE}}{R_B + \beta_D R_E} \quad \text{Ecuación 8}$$

$$I_B = \frac{5 - 1,3}{4,7K\Omega + 10.000(8,5\Omega)}$$

$$I_B = 0,041 \text{ mA}$$

Una vez analizado los cálculos anteriores se determina que la resistencia de la base es la correcta ya que la I_B con la resistencia anteriormente mencionada se asegura la polarización de la conexión Darlington, así el comportamiento del transistor será el de un Switch activándose cuando desde la tarjeta master sea enviado un pulso alto y se desactivará cuando el pulso cese, como se puede observar en la Figura 66.

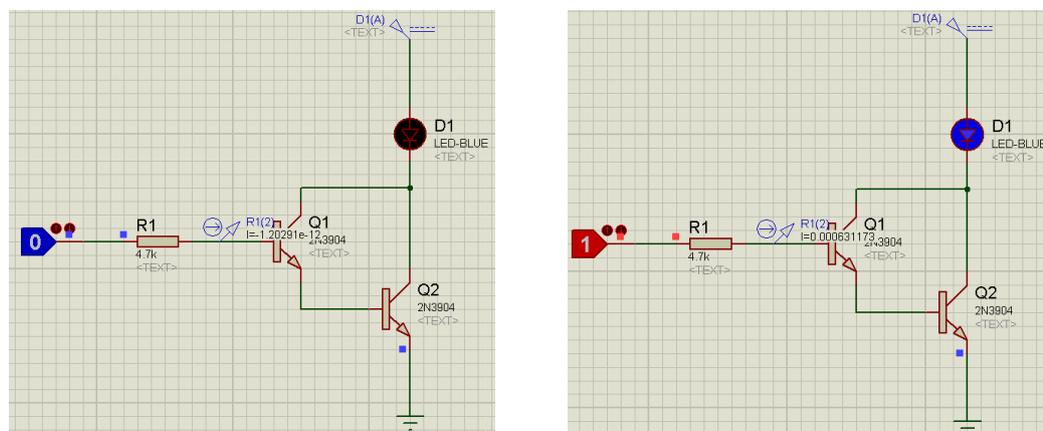


Figura 66 Simulación del Circuito de Accionamiento

Una vez determinado todos los elementos necesarios para el circuito y asegurado su funcionamiento se realiza el diseño del PCB en la norma IPC-2221 para posteriormente ser impreso en baquelita, e implementado en la prótesis como se puede observar en la Figura 67.

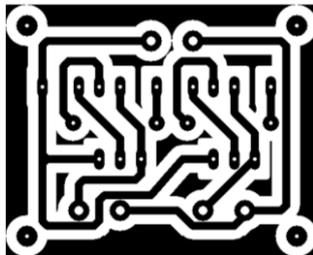


Figura 67 PCB Circuito de Accionamiento

2.2.14 Diseño del circuito de acondicionamiento para el sensor de fuerza.

La retroalimentación dentro del sistema de control, será responsabilidad de los sensores de fuerzas alojados en las yemas de los dedos de la prótesis, bajo esta perspectiva es necesario el diseño de un circuito acondicionador para la conexión de los 3 sensores con la tarjeta master, tomando en cuenta la regla del divisor de voltaje descrita en (Boylestad R. L., 2004) en el análisis de circuitos en serie “el voltaje en los elementos resistivos se dividirá en función de los niveles de resistencia”, tomando en cuenta que el sensor de fuerza será analizado dentro del circuito acondicionador como una resistencia variable, los valores en la hoja de datos técnicos del ANEXO C, “Hoja de Datos del Sensor FRS 400”, postulan las condiciones iniciales en la Tabla 20, y el circuito inicial en la Figura 68.

Tabla 20
Datos iniciales para el circuito de acondicionamiento

| Nom. | Descripción | Valor |
|----------|------------------------|---|
| V_{DC} | Voltaje Fuente. | 5 V |
| R_2 | Sensor de Fuerza. | Min 1 K Ω Max 100 K Ω |
| R_1 | Resistencia 1 | 4,7 K Ω |
| I | Corriente del circuito | Por determinar |
| V_1 | Voltaje R_1 | Por determinar |
| V_2 | Voltaje de Salida | 0N \rightarrow 0 V 20N \rightarrow 5 V |

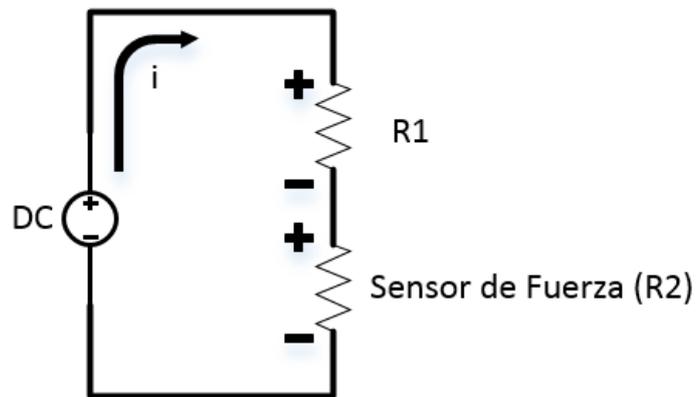


Figura 68 Diagrama del Circuito Acondicionador

El cambio del valor de la resistencia del sensor de fuerza depende de la presión que se ejerza sobre el mismo, de este modo el valor de la resistencia será de $100\text{ K}\Omega$, cuando no exista presencia de una fuerza; y ante una fuerza de aproximadamente 20 N la resistencia disminuirá hasta $1\text{ K}\Omega$, tomando en cuenta La ley de voltaje de Kirchhoff descrita en (Boylestad R. L., 2004) la misma que “establece que la suma algebraica de las elevaciones y caídas de potencial alrededor de un lazo cerrado es cero”, aplicando los signos en cada una de las cargas como se puede observar en la Figura 69 se plantea la Ecuación 9 y se la desarrolla con los datos iniciales planteados en la Tabla 20 para poder determinar los voltajes de salida.

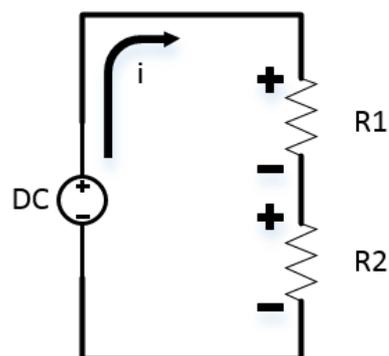


Figura 69 Ley de Voltaje de Kirchhoff

$$\sum V = 0$$

Ecuación 9

$$-V_{DC} + V_1 + V_2 = 0$$

$$V_{DC} = V_1 + V_2$$

$$V_{DC} = i \cdot R_1 + i \cdot R_2$$

$$V_{DC} = i \cdot (R_1 + R_2)$$

$$i = \frac{V_{DC}}{(R_1 + R_2)}$$

Tomando en cuenta el resultado de la Ecuación 9 en cuanto a la corriente es necesario recurrir a la Ley de Ohm descrita en (Boylestad R. L., 2004) donde se plantea que la corriente es proporcional al voltaje aplicado e inversamente proporcional a la resistencia, mediante simples manejos matemáticos, el voltaje y la resistencia pueden encontrarse en términos de las otras dos cantidades, de esta manera se plantea la Ecuación 10, para continuar con el cálculo.

$$V_2 = i \cdot R_2$$

Ecuación 10

$$V_2 = \frac{V_{DC}}{(R_1 + R_2)} \cdot R_2$$

Una vez determinada la ecuación que permitirá el cálculo del Voltaje de salida, es necesario tomar en cuenta el comportamiento del sensor, y el valor de la señal de salida para la tarjeta máster, es decir ante la presencia de una fuerza de 20 N siendo éste el valor máximo que se podrá sentir, la resistencia del sensor será de $R_2 = 100K\Omega$, y el valor del voltaje de la fuente es $V_{DC} = 5V$, con esta base se procede a calcular el valor de V_2 en la Ecuación 11.

$$V_2 = \frac{V_{DC}}{(R_1 + R_2)} \cdot R_2$$

Ecuación 11

$$V_2 = \frac{5V}{4,7k\Omega + 100K\Omega} \cdot 100K\Omega$$

$$V_2 = 4,77V$$

En cuanto al resultado de la Ecuación 11, el voltaje obtenido ante la presencia de fuerza es el deseado ya que en el manejo de la señal de control este valor será escalado y mapeado para el fin necesario aceptando como válido el diseño, más es necesario el cálculo del voltaje de salida cuando no exista presencia de fuerza, la resistencia del sensor será de $R_2 = 1K\Omega$, y el valor del voltaje de la fuente permanecerá en $V_{DC} = 5V$, así como el resto de los valores, planteando la Ecuación 12.

$$V_2 = \frac{V_{DC}}{(R_1 + R_2)} \cdot R_2 \quad \text{Ecuación 12}$$

$$V_2 = \frac{5V}{4,7k\Omega + 1K\Omega} \cdot 1K\Omega$$

$$V_2 = 0,87V$$

El resultado de la Ecuación 12 es aceptado dentro del diseño del circuito confirmando así lo eficiente del diseño, ya que de esta forma el manejo de datos estará determinado como una entrada analógica teniendo un rango desde 0,87V a 4,77V, el diagrama de conexión del circuito se ve reflejado en la Figura 70, así como el layout en la Figura 71, teniendo en cuenta que el número de sensores son 3 se acepta como válido el diseño anteriormente expuesto para los 3 sensores.

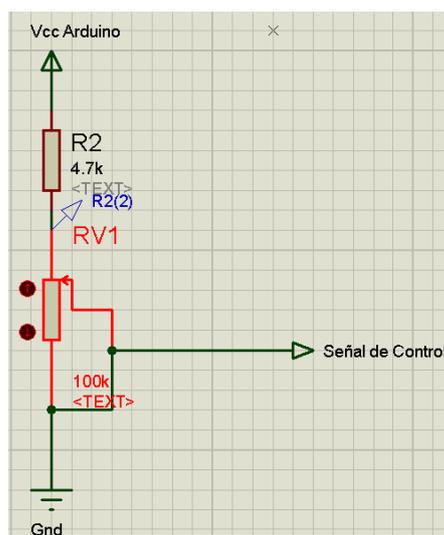


Figura 70 Diagrama de conexión.

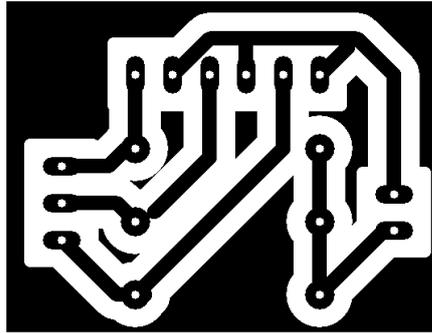


Figura 71 Diseño del Layout.

2.3. Diagrama de conexiones del sistema electrónico.

Una vez reconocidos los elementos constituyentes y la determinación de los mismos ante el comportamiento e interacción entre sí, se dispone de la conexión como parte del diseño electrónico, mostrado en el ANEXO D, “Plano electrónico de la prótesis”, en donde se determina el cableado tanto para la alimentación, como la conexión a tierra y el funcionamiento de cada elemento. El diagrama esquemático que define las conexiones de los elementos electrónicos, se refleja en el ANEXO E, “Esquemático del diseño electrónico”.

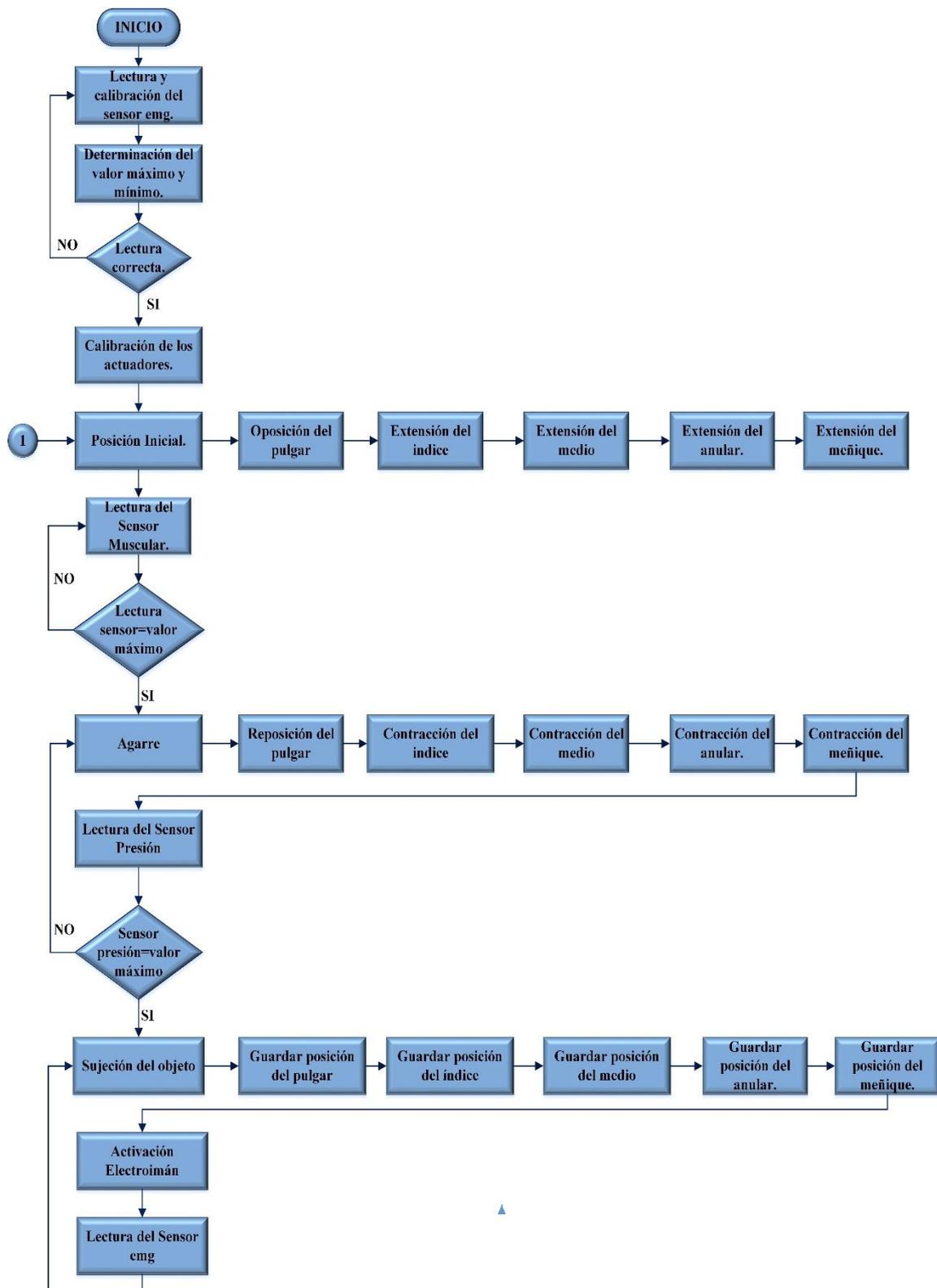
2.4. Diseño del sistema de control.

Constituye la esencia intangible del dispositivo protésico, ya que el sistema de control constituye el conjunto de información que permite a la prótesis adquirir las señales analógicas externas, procesarlas y enviar las señales de control para cada acción característica de movimiento.

El sistema de control desarrolla la programación de la tarjeta arduino, esto es, la configuración de los movimientos para los diferentes de patrones de sujeción, y el algoritmo necesario para realizar las pruebas de movimiento, carga y agarre.

2.4.1 Diagrama de flujo para el control de la prótesis

Antes de definir la programación se recurre a un esquema, donde se define el comportamiento del dispositivo protésico, en tal virtud se presenta en la Figura 72 el diagrama de funcionamiento del mismo.

CONTINÚA 

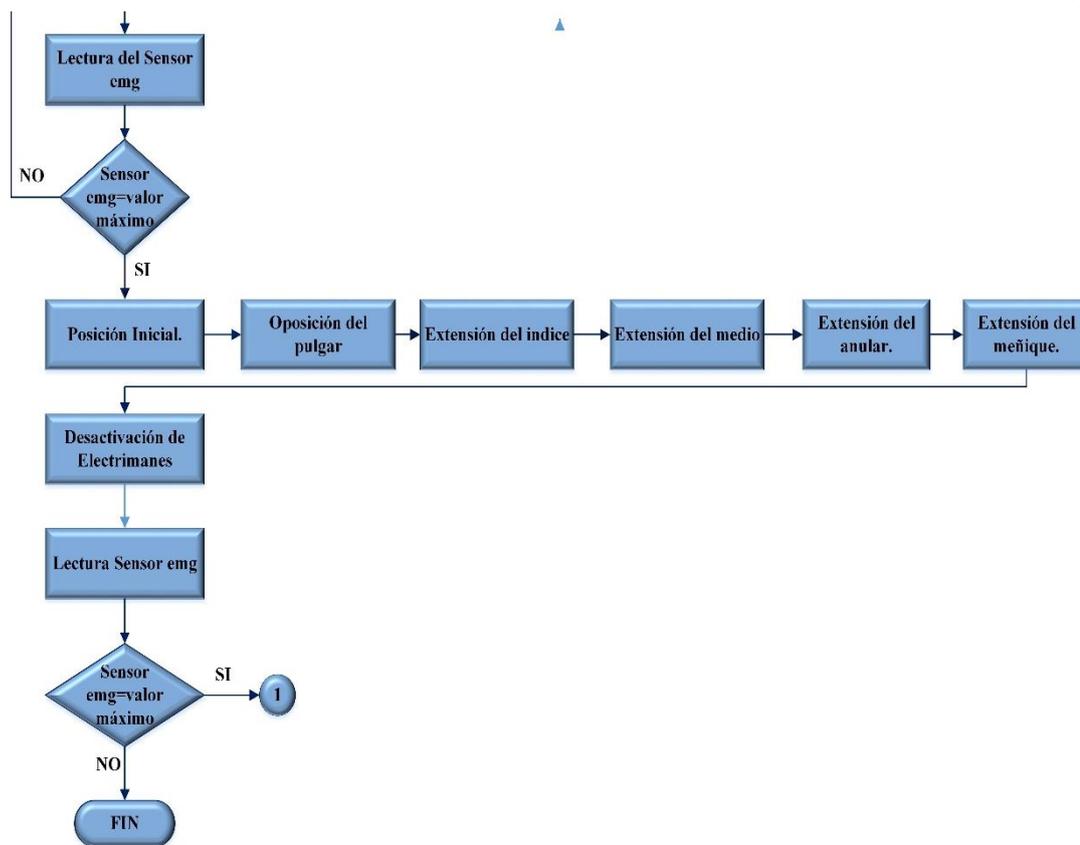


Figura 72 Diagrama del flujo de control.

Donde:

- **Sensor EMG:** Es la el valor de la lectura del sensor electromiográfico.
- **Valor Máximo:** Valor máximo configurado del sensor electromiográfico.
- **Valor Mínimo:** Valor mínimo configurado del sensor electromiográfico.

Así para dotar al dispositivo protésico de movimiento, primero se inicializa con el switch de accionamiento, es necesario la configuración de las lecturas del sensor electromiográfico, de manera que al inicializar el lazo de control, el usuario contraerá y extenderá el músculo monitoreado, inmediatamente se almacenara los valores máximo y mínimos, determinando así el rango de lecturas que se esperan en cada ocasión que se utilice la prótesis.

Una vez reconocida la entrada, se elabora el sketch en el software Arduino (IDE), en donde se registran uno a uno cada pin de entrada y salida para posteriormente, desarrollar las rutinas y subrutinas del dispositivo protésico.

CAPÍTULO III

IMPLEMENTACIÓN

Una vez concluida con la fase del diseño del sistema electrónico y de control, y la validación de los mismos, se procede con el análisis de la construcción de cada una de las piezas que son parte de la estructura mecánica del dispositivo propuesto por (Murillo & Monar, 2015) trabajo complementario a la presente investigación, para continuar con la construcción y la implementación del sistema de control.

3.1. Construcción del prototipo.

(Murillo & Monar, 2015) proponen como método de fabricación de la estructura final de la prótesis, la impresión 3D por todos los beneficios económicos y ergonómicos que presenta la técnica mencionada, la misma que en resumen consiste en la generación de un archivo en formato .STL de cada una de las piezas utilizando un software CAD, una vez generado el archivo, se utiliza el software SLIC3R, para generar los códigos G necesarios para el proceso de impresión, con los códigos generados se procede a la puesta a punto de la máquina asegurando cada uno de los parámetros previos necesarios, el tiempo de impresión depende del tamaño del objeto a imprimir, finalizando el proceso con la inspección de cada uno de los elementos impresos.

Los elementos constitutivos de la estructura mecánica se realizan en 3 etapas, dentro de las cuales consta el antebrazo (Figura 73), la palma (Figura 74), y los dedos (Figura 75).

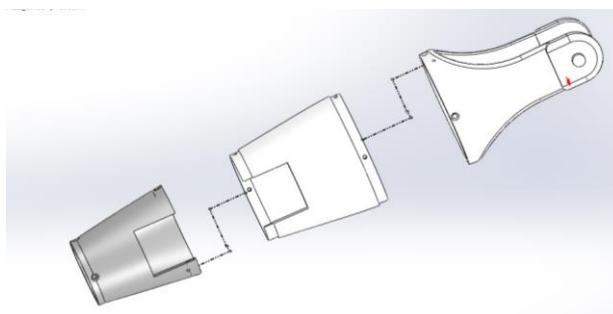


Figura 73 Componentes del antebrazo

Autor: (Murillo & Monar, 2015)

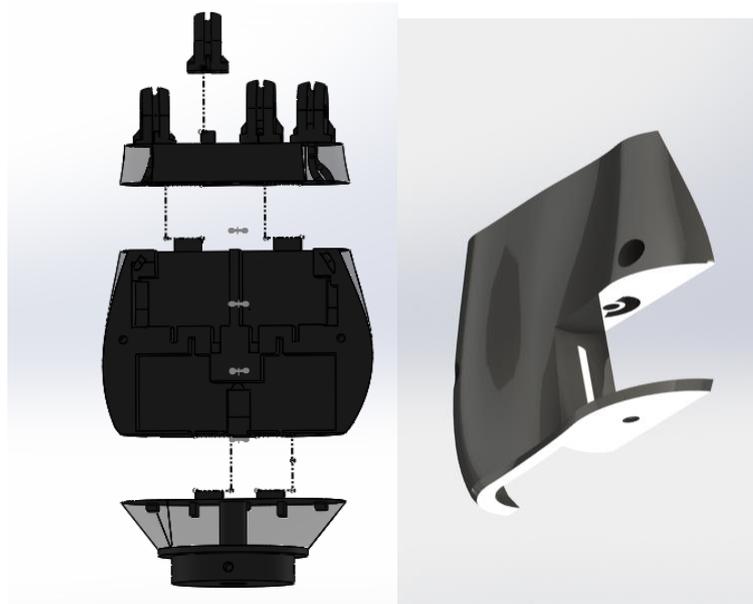


Figura 74 Componentes de la palma de la mano.

Autor: (Murillo & Monar, 2015)



Figura 75 Componentes de la falange proximal de los dedos.

Autor: (Murillo & Monar, 2015)

3.2. Construcción del electroimán

La construcción del electroimán está sujeta a los parámetros de diseño descritos en el capítulo 2 en el literal 2.2.8, donde se incluye las dimensiones, el número de vueltas, y el calibre del cable de cobre esmaltado a utilizar, en cuanto al proceso de fabricación es necesario contar con un pliego de cartón aislante el cual será cortado y armado de tal manera que sirva de eje, se procede a bobinar con el cable AWG #35,

cumpliendo con las 2000 espiras, logrando un diámetro de 12 mm, verificando los parámetros de diseño necesarios para cambiar las propiedades físicas del material inteligente, el procedimiento antes mencionado es visible en la Figura 76, y el electroimán fabricado en la Figura 56.

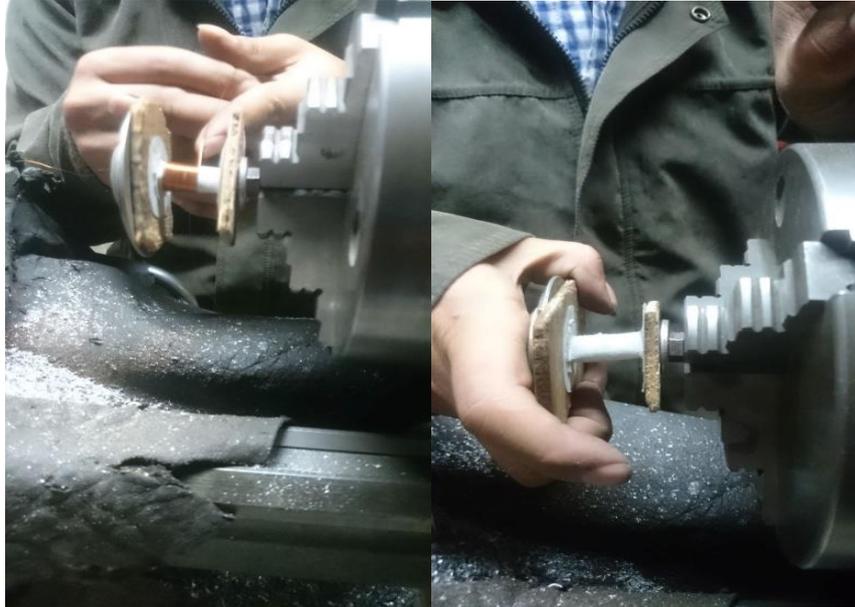


Figura 76 Fabricación del electroimán.

Autor: (Murillo & Monar, 2015)

3.3. Ensamblaje del prototipo

Una vez finalizados los procesos anteriormente mencionados se procede al ensamblaje de todos los elementos que conforman el sistema mecánico del prototipo del dispositivo, todo inicia con la unión de las piezas constitutivas de la palma a base de adhesivo instantáneo propuesto por (Murillo & Monar, 2015), que consiste en pegamento universal Loctite® y bicarbonato de sodio, la palma ensamblada se puede observar en la Figura 77.

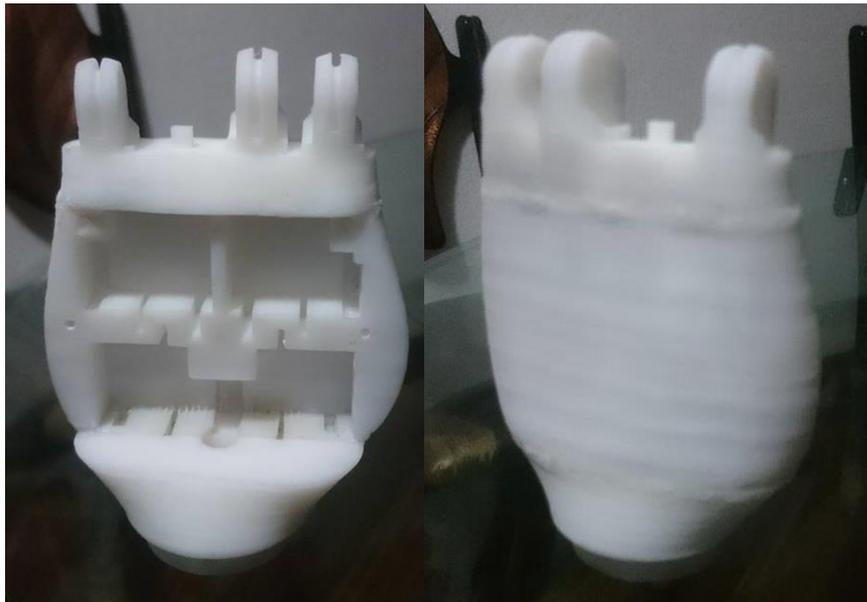


Figura 77 Ensamblaje de la palma.

Autor: (Murillo & Monar, 2015)

Con el ensamblaje de la palma el siguiente paso es unirlo con el antebrazo mediante tornillos de medidas 3.2*15.88 mm, permitiendo la sujeción correcta entre las dos partes (Figura 78), a continuación los dedos son ensamblados tanto la falange proximal como la falange distal (Figura 79), tomando en cuenta que en la falange distal serán alojados los electroimanes (Figura 80), para cada articulación será utilizado un eje de acero inoxidable M5x18 [mm] sustentando el diseño de (Murillo & Monar, 2015), como se puede observar en la Figura 81.



Figura 78 Ensamblaje Palma y antebrazo

Autor: (Murillo & Monar, 2015)

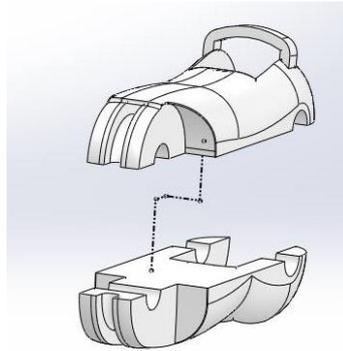


Figura 79 Falange Proximal

Autor: (Murillo & Monar, 2015)



Figura 80 Falange Distal con electroimán.

Autor: (Murillo & Monar, 2015)

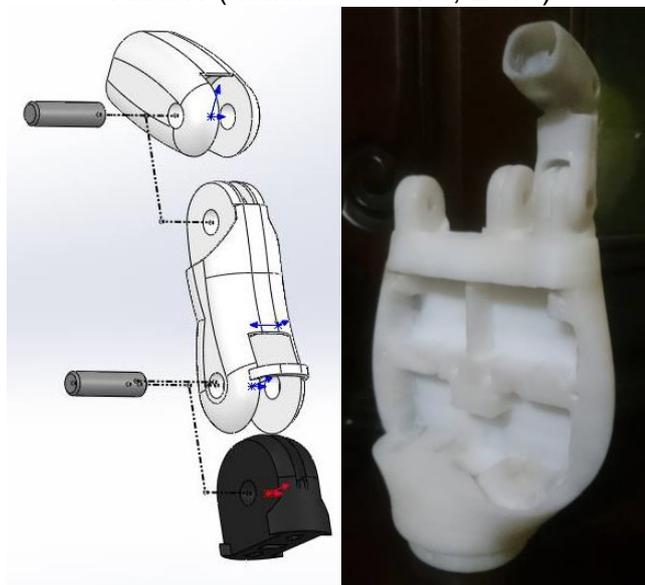


Figura 81 Ensamblaje del índice

Autor: (Murillo & Monar, 2015)

En cuanto a los actuadores, la palma fue diseñada de tal manera que sean alojados en ella cada uno de los motores, los cuales son adaptados a una polea la cual junto a un cable tensor de nylon generaran la tensión necesaria para los movimientos de flexión y extensión, sin descuidar el sentido de montaje de cada uno de los servomotores. El ensamble final se muestra en la Figura 82.



Figura 82 Ensamble de la palma y dedos.

Autor: (Murillo & Monar, 2015)

El ensamble del dedo pulgar fue un tanto diferente a los demás dedos ya que está compuesto por dos tipos de actuadores, el servomotor que será el que permite el movimiento de oposición del pulgar, y los actuadores de nitinol los cuales son los responsables del movimiento de flexión y extensión, de esta manera el ensamble del pulgar de basa en la Figura 83, para finalizar el pulgar juntamente con la tapa de la palma son unidos, culminando de esta manera la estructura mecánica, como se puede observar en la Figura 84.

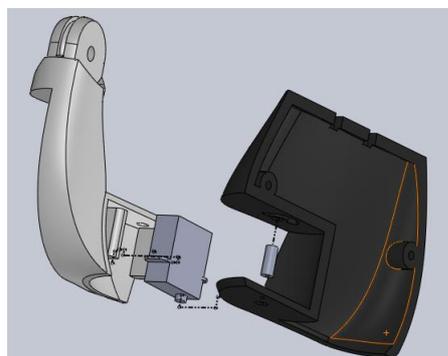


Figura 83 Diagrama del ensamble del pulgar

Autor: (Murillo & Monar, 2015)



Figura 84 Prototipo final.

Autor: (Murillo & Monar, 2015)

3.4. Elaboración de las placas de control

Con el ensamble mecánico terminado, se procede a la implementación de los componentes electrónicos, teniendo en cuenta los parámetros de diseño previamente definidos, para lo cual es necesario la elaboración de los circuitos electrónicos, dentro de los cuales se tiene el circuito elevador de voltaje, el circuito de accionamiento para los actuadores de Nitinol, y el circuito de acondicionamiento para los sensores de presión; para lo cual se recurre al software PCB Wizard, donde se realiza el diseño del layout que posteriormente es implementado en una placa de baquelita, tomando en cuenta las normas DIN 40801, parte 1 y 2.

Para la fabricación de las placas se usa la técnica por transferencia de calor, cuya principal propiedad es que el diseño puede ser impreso en un papel termotransferible, posteriormente mediante calor y presión, se transfiere el diseño a la placa de cobre de manera fácil, rápida y económica, como se puede observar en la Figura 85.



Figura 85 Técnica de transferencia de calor.

Una vez asegurado la transferencia total del circuito a la placa, el siguiente paso es utilizar la técnica de corrosión de cobre de la placa, como se puede observar en la Figura 86. La base técnica del proceso de corrosión del cobre, consiste en sumergir completamente la placa en un medio ácido (puede ser utilizado cloruro férrico (Cl_3Fe) o ácido clorhídrico (ClH) y agua oxigenada (H_2O_2), que en este caso en el cloruro férrico, éste comenzará a corroer el cobre y solamente será excluido de la corrosión aquellas zonas cubiertas por la capa que previamente se ha depositado en el proceso de transferencia del diseño, siendo evidente que al término de este proceso lo que quedara sobre la placa son justamente las pistas conductoras de cobre.



Figura 86 Proceso de Corrosión del cobre.

Una vez realizada la transferencia de las pistas, se procede a limpiar la placa introduciéndola en agua, para eliminar todo el ácido restante, terminado este proceso las pistas de cobre limpias aparecerán con su color característico y con un trazado uniforme. Para evitar la oxidación del cobre y facilitar la soldadura se puede aplicar una capa de barniz soldable; una vez en este punto, se tiene lista la placa para realizar los agujeros en los pads en donde van a ser insertados los pines de los cada uno de los componentes, se utiliza una broca adecuada en cada momento, según el componente que vaya a ser insertado, así, una broca de 1mm para componentes de baja potencia, y una broca de 1,25 mm para terminales con un grosor superior a los anteriormente mencionados, de esta manera se puede observar el resultado de este proceso en la Figura 87

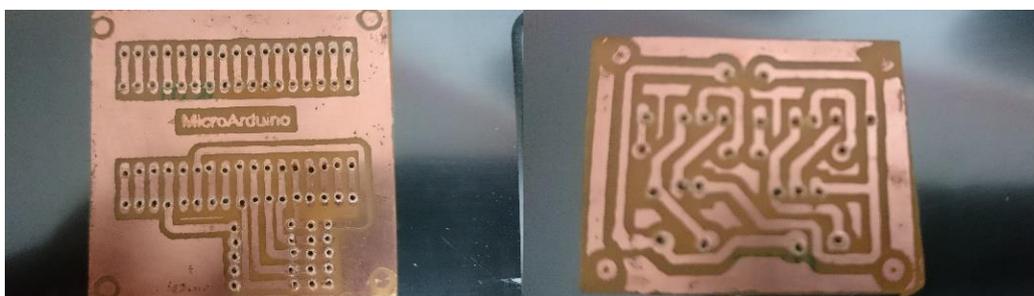


Figura 87 Pads de las placas

Con los componentes insertados se procede a la soldadura de los mismos, para lo cual se utiliza un metal de aportación Estaño-Plomo (S-Pb) con un punto de fusión bajo de 300°C, la soldadura tiene el objetivo de unir dos partes metálicas, tomando en cuenta que en primer lugar se inserta el componente y luego se calienta el punto de contacto, para posteriormente aplicar el metal de aportación, tomando en cuenta que si el proceso es el correcto se fundirá rápidamente, quedando una soldadura limpia y brillante, evitando la formación de bolas de estaño al aplicar el estaño en pequeñas cantidades, instalando al final un recubrimiento especial como aislante en el lado de soldadura (solder side) de la placa para no afectar su funcionamiento normal, como se puede observar en la Figura 88, replicando el mismo proceso para todas las placas.

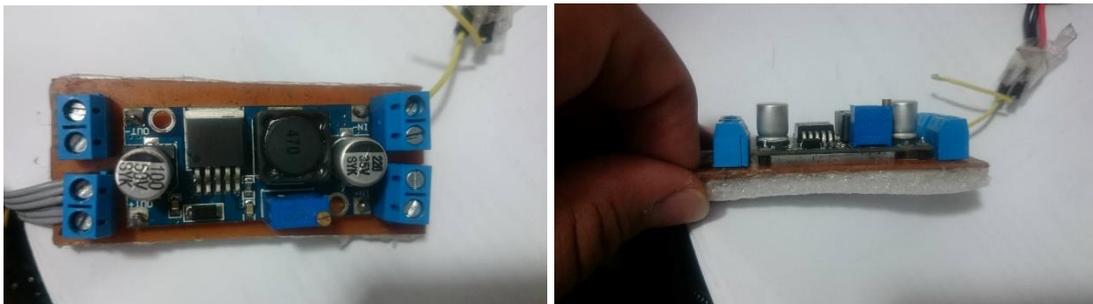


Figura 88 Placa terminada

3.5. Ensamblaje de los componentes.

Se da inicio al ensamblaje de los elementos adquiridos y diseñados, primero se procede a ubicar los sensores de presión en la falange proximal de los dedos índice, medio y pulgar, tomado en cuenta que deberán estar previamente soldados en sus extremos los cables necesarios para conectar la señal proveniente de los sensores a la placa de acondicionamiento previamente diseñada y construida, misma que será alojada como el resto de placas en el antebrazo, los sensores implementados se puede observar en la Figura 89 A, sin antes recalcar que sobre los sensores será implementado el material magnetoreológico (Figura 89 B).

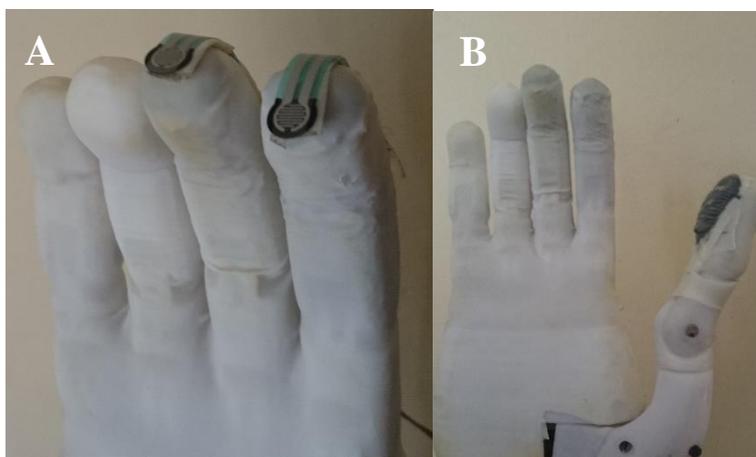


Figura 89 Ensamble de los sensores de presión.

Posteriormente se conectan los servomotores descritos en el trabajo complementario al presente desarrollado por (Murillo & Monar, 2015) mismos que serán protegidos por fusibles de 1A dimensionados en el apartado de diseño, que serán conectados en el cable de los actuadores como se puede observar en la Figura 90, los

cables de cada uno de los actuadores son dirigidos por el conducto en la palma y la mano directamente a la tarjeta master, como se puede observar en la Figura 91.



Figura 90 Fusibles para los servomotores

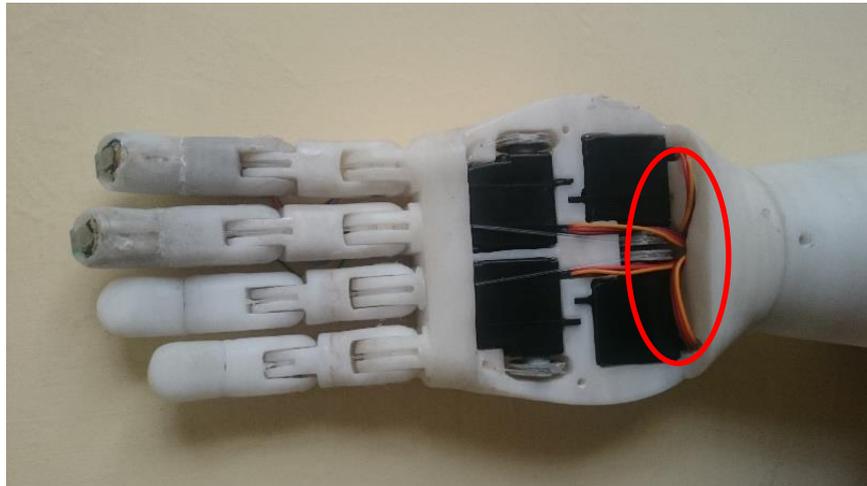


Figura 91 Cableado de los servomotores.

En cuanto a los actuadores de Nitinol, el primer paso para su posterior ensamble es soldar los cables en los pines como se muestra en la Figura 92, para su ensamble en el pulgar junto con el cable de nylon, necesarios para el movimiento de flexión y extensión. Los cables son dirigidos a través de la palma hasta el antebrazo por el mismo conducto mencionado anteriormente, hacia la tarjeta de acondicionamiento descrita en la etapa del diseño.

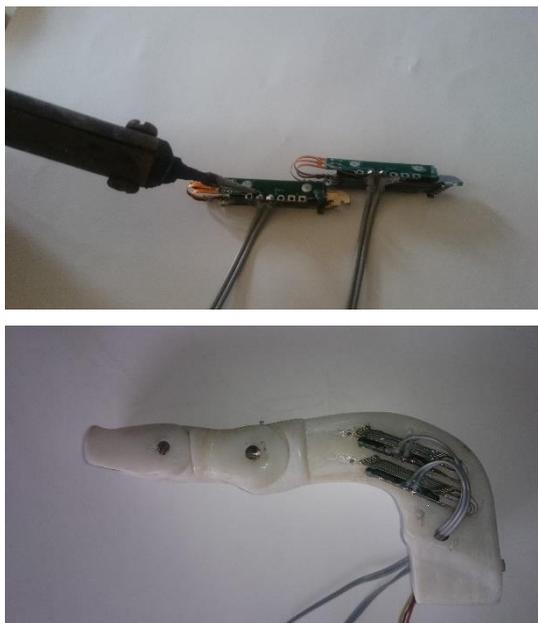


Figura 92 Actuadores de Nitinol

En cuanto a las baterías descritas en el literal 2.2.9, son alojadas en un compartimento exterior ya que el espacio disponible dentro del antebrazo es insuficiente, utilizando un cable AWG #15, para la conexión a las tarjetas electrónicas alojadas en el antebrazo, dentro del mismo compartimento es alojado el circuito elevador, como se puede observar en la Figura 93.



Figura 93 Compartimento para las Baterías.

Una vez que todos los elementos hayan sido ubicados y sujetos, se tiene como resultado el ensamblaje final, con todos elementos tanto mecánicos como electrónicos cuyas imágenes se exponen en la Figura 94.



Figura 94 Ensamblaje final.

3.6. Elaboración del guante de látex.

Para la elaboración del guante de látex existen diferentes técnicas de fabricación, ya por la disposición mecánica del dispositivo protésico, se usará plástico de uso doméstico como primer paso en la fabricación (Figura 95), para proteger los componentes electrónicos y así no afectar el funcionamiento óptimo de la prótesis, como no es posible tener un molde acorde, se recubrirá todo el dispositivo con un sinnúmero de capas de látex líquido, el cual a medida que se va secando y solidificando toma un aspecto parecido a la piel humana, dándole un retoque final con pintura y uña artificiales, contribuyendo así al nivel de antropomorfismo de la prótesis, teniendo como resultado final una prótesis similar a una mano humana no solo en cuanto a dimensiones, sino también en relación a su apariencia externa, como se puede ver en la Figura 96.



Figura 95 Cubierta de plástico



Figura 96 Modelo final de la Prótesis.

3.7. Implementación del sistema de control

Una vez ensamblado la estructura mecánica y con todos los componentes montados, en esta sección se realiza la implementación del sistema de control por medio de la programación en arduino como se mencionado el apartado 1.9, para que el robot realice los movimientos descritos en el literal 2.1.1 del funcionamiento. La programación se realiza tomando en cuenta el diagrama de flujo de la Figura 72; el sistema de control está basado en una técnica lazo cerrado, el paquete de arduino es un software libre que se puede descargar en la web (<https://www.arduino.cc/en/Main/Software>) de la empresa la versión utilizada es la 1.6.8 como se muestra en la Figura 97.



Figura 97 Versión de arduino

Fuente: (Arduino, 2013)

Una vez descargado el archivo de la página web oficial de arduino, es necesario instalar el programa, para lo cual se debe ejecutar el instalador; una vez instalado el programa se debe ejecutar el acceso directo para que se cree la carpeta arduino en la dirección de Mis Documentos del computador, en la Figura 98 se muestra el entorno del programa.

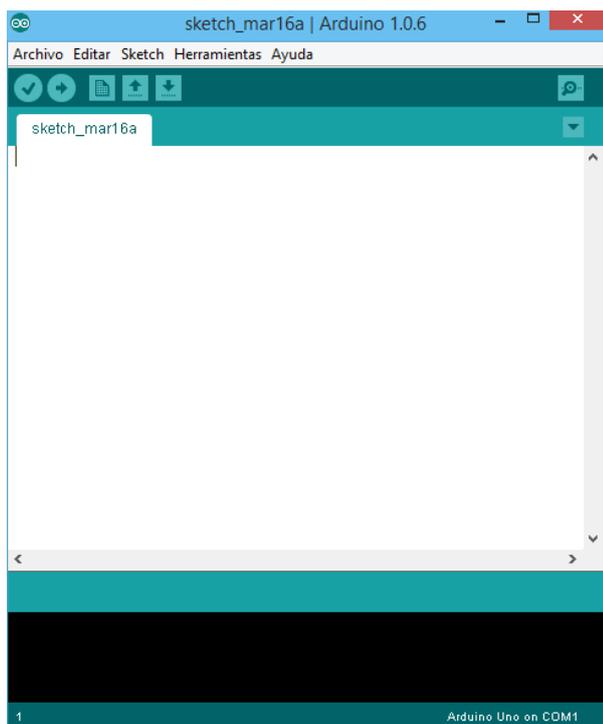


Figura 98 Entorno de Arduino

Antes de iniciar la programación es necesario recalcar que se desarrollan 2 algoritmos de control, ya que el manejo del sensor muscular necesita cierto nivel de experticia, el primer algoritmo de control será más intuitivo a fin de que el paciente inicie su entrenamiento con el dispositivo protésico, el segundo algoritmo es más avanzado debido a que las ordenes que deberán ser enviadas desde el sensor muscular habrán ser más exactas y necesitarán de cierto nivel de entrenamiento. Una vez ejecutado el programa en el entorno (Sketch) de arduino se ingresan las librerías como se indica en la Figura 99.



Figura 99 Librería para el manejo de servomotores.

En las siguientes líneas de programación se incluyen los objetos (variables) servos los cual es como definir una variable entero o flotante, pero un poco más completa con funciones y campos que le pertenecen, así mismo se declaran el resto de variables necesarias en el programa como se puede observar en la Figura 100.

 A screenshot of the Arduino IDE showing a list of variable declarations. The first line is '#include <Servo.h>'. The next line is 'Servo myservo1; // crea un objeto servo|', where 'Servo myservo1;' is circled in red. This is followed by 'Servo myservo2;', 'Servo myservo3;', 'Servo myservo4;', and 'Servo myservo5;'. Below these are several 'int' declarations: 'int smaflexion=11;', 'int smaextension=12;', 'int led=13;', 'int electropulgar=4;', 'int electromedio=7;', 'int electroindice=8;', 'int x=0;', 'int sm=0;', 'int s1=0;', 'int s2=0;', 'int pos1=5;', 'int pos2=170;', 'int pos3=5;', and 'int pos4=170;'.


```
#include <Servo.h>
Servo myservo1; // crea un objeto servo|
Servo myservo2;
Servo myservo3;
Servo myservo4;
Servo myservo5;

int smaflexion=11;
int smaextension=12;
int led=13;

int electropulgar=4;
int electromedio=7;
int electroindice=8;

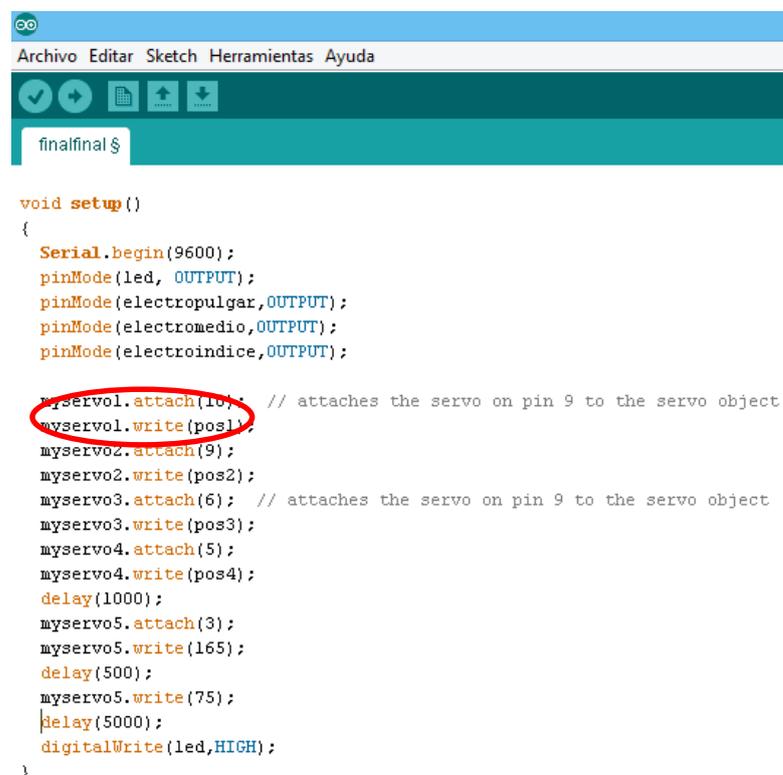
int x=0;

int sm=0;
int s1=0;
int s2=0;

int pos1=5;
int pos2=170;
int pos3=5;
int pos4=170;
```

Figura 100 Declaración de Variables

Una vez declarado el objeto servo, el primer paso será inicializarlo con la función **attach(pin,min,max)** siendo los parámetros de esta función el pin de conexión del servomotor, que en el caso de una tarjeta arduino puede ser casi cualquier pin y no es necesario que sea uno de los canales PWM, los dos parámetros restantes son opcionales pero sirven para indicar cuál es el ancho de pulso en microsegundos para 0° y 180° que por defecto es de 544 y 2400, usando seguido la función **write()**, asegurando el correcto posicionamiento de los servomotores, como se puede visualizar en la Figura 101.



```

void setup()
{
  Serial.begin(9600);
  pinMode(led, OUTPUT);
  pinMode(electropulgar,OUTPUT);
  pinMode(electromedio,OUTPUT);
  pinMode(electroindice,OUTPUT);

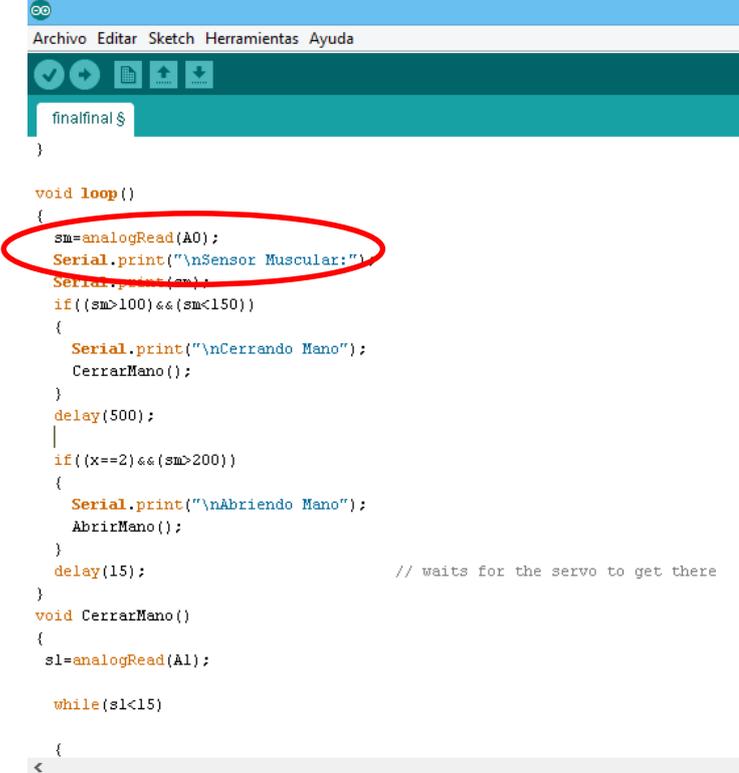
  myservo1.attach(10); // attaches the servo on pin 9 to the servo object
  myservo1.write(pos1);
  myservo2.attach(9);
  myservo2.write(pos2);
  myservo3.attach(6); // attaches the servo on pin 9 to the servo object
  myservo3.write(pos3);
  myservo4.attach(5);
  myservo4.write(pos4);
  delay(1000);
  myservo5.attach(3);
  myservo5.write(165);
  delay(500);
  myservo5.write(75);
  delay(5000);
  digitalWrite(led,HIGH);
}

```

Figura 101 Iniciación de las variables

En las siguientes líneas de programación se realiza las secuencias necesarias para el manejo del dispositivo protésico, se incluyen los comando de comunicación serial con una computadora personal, para así iniciar las posteriores pruebas y el entrenamiento con el usuario, algunas de estas funciones se pueden observar en la Figura 102, así como toda la programación se la puede encontrar en el ANEXO F,

“Programación del sistema de control” basado en el flujo de control detallado en el capítulo 2, anexo donde se describe a detalle cada una de las funciones usadas.



```
finalfinal §  
}  
  
void loop()  
{  
  sm=analogRead(A0);  
  Serial.print("\nSensor Muscular:");  
  Serial.println(sm);  
  if((sm>100) && (sm<150))  
  {  
    Serial.print("\nCerrando Mano");  
    CerrarMano();  
  }  
  delay(500);  
  |  
  if((x==2) && (sm>200))  
  {  
    Serial.print("\nAbriendo Mano");  
    AbrirMano();  
  }  
  delay(15); // waits for the servo to get there  
}  
void CerrarMano()  
{  
  s1=analogRead(A1);  
  
  while(s1<15)  
  
  {  
    <
```

Figura 102 Secuencia del algoritmo de control.

CAPÍTULO IV

PRUEBAS Y RESULTADOS

Una vez concluida la fase de ensamble del prototipo, se procede a realizar las pruebas pertinentes para validar el funcionamiento del dispositivo protésico al ejecutar los patrones de sujeción mencionados en el capítulo 1. Considerando que éste es un trabajo complementario al desarrollado por (Murillo & Monar, 2015), las pruebas son inherentemente conjuntas al mismo.

4.1. Pruebas de los sensores

Dentro del sistema sensorial se tienen 2 tipos de sensores, el primero el sensor mioeléctrico encargado de enviar las señales de control, para el correcto funcionamiento de la prótesis, y el segundo los sensores de presión, mismos que son utilizados en la retroalimentación dentro del sistema de control, permitiendo así cierta autonomía a la prótesis, las pruebas de cada uno de estos sensores se detallan a continuación.

4.1.1 Pruebas del sensor de mioeléctrico

Las pruebas se realizan basándose en la hoja de datos del sensor desarrollado por (Advancer technologies, 2013), siendo el principal objetivo el monitoreo de la actividad muscular. La implementación del sensor en el paciente para las pruebas se pueden observar en la Figura 103, es decir cuando el músculo está contraído la señal que generará el sensor muscular juntamente con la tarjeta del mismo será un voltaje entre 0 y 0,5 V; cuando el músculo está contraído la señal de control será de 5V. Bajo este panorama se monitorea el grupo de músculos de los bíceps siendo este el de mayor tamaño y actividad, las conexiones se realizan como se puede ver en la Figura 104.



Figura 103 Pruebas del sensor muscular en el paciente

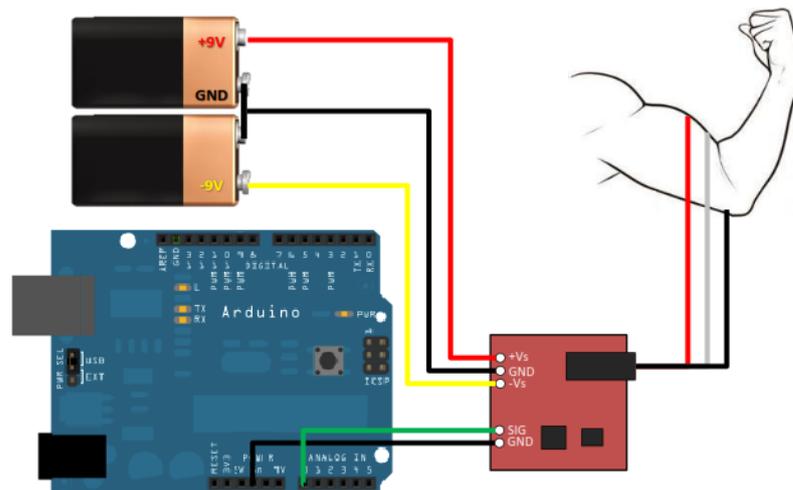


Figura 104 Conexión del sensor muscular

Autor: (Advancer technologies, 2013)

Una vez conectado el sensor en el músculo y la tarjeta master, se utiliza un algoritmo de control descrito en la Figura 105 juntamente con el software Processing 2, disponible en la web (<https://processing.org/download/>), los dos programas quedarán unidos por medio del puerto serial, definidos en cada programa, las líneas de programación de los 2 programas se lo puede encontrar en el Anexo F. “Programación lazo de control”, en la segunda y tercera sección.

```

graph
void setup() {
  // initialize the serial communication:
  Serial.begin(9600);
}

void loop() {
  // send the value of analog input 0:
  Serial.println(analogRead(A0));
  // wait a bit for the analog-to-digital converter
  // to stabilize after the last reading:
  delay(2);
}

import processing.serial.*;

Serial myPort;      // The serial port
int xPos = 1;       // horizontal position of the graph
float inByte = 0;

void setup () {
  // set the window size:
  size(400, 300);

  // List all the available serial ports
  // if using Processing 2.1 or later, use Serial.printArray
  println(Serial.list());
  // I know that the first port in the serial list on my mac
}

graphprocess
import processing.serial.*;

Serial myPort;      // The serial port
int xPos = 1;       // horizontal position of the graph

void setup () {
  // set the window size:
  size(400, 300);

  // List all the available serial ports
  println(Serial.list());
  // I know that the first port in the serial list on my mac
  // is always my Arduino, so I open Serial.list()[0].
  // Open whatever port is the one you're using.
  myPort = new Serial(this, Serial.list()[1], 9600);
  // don't generate a serialEvent() unless you get a newline character:
  myPort.bufferUntil('\n');
  // set initial background:
  background(0);
}

void draw () {
  // everything happens in the serialEvent()
}

void serialEvent (Serial myPort) {
  // get the ASCII string:
  String inString = myPort.readStringUntil('\n');

  if (inString != null) {
    // ...
  }
}

```

Figura 105 Algoritmo de Control Prueba del Sensor Muscular

Una vez implementado los sensores y los algoritmos de control, el paciente procederá a contraer y el extender el musculo para probar el correcto funcionamiento del sensor y del procesamiento de su señal, así como puede observarse en la Figura 106, concluyendo en que la prueba es satisfactoria, al observarse el correcto monitoreo de la actividad muscular, es decir un valor aproximándose a 0 en la entrada analógica de arduino en extensión y de aproximadamente 255 en contracción (Figura 107)



Figura 106 Resultados gráficos de la prueba del sensor muscular

| sensor | output |
|--------|--------|
| 522 | 130 |
| 381 | 94 |
| 377 | 93 |
| 456 | 113 |
| 411 | 102 |
| 389 | 96 |
| 378 | 94 |
| 384 | 95 |
| 409 | 101 |
| 421 | 104 |
| 413 | 102 |
| 377 | 93 |
| 380 | 94 |
| 421 | 104 |
| 387 | 96 |
| 304 | 75 |
| 290 | 72 |
| 377 | 93 |
| 398 | 99 |
| 390 | 97 |
| 373 | 92 |
| 362 | 90 |
| 368 | 91 |
| 370 | 92 |
| 374 | 93 |
| 375 | 93 |
| 377 | 93 |
| 395 | 98 |
| 884 | 220 |
| 884 | 220 |
| 884 | 220 |
| 884 | 220 |
| 884 | 220 |
| 884 | 220 |
| 793 | 197 |
| 246 | 61 |

Figura 107 Resultados numéricos de la prueba del sensor muscular

4.1.2 Pruebas del Sensor de Fuerza

El sistema de control de presión de ajuste está directamente relacionado con el accionar del fluido magnetoreológico en los dedos índice, medio y pulgar, dicho material permitirá mejorar la sujeción de objetos, y a la vez los sensores acondicionados y ubicados por debajo del material, servirá de retroalimentación para el sistema de control, bajo este panorama la prueba se realiza aplicando un fuerza constante de 2,45 N, es decir de 250 g de peso sobre el material magnetoreológico adaptado en el dedo índice, se realiza primera lectura sin la presencia de campo magnético y se representa los valores en la Figura 108 A, y la segunda lectura con la presencia de campo magnético y los valores visualizados en la Figura 108 B.

The figure shows two serial monitor windows from an Arduino IDE, both connected to 'COM11 (Arduino Micro)'. Window A, labeled 'A', displays a list of sensor readings without induction. Window B, labeled 'B', displays a list of sensor readings with induction. Both windows have an 'Autoscroll' checkbox checked at the bottom.

| Window | Condition | Line 1 | Line 2 | Line 3 | Line 4 | Line 5 | Line 6 | Line 7 | Line 8 | Line 9 | Line 10 | Line 11 | Line 12 | Line 13 | Line 14 | Line 15 | Line 16 | Line 17 | Line 18 | Line 19 | Line 20 | Line 21 | Line 22 | Line 23 | Line 24 | Line 25 | Line 26 | Line 27 | Line 28 | Line 29 | Line 30 | Line 31 | Line 32 | Line 33 | Line 34 | Line 35 | Line 36 | Line 37 | Line 38 | Line 39 | Line 40 | Line 41 | Line 42 | Line 43 | Line 44 | Line 45 | Line 46 | Line 47 | Line 48 | Line 49 | Line 50 |
|--------|---------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|
| A | Sin inducción | S3 sin induccion:34 | S1 sin induccion:24 | S3 sin induccion:34 | S1 sin induccion:24 | S3 sin induccion:34 | S1 sin induccion:25 | S3 sin induccion:34 | S1 sin induccion:25 | S3 sin induccion:35 | S1 sin induccion:25 | S3 sin induccion:33 | S1 sin induccion:25 | S3 sin induccion:33 | S1 sin induccion:24 | S3 sin induccion:35 | S1 sin induccion:25 | S3 sin induccion:33 | S1 sin induccion:25 | S3 sin induccion:34 | S1 sin induccion:25 | S3 sin induccion:35 | S1 sin induccion:24 | S3 sin induccion:34 | S1 sin induccion:25 | S3 sin induccion:34 | S1 sin induccion:25 | S3 sin induccion:34 | S1 sin induccion:25 | S3 sin induccion:38 | S1 sin induccion:25 | S3 sin induccion:37 | S1 sin induccion:25 | S3 sin induccion:36 | S1 sin induccion:25 | S3 sin induccion:37 | S1 sin induccion:25 | | |
| B | Con inducción | S3 con induccion:86 | S1 con induccion:30 | S3 con induccion:86 | S1 con induccion:30 | S3 con induccion:87 | S1 con induccion:30 | S3 con induccion:88 | S1 con induccion:30 | S3 con induccion:88 | S1 con induccion:30 | S3 con induccion:88 | S1 con induccion:30 | S3 con induccion:89 | S1 con induccion:31 | S3 con induccion:89 | S1 con induccion:30 | S3 con induccion:89 | S1 con induccion:30 | S3 con induccion:89 | S1 con induccion:31 | S3 con induccion:88 | S1 con induccion:31 | S3 con induccion:88 | S1 con induccion:30 | S3 con induccion:87 | S1 con induccion:30 | S3 con induccion:87 | S1 con induccion:30 |

Figura 108 Resultados de la prueba en los sensores de presión. A) Sin inducción B) Con inducción

Una vez obtenidos los resultados, se llega a la conclusión de que la prueba es exitosa una vez comparado los resultados obtenidos con los valores establecidos en la hoja de datos del sensor, es decir cuando se aplica una fuerza de 2,45N, se obtiene un voltaje de salida es de 0,7 V, validando el manejo del sensor de presión.

4.2. Pruebas de movimiento.

Una vez concluida las pruebas parciales, se procede a analizar los movimiento tomando los parámetros planteados por (Cimadevilla & Herrera, 2006) estableciendo de esta manera el rango de movimiento para todos los dedos, movimiento que es producido por la rotación del servomotor.

La prueba inicia al establecer todos los dedos en extensión como se puede visualizar en la Figura 109, midiendo el ángulo de movimiento hasta llegar a la posición de flexión indicada en la Figura 110, y comparar con los datos establecidos a continuación en la Tabla 21.

Tabla 21
Medida de ángulos de rotación. (Cimadevilla & Herrera, 2006)

| Dedo | Extensión | Flexión |
|---------|-----------|---------|
| Índice | 0° | 170° |
| Medio | 180° | 0° |
| Anular | 0° | 180° |
| Meñique | 175° | 0° |
| Pulgar | 170° | 80° |

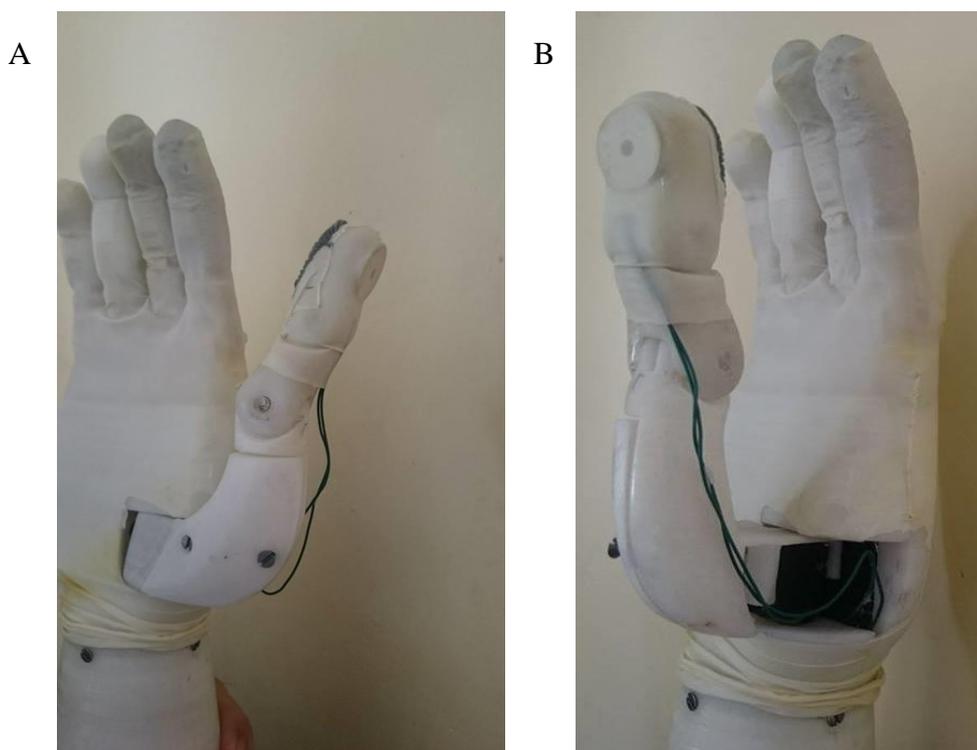


Figura 109 Dedos en extensión.



Figura 110 Dedos en flexión.

Siguiendo el mismo proceso antes mencionado se determina el valor numérico del ángulo de rotación del movimiento de oposición del pulgar, que para el efecto es de 170° a 80° por la disposición del motor. La Figura 111, muestra las posiciones mencionadas



**Figura 111 Movimiento de oposición del pulgar. A) Posición Inicial
B) Posición Final**

Tomando en cuenta que la flexión y extensión del dedo pulgar será efectuado por medio de actuadores con memoria de forma o Nitinol, el mismo que produce una extensión y contracción de 5 mm, En la Tabla 22 se realizan 5 veces la misma prueba para eliminar cualquier error en las mediciones, comprobando así el movimiento de cada dedo y aceptando el porcentaje de error como válido.

Tabla 22
Resultado de las pruebas de movimiento

| Dedo | Valor establecido. | Valores Medidos | | | | | Rango medido (promedio) | Error (%) |
|---------------------------------|--------------------|-----------------|----------|----------|----------|----------|-------------------------|-----------|
| | | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | | |
| Índice | 0° a 170° | 0°-171° | 1°-172° | 0°-173° | 0°-173° | 0°-172° | 0° a 172° | 1,18 |
| Medio | 180° a 0° | 179°-0° | 181°-0° | 178°-1° | 181°-0° | 179°-0° | 178° a 1° | 0,56 |
| Anular | 0° a 180° | 0°-178° | 2°-180° | 2°-182° | 0°-172° | 0°-172° | 2° a 180° | 1,18 |
| Meñique | 175° a 0° | 178°-2° | 176°-1° | 175°-1° | 176°-1° | 175°-2° | 175° a 1° | 0,57 |
| Pulgar rotación | 170° a 80° | 170°-78° | 169°-80° | 170°-77° | 171°-78° | 172°-80° | 170° a 78° | 2,22 |
| Pulgar Flexión Extensión | 0° a 15° | 0°-14° | 0°-13° | 0°-12° | 0°-15° | 0°-11° | 0° a 13° | 13,33 |

4.3. Pruebas de carga.

El objetivo de la siguiente prueba es verificar la capacidad en peso máximo que puede levantar el brazo protésico sin que se produzca daño en la estructura, una vez validado el movimiento de cada uno de los dedos, se procede a realizar la prueba de carga al levantar un objeto de aproximadamente 2 Kg, como se plantea en la etapa diseño, peso que será ubicado en un maletín con agarradera, como se puede visualizar en la Figura 112.



Figura 112 Prueba de carga

Mediante la presente prueba se valida el diseño estructural ya que visualmente no se observa ningún daño en la estructura mecánica al levantar el peso indicado, en cuanto al desempeño de los motores se puede comprobar el correcto funcionamiento de los mismos, al soportar adecuadamente la tensión ejercida en los dedos, sin ningún daño, y el correcto dimensionamiento de los fusibles protectores, ya que a carga máxima son capaces de soportar el voltaje nominal.

4.4. Pruebas de agarre.

Las pruebas a realizar para poder validar los agarres prensiles serán basadas en el trabajo desarrollado por (Quinayás, 2010) en donde se establece el uso de objetos de geometría regular, teniendo en cuenta lo mencionado, los diferentes agarres serán definidos a continuación.

4.4.1 Prueba de agarre de gancho

El agarre de gancho se encuentra clasificado dentro de la categoría de agarre de poder, generalmente usado para levantar objetos con el codo extendido, siendo el principal objetivo de la prueba, levantar objetos de diferentes medidas y peso, así como se muestra en la Figura 113, el proceso de la presente prueba es extender el codo y sujetar los objetos, recalcando el hecho de que la prótesis está habilitada para sujetar todo tipo de agarraderas de 5mm hasta 2 cm, con un peso máximo de 2 kg por objeto.



Figura 113 Prueba de agarre de gancho.

Una vez realizada la prueba los resultados son visiblemente eficaces ya que la prótesis es capaz de sujetar todo tipo de objetos que estén entre las dimensiones de 5mm hasta 2cm, concluyendo como exitosa la prueba de agarre de gancho.

4.4.2 Prueba de Agarre de Precisión.

Una mano humana es capaz no solo de manipular objetos de gran tamaño y diversas formas, sino también objetos de tamaños reducidos, esto se logra cuando los dedos pulgar e índice para sujetar el objeto. Este tipo de agarre se denomina de precisión, siendo el objetivo principal de la prueba determinar si la prótesis es capaz de manipular a voluntad objetos de oficina como esferos, tarjetas, marcadores, carpetas etc. La presente prueba es concluyente ya que como se puede observar en la Figura

114, se determina visualmente la capacidad de la prótesis para manipular los objetos antes mencionados, comprobando la efectividad del sistema de control.



Figura 114 Prueba de Precisión

Es importante destacar que dentro del agarre de precisión, existe un tipo de agarre que permite la intervención de los tres dedos pulgar, índice y medio, que a diferencia del agarre de precisión simple permite mayor estabilidad en la sujeción y manipulación de objetos, al realizar este agarre existe un límite en cuanto a las dimensiones del objeto a manipular, límite que establece una medida máxima de 5 cm de longitud y un mínimo de grosor de una hoja de papel, como se puede observar en la Figura 115.



Figura 115 Prueba de Agarre de precisión en trípode

En cuanto al manejo de objetos tales como una hoja de papel, hasta un cubo de 5cm de longitud, permite validar la manipulación fina de objetos. Por inspección visual se da por admitida la prueba, concluyendo en que el dispositivo es capaz de maniobrar objetos tales como carpetas, esferos, tarjetas, vasos etc.

4.5. Pruebas del control de presión de ajuste

Las pruebas del sensor de fuerza descrito en el literal 4.1.2, servirán de base para efectuar la presente prueba, siendo el objetivo primario determinar la eficacia del control de la presión de ajuste. Dentro del procedimiento de la presente prueba se utiliza un agarre de pinza con una pelota de 2,5 cm de diámetro de hule, como se puede observar en la Figura 116, en cuanto a los resultados de los datos son visibles en la Tabla 23.

Tabla 23
Resultados Tabulados de la Prueba de Presión objeto de metal.

| # Interacción | Sin Campo magnético (N) | | Con Campo magnético (N) | | Porcentaje de aumento (%) | |
|---------------|-------------------------|----------|-------------------------|----------|---------------------------|----------|
| | Sensor 1 | Sensor 2 | Sensor 1 | Sensor 2 | Sensor 1 | Sensor 2 |
| 1 | 1,88 | 2,67 | 2,75 | 6,75 | 45,83 | 152,94 |
| 2 | 1,88 | 2,67 | 2,67 | 6,98 | 41,67 | 161,76 |
| 3 | 1,96 | 2,59 | 2,59 | 6,59 | 32 | 154,55 |
| 4 | 1,96 | 2,90 | 2,75 | 6,51 | 40 | 124,32 |
| 5 | 1,96 | 2,90 | 2,67 | 6,67 | 36 | 129,73 |
| 6 | 1,96 | 2,82 | 2,59 | 6,82 | 32 | 141,67 |
| 7 | 1,88 | 2,75 | 2,75 | 7,06 | 45,83 | 157,14 |
| 8 | 1,88 | 2,90 | 2,75 | 6,90 | 45,83 | 137,84 |



Figura 116 Prueba de precisión

El segundo objeto analizar dentro de la presente prueba es un huevo, que debido a su estructura es susceptible a daños, de esta manera, igual que en el procedimiento mencionado anteriormente, se toma el objeto en agarre de pinza midiendo la presión ejercida sobre el mismo, con y sin campo magnético, datos mostrados Tabla 24.

Tabla 24
Resultados Tabulados de la Prueba de Presión objeto de metal.

| # Interacción | Sin Campo magnético (N) | | Con Campo magnético (N) | | Porcentaje de aumento (%) | |
|---------------|-------------------------|----------|-------------------------|----------|---------------------------|----------|
| | Sensor 1 | Sensor 2 | Sensor 1 | Sensor 2 | Sensor 1 | Sensor 2 |
| 1 | 1,88 | 2,75 | 2,27 | 3,92 | 20,83 | 42,86 |
| 2 | 1,49 | 2,75 | 2,04 | 5,25 | 36,84 | 91,43 |
| 3 | 1,25 | 2,67 | 1,80 | 4,78 | 43,75 | 79,41 |
| 4 | 1,41 | 2,27 | 1,96 | 4,55 | 38,89 | 100,00 |
| 5 | 1,80 | 2,04 | 2,27 | 4,39 | 26,09 | 115,38 |
| 6 | 1,41 | 2,43 | 2,04 | 4,00 | 44,44 | 64,52 |
| 7 | 1,88 | 2,43 | 2,12 | 5,33 | 12,50 | 119,35 |
| 8 | 1,88 | 2,04 | 2,35 | 4,00 | 25,00 | 96,15 |

Debido al cambio de las propiedades físicas del material magnetoreológico, los valores que reflejan los sensores s2 y s1, ubicados en el pulgar y en el dedo índice respectivamente, sin la presencia de un campo magnético y sujetando un objeto de metal se tiene un valor promedio que oscila entre 2,6N y 2,9N tomando en cuenta el Sensor #2, en cambio en el Sensor #1 el valor obtenido es de 1,92N, observándose un cambio considerable en cada uno de los sensores, ante la presencia de campo magnético, se puede observar un aumento del 40% y 145%, respectivamente, que en el caso de la prueba usando el huevo se puede observar un aumento en la presión de 31% y 88%, respectivamente, concluyendo como válido el manejo de los sensores de presión, ya que la fuerza ejercida es menor cuando el objeto es delicado y su estructura puede dañarse en el manejo del mismo, obteniendo así un control eficiente en la presión de ajuste.

4.6. Validación de la hipótesis

¿El diseño e implementación del sistema de control para una prótesis de mano de 7 grados de libertad permitirá realizar movimientos básicos de agarre para la ejecución de tareas cotidianas a una persona con amputación transradial debajo del codo?

En cuanto a la validación de la hipótesis, se usará la prueba de independencia de chi cuadrado, la cual describe si existe o no relación entre dos variables, para los cual es necesario plantear la hipótesis nula y la alternativa, donde la hipótesis nula establece que los dos parámetros utilizados son independientes el uno del otro, y la hipótesis alternativa asegura que los dos parámetros analizados si son dependientes, dichas hipótesis se plantean a continuación:

- H_1 (Hipótesis Alternativa): Existe relación entre el cumplimiento de las actividades planteadas en el Action Research Arm Test o ARAT, con el diseño del sistema de control del dispositivo protésico.
- H_0 (Hipótesis nula): No existe relación.

Una breve reseña del test ARAT, es un instrumento evaluativo diseñado por (Hsuah, Lee, & Hsieh, 2002) concluyendo en una test confiable, mismo que valora el desempeño funcional y las destrezas de la mano humana, mediante 19 actividades, distribuidas en 4 etapas dentro de los cuales se tiene:

- Alcance.
- Agarre.
- Sujeción.
- Movimiento Bruto.

Cada una de las actividades tendrá una escala de calificación de 4 puntos, los cuales irán desde 0 es decir sin movimiento posible, hasta una calificación máxima de 4 con un desempeño normal de la tarea, entendiendo que las actividades de cada etapa esta ordenado por el grado de dificultad, desde la primera hasta la última respectivamente. Es decir que con el cumplimiento satisfactorio de la primera actividad de cada etapa se puede asumir el cumplimiento del resto de actividades. La

puntuación máxima de test es de 57, determinando que una puntuación baja describe un nivel de discapacidad.

Bajo esta perspectiva con el fin de validar la hipótesis, el procedimiento planteado por (Suarez, 2012) inicia con el cálculo de la variable con respecto a la siguiente ecuación:

$$\lambda^2 = \sum_{i=1}^k \frac{(O_i - E_i)^2}{E_i} \quad \text{Ecuación 13}$$

En donde:

- $\lambda^2 = Chi\ cuadrado$
- $O_i = Frecuencia\ absoluta\ observado$
- $E_i = Frecuencia\ esperada$

Con la ayuda del paciente utilizando la prótesis, se procede a realizar cada una de las pruebas descritas en el test, como se puede visualizar en la Figura 117, actividades que son analizados según los parámetros descritos anteriormente, y los datos obtenidos son tabulados en la Tabla 25.

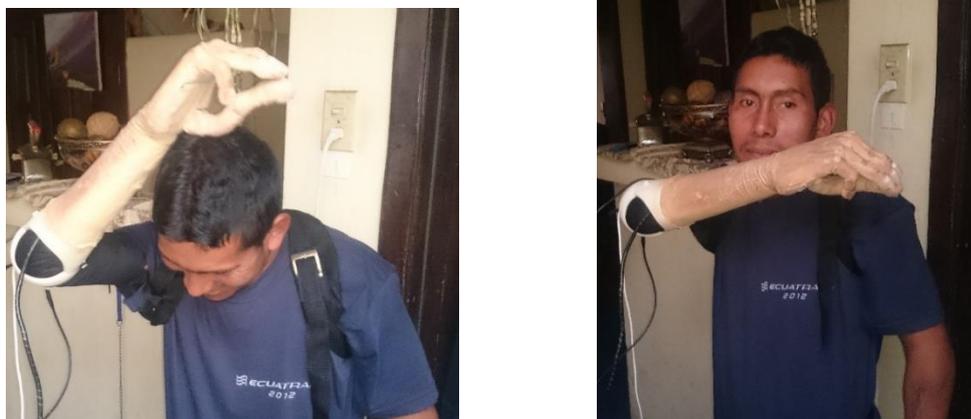


Figura 117 Pruebas del test ARAT

El objetivo de la realización de cada una de las pruebas del test planteado, es que con la ayuda de la prótesis el paciente sea capaz de superar las actividades durante las 4 etapas, para así poder valorar la funcionalidad del dispositivo protésico con respecto a una mano humana, y al mismo tiempo obtener los valores necesarios para la prueba de independencia del chi cuadrado.

Tabla 25
Resultados del Test ARAT

| Ord | Etapa | Descripción | Si cumple | No cumple | # de pruebas |
|-----|-------------------------|---|-----------|-----------|--------------|
| 1 | Alcance | Sujetar un bloque de madera 10 cm | 0 | 5 | 5 |
| 2 | | Sujetar un bloque de madera 2,5 cm | 5 | 0 | 5 |
| 3 | | Sujetar un bloque de madera 5 cm | 5 | 0 | 5 |
| 4 | | Sujetar un bloque de manera 7,5 cm | 0 | 5 | 5 |
| 5 | | Sujetar pelota de 7,5 cm de diámetro | 0 | 5 | 5 |
| 6 | | Sujetar una madera de 10*2,5*1 cm | 5 | 0 | 5 |
| 7 | Agarre | Poner agua de vaso a vaso | 3 | 2 | 5 |
| 8 | | Sujetar tubo de 2,25 cm diámetro. | 5 | 0 | 5 |
| 9 | | Sujetar tubo de 1*16 cm | 5 | 0 | 5 |
| 10 | | Sujetar Arandela de 3,5 cm | 0 | 5 | 5 |
| 11 | Sujeción | Sujetar rodamiento de bolas de 6 mm entre anular y pulgar | 0 | 5 | 5 |
| 12 | | Sujetar canica de 1.5 cm índice y pulgar | 5 | 0 | 5 |
| 13 | | Sujetar rodamiento de bolas medio y pulgar | 5 | 0 | 5 |
| 14 | | Sujetar rodamiento de bolas índice y pulgar | 5 | 0 | 5 |
| 15 | | Sujetar canica entre anular y pulgar | 0 | 5 | 5 |
| 16 | Movimiento Bruto | Sujetar canica entre medio y pulgar | 5 | 0 | 5 |
| 17 | | Ubicar la mano atrás de la cabeza | 5 | 0 | 5 |
| 18 | | Ubicar la mano encima de la cabeza | 5 | 0 | 5 |
| 19 | | Ubicar la mano en la boca | 5 | 0 | 5 |
| | | Suma Total | 63 | 32 | 95 |

Para realizar el análisis del chi cuadrado es necesario el cálculo de la frecuencia esperada para el caso de “si cumple”, multiplicando el número de repeticiones

realizadas de cada prueba, con la suma total de pruebas superadas, todo esto dividido para el número total de pruebas realizadas.

$$\text{Freq. Esperada. SI} = \frac{5 \cdot 63}{95} = 3,32 \quad \text{Ecuación 14}$$

En cuanto a la frecuencia esperada en el caso de “no cumple” se determina, del producto entre el número de interacciones de la prueba realizada y la suma del número total de las pruebas no superadas, dividido para el número total de pruebas realizadas.

$$\text{Freq. Esperada. NO} = \frac{5 \cdot 32}{95} = 1,68 \quad \text{Ecuación 15}$$

Una vez calculados estos valores es necesario tabular todos los casos posibles y evaluarlos en la Ecuación 16, como se puede visualizar en la Tabla 26.

$$\lambda^2 = \sum_{i=1}^k \frac{(O_i - E_i)^2}{E_i} \quad \text{Ecuación 16}$$

Tabla 26
Valores del Chi cuadrado

| Condición/ Prueba | O | E | (O-E) | (O-E) ² | (O-E) ² /E |
|----------------------|---|------|-------------|--------------------|-----------------------|
| Si/1 | 0 | 3,32 | -3,31578947 | 10,9944598 | 3,31578947 |
| Si/2 | 5 | 3,32 | 1,68421053 | 2,8365651 | 0,85547201 |
| Si/3 | 5 | 3,32 | 1,68421053 | 2,8365651 | 0,85547201 |
| Si/4 | 0 | 3,32 | -3,31578947 | 10,9944598 | 3,31578947 |
| Si/5 | 0 | 3,32 | -3,31578947 | 10,9944598 | 3,31578947 |
| Si/6 | 5 | 3,32 | 1,68421053 | 2,8365651 | 0,85547201 |
| Si/7 | 3 | 3,32 | -0,31578947 | 0,09972299 | 0,03007519 |
| Si/8 | 5 | 3,32 | 1,68421053 | 2,8365651 | 0,85547201 |
| Si/9 | 5 | 3,32 | 1,68421053 | 2,8365651 | 0,85547201 |
| Si/10 | 0 | 3,32 | -3,31578947 | 10,9944598 | 3,31578947 |
| Si/11 | 0 | 3,32 | -3,31578947 | 10,9944598 | 3,31578947 |
| Si/12 | 5 | 3,32 | 1,68421053 | 2,8365651 | 0,85547201 |
| Si/13 | 5 | 3,32 | 1,68421053 | 2,8365651 | 0,85547201 |
| Si/14 | 5 | 3,32 | 1,68421053 | 2,8365651 | 0,85547201 |
| Si/15 | 0 | 3,32 | -3,31578947 | 10,9944598 | 3,31578947 |
| Si/16 | 5 | 3,32 | 1,68421053 | 2,8365651 | 0,85547201 |
| Si/17 | 5 | 3,32 | 1,68421053 | 2,8365651 | 0,85547201 |
| Si/18 | 5 | 3,32 | 1,68421053 | 2,8365651 | 0,85547201 |
| Si/19 | 5 | 3,32 | 1,68421053 | 2,8365651 | 0,85547201 |
| No/1 | 5 | 1,68 | 3,31578947 | 10,9944598 | 6,52796053 |
| No/2 | 0 | 1,68 | -1,68421053 | 2,8365651 | 1,68421053 |
| No/3 | 0 | 1,68 | -1,68421053 | 2,8365651 | 1,68421053 |

CONTINÚA 

| | | | | | |
|---------------------------|---|------|-------------|------------|-------------------|
| No/4 | 5 | 1,68 | 3,31578947 | 10,9944598 | 6,52796053 |
| No/5 | 5 | 1,68 | 3,31578947 | 10,9944598 | 6,52796053 |
| No/6 | 0 | 1,68 | -1,68421053 | 2,8365651 | 1,68421053 |
| No/7 | 2 | 1,68 | 0,31578947 | 0,09972299 | 0,05921053 |
| No/8 | 0 | 1,68 | -1,68421053 | 2,8365651 | 1,68421053 |
| No/9 | 0 | 1,68 | -1,68421053 | 2,8365651 | 1,68421053 |
| No/10 | 5 | 1,68 | 3,31578947 | 10,9944598 | 6,52796053 |
| No/11 | 5 | 1,68 | 3,31578947 | 10,9944598 | 6,52796053 |
| No/12 | 0 | 1,68 | -1,68421053 | 2,8365651 | 1,68421053 |
| No/13 | 0 | 1,68 | -1,68421053 | 2,8365651 | 1,68421053 |
| No/14 | 0 | 1,68 | -1,68421053 | 2,8365651 | 1,68421053 |
| No/15 | 5 | 1,68 | 3,31578947 | 10,9944598 | 6,52796053 |
| No/16 | 0 | 1,68 | -1,68421053 | 2,8365651 | 1,68421053 |
| No/17 | 0 | 1,68 | -1,68421053 | 2,8365651 | 1,68421053 |
| No/18 | 0 | 1,68 | -1,68421053 | 2,8365651 | 1,68421053 |
| No/19 | 0 | 1,68 | -1,68421053 | 2,8365651 | 1,68421053 |
| Valor Chi cuadrado | | | | | 89,6279762 |

Para poder continuar con el procedimiento descrito por (Suarez, 2012), es necesario determinar los grados de libertad mediante el siguiente cálculo.

$$GD = (\# \text{ de pruebas} - 1) * (\# \text{ de opciones} - 1) \quad \text{Ecuación 17}$$

$$GD = (19 - 1) * (2 - 1) = 18$$

Con el número de grados de libertad, en el ANEXO G, “Tabla de distribución del chi cuadrado”, que para el presente caso en la fila 18, en la columna del valor “*p*” de 0,001 (equivale a un grado de confianza del 99,99%), escogido para lograr un nivel de confianza alto, se extrae el valor de 42.311, mismo que es comparado con el total calculado de 89.63, concluyendo así que el valor obtenido es mayor al de la tabla de distribución del chi cuadrado, por lo tanto es aceptada la hipótesis alternativa H1 como válida con grado de confianza del 99,99%, constituyendo la relación inherente entre el cumplimiento de las actividades planteadas y el diseño del sistema de control.

Estableciendo así la valides de la hipótesis planteada al inicio del apartado, por medio del resultado obtenido en las actividades del Action Reseach Arm Test (ARAT), y la prueba de independencia del chi cuadrado, obteniendo un 71,93% de desempeño funcional y destreza en comparación con una mano humana, valor obtenido en el test.

4.7. Análisis económico.

En cuanto al análisis económico de un proyecto es necesario tomar a consideración tres aspectos como son: la materia prima, la mano de obra directa y por últimos los gastos indirectos, en vista de esto, (Castillo, Duran , & Vargas, 2005) plantean los siguiente esquemas:

- Costo materia prima: materiales + manos de obra.
- Costo de conversión: mano de obra + costos indirectos de fabricación
- Costo de producción: Materiales + mano de obra + costos indirectos de fabricación.

De esta manera se realiza la tabulación del costo de la materia prima del sistema de control del dispositivo protésico.

Tabla 27
Costo primo del sistema de control de la Prótesis.

| No | DETALLE | CANTIDAD | VALOR UNITARIO | VALOR TOTAL |
|--------------|--------------------------------------|----------|----------------|-------------|
| 1 | Tarjeta Arduino Uno | 1 | 29 | 29 |
| 2 | Sensores Mioeléctricos | 1 | 26,3 | 26,3 |
| 3 | Elementos creación PCB | 1 | 30 | 30 |
| 4 | Baterías | 4 | 10 | 40 |
| 5 | Cables de conexión | 1 | 10 | 10 |
| 6 | Sensores de Presión | 3 | 8 | 24 |
| 7 | Guante de silicona apariencia humana | 1 | 30 | 30 |
| 8 | Controlador de material inteligente. | 4 | 11 | 44 |
| 9 | Gastos Envío y Salida de Divisas. | 1 | 100 | 100 |
| 10 | Convertor DC-DC | 1 | 12 | 12 |
| 11 | Horas Ingeniería | 50 | 20 | 1000 |
| Total | | | | 1345,3 |

CAPÍTULO V

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5.1. Conclusiones.

- Se diseñó el dispositivo protésico para mejorar la calidad de vida de las personas que han sufrido una amputación transradial de mano derecha, ya que es capaz de realizar diferentes patrones de sujeción frecuentemente ejecutados por una mano humana en la ejecución de tareas cotidianas, conforme al segundo objetivo del Plan Nacional del Buen Vivir.
- Se diseñó y se implementó el sistema de control para una prótesis biónica de mano derecha de 7 grados de libertad utilizando materiales inteligente, la cual es capaz de realizar diferentes patrones de sujeción.
- El estudio de la biomecánica permitió analizar los movimientos naturales de una mano humana, y al mismo tiempo determinar los movimientos básicos y tipos de agarre, y así replicarlo a través de la prótesis, por medio del manejo de los sensores, actuadores y el sistema de control.
- El estudio del estado del arte en relación a los dispositivos protésicos de mano desarrollada en la actualidad, facilitó la determinación de las condiciones iniciales con respecto al diseño del sistema de control, así como los tipos de sensores, actuadores y el tipo de lazo de control a desarrollar.
- A través del análisis de normas internacionales en cuanto al desarrollo de circuitos impresos, se implementó las placas de acondicionamiento para el manejo de las señales de control tanto de sensores como actuadores, mismas que fueron alojadas en el antebrazo.
- El estudio de las metodologías actuales en el manejo de señales de entradas y salidas, permitió el óptimo desarrollo del lazo de control, capaz de manejar las señales de control del dispositivo protésico bajo la plataforma de libre acceso.

- El análisis del consumo de los componentes electrónicos tanto de entrada como de salida, permitió el dimensionamiento de las baterías, asegurando la portabilidad del dispositivo durante 1 hora y 42 minutos, a máxima demanda.
- El desarrollo del lazo de control así como el procesamiento de las señales de entrada tales como, el sensor mioeléctrico y los sensores de fuerza, así como de las señales de salida, servomotores, actuadores de Nitinol y electroimanes, permitió que el dispositivo protésico íntegro, sea amigable con el usuario, logrando que el aprendizaje sea interactivo y rápido.
- El uso de sensores dentro del dispositivo protésico facilitó el correcto funcionamiento del mismo, al permitirle al usuario tener el control total de la prótesis a base de pulsos enviados desde el músculo del bíceps, y la retroalimentación del sistema por medio de los sensores de fuerza permitiendo así el control de la presión de ajuste, logrando la manipulación de objetos de distinta composición.
- La investigación en el manejo de los materiales inteligentes permitió que el dispositivo protésico tenga propiedades únicas como son las yemas compuestas por materiales magnetoreológico el cual es operado cambiando sus propiedades de viscosidad, ante la presencia de un campo magnético mínimo de 0,5 Teslas, por medio de electroimanes, siendo su función distribuir de manera uniforme la fuerza aplicada sobre un objeto, así como del actuador del Nitinol, logrando un movimiento fino en cuanto a la falange distal del dedo pulgar.
- El manejo de la plataforma libre arduino, facilitó la implementación del lazo de control, tomando en cuenta el entorno, las librerías y las instrucciones disponibles para la programación, siendo la herramienta ideal para el desarrollo de aplicaciones robóticas en todos los aspectos, así como en el presente caso.
- El diseño mecánico y la construcción del dispositivo protésico fue realizado previo a la presente investigación, siendo el ideal, en cuanto a dimensiones, estructura y materiales para implementar el sistema electrónico y de control.

- Los grados de libertad propuestos en el diseño, establecieron las condiciones iniciales para el dimensionamiento de los actuadores a utilizar, mismos que contribuyeron para lograr el movimiento natural de la prótesis, así como todos los tipos de agarres que es capaz de reproducir.
- El estudio de las técnicas de manipulación del látex, favoreció al desarrollo del guante exterior de la prótesis, siendo la mejor opción el recubrimiento con una película protectora de plástico, antes que la implementación de un contra molde del dispositivo, ya que las dimensiones, la forma y la disposición de los elementos electrónicos, no permiten el uso de un guante pre fabricado de látex.
- Las pruebas realizadas de los sensores establecieron como primer punto las condiciones iniciales para el manejo de las entradas y salidas dentro de la programación, de la misma manera se recurrieron a las pruebas de movimiento para validar la funcionalidad del sistema de control, deduciendo así en la eficacia de cada una de las pruebas realizadas.
- Mediante el uso del test Action Research Arm Test o ARAT, y sus respectivas actividades, se evaluó la correcta selección, funcionamiento, y control de materiales inteligentes y de sensores electromiográficos implementados en la prótesis, validando al mismo tiempo la hipótesis mediante la prueba de independencia del chi cuadrado, estableciendo la dependencia entre las actividades del ARAT y el funcionamiento del dispositivo protésico desarrollado.
- La puntuación alcanzada del test ARAT de 63 puntos, permitió establecer que la prótesis desarrollada, en comparación con una mano humana, es en un 71,93% semejante en cuanto al desempeño funcional y destrezas en la sujeción y manipulación de objetos, además de la validación de la hipótesis planteada.

5.2. Recomendaciones.

- Asegurar la integridad de cada uno de los componentes electrónicos, tomando en cuenta el lugar en donde son alojados, ya que el contacto entre una y otra tarjeta puede llegar a afectar el correcto funcionamiento, y al mismo tiempo disponer de repuestos para cada uno de los dispositivos.
- Considerar que en el uso de las baterías es necesario que cada una de ellas sea tratada con el respectivo cuidado, ya que es preciso cargarlas con un dispositivo especial, y no permitir que el nivel de carga sea menor al 5% de la capacidad máxima.
- Verificar la carga eléctrica máxima a tolerar por las baterías a fin de evitar la sobrecarga de las mismas, de esta manera impedir que exista caída de voltaje en las terminales de cada una de las baterías.
- En el proceso de descarga es necesario tener en cuenta que las baterías de Litio Polímero dejan de ser funcionales al alcanzar un tercio del voltaje nominal, procurando no llegar a dicho límite.
- Manipular con el respectivo cuidado cada uno de los dispositivos tanto electrónicos como de la estructura mecánica, asegurando la integridad del mismo y el correcto funcionamiento.
- Se recomienda para futuras aplicaciones repotenciar el dispositivo protésico con la misma tarjeta de control, incluyendo el uso de servomotores de mayor capacidad, y mayor número de sensores EMG, logrando así autonomía y mayor capacidad de carga.
- Adicionar un grado de libertad para la muñeca ya que de esta manera se logrará mayor facilidad en el manejo fino de objetos, como por ejemplo al servir agua de un contenedor.
- Considerar el uso de un guante de un material que brinde mejores prestaciones, como son durabilidad, mayor protección al material magnetoreológico y facilidad en las técnicas de fabricación, así como de una capa protectora como por ejemplo de uretano fabricado por Kingsley Manufacturing Co.

5.3. Trabajos a futuro

- Implementar sensores capaces de monitorear no solo la actividad muscular sino más bien la actividad de los nervios del paciente, logrando así un manejo más interactivo con el dispositivo.
- Rediseñar el movimiento de los dedos, conjuntamente con la inclusión de mayor número de sensores EMG, para lograr así un movimiento independiente de los mismos.
- Implementar un actuador que permita la articulación de la muñeca, mejorando así el desempeño funcional de la prótesis.
- Agregar más sensores EMG con la finalidad de generar un mayor número de entradas y así desarrollar un algoritmo de control más avanzado basado en la actividad muscular detectada.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Advancer technologies. (4 de Febrero de 2013). *Sparkfun*. Recuperado el 15 de Enero de 2015, de <http://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Biometric/Muscle%20Sensor%20v3%20Users%20Manual.pdf>
- Alvarez, D., & De La Cruz, A. (6 de Septiembre de 2011). *De la mecánica a la robótica: PROTESIS BIONICAS*. Recuperado el 18 de Marzo de 2016, de http://protbion.blogspot.com/2011_09_01_archive.html
- Amazon. (2015). *Amazon*. Recuperado el 03 de Febrero de 2016, de http://www.amazon.com/gp/product/B00HR8M4QQ/ref=ox_sc_act_title_1?ie=UTF8&psc=1&smid=A1THAZDOWP300U
- Angúlo, M. T., Méndez, A. Á., & Fuentes, Y. P. (21 de Enero de 2011). *Biomecánica de la Extremidad Superior*. Madrid, España.
- Arduino. (2013). *Arduino.cc*. Recuperado el 03 de Febrero de 2016, de <http://www.arduino.cc/en/Main/arduinoBoardMicro>
- Argentina, R. (2014). *Robots-Argentina*. Recuperado el 05 de Enero de 2016, de http://robots-argentina.com.ar/Actuadores_manos.htm
- Bebionic. (2014). *Bebionic Technical Information. Bebionic Technical Manual*, 1.
- Boylestad, R. L. (2004). *Introducción al análisis de Circuitos*. México D.F.: Pearson Education.
- Boylestad, R., & Nashelsky, L. (2000). *Electrónica: Teoría de Circuitos*. México D.F.: Prentice Hall Hispanoamericana S.A.
- Brito, J., Quinde, X., & Cusco, D. (2013). *Estudio del Estado del Arte de las Prótesis* (Vols. 9 ISSN: 1390-650X).
- Calais, B., & Lamote, A. (2004). *Anatomía para el movimiento*. Barcelona España: La liebre de marzo.
- Carletti, E. J. (2007). *Robots Argentina*. Recuperado el 05 de Enero de 2016, de http://robots-argentina.com.ar/Actuadores_musculosalambre.htm
- Carvajal, L. (2014). *Diseño de un Método para Capturar Señales Mioeléctricas de Miembros Superiores*. Florencia.
- Castillo, G., Duran, J., & Vargas, L. (2005). *Prótesis de miembro superior mioeléctrica*. México D.F.
- Cavallo, A., De Maria, G., & Natale, C. S. (2009). Optoelectronic joint angular sensor for robotic fingers. *Sensors and Actuators, Volumen 152*, 203-210.
- Cetinkunt, S. (2007). *Mecatrónica*. Patria.
- Cimadevilla, H., & Herrera, G. (2006). *Diseño de un sistema articulado emulando el movimiento de una mano*. Recuperado el 5 de Mayo de 2015, de <http://www.cenidet.edu.mx/subaca/web-mktro/submenus/investigacion/tesis/34-35%20Carlos%20Hernandez%20Santos%20-%20Carlos%20Francisco%20Montoya%20Mejia.pdf>
- Corporation, P. (2014). *Pololu Maestro Servo Controller User's Guide*. U.S.A.
- De la Flor, S. (2003). *Alecciones con memoria de forma*.
- Díaz, M. J., & Dorador, G. J. (2010). *EL FUTURO EN LAS PRÓTESIS DE MANO*. Monterrey, Nuevo León: Universidad Nacional Autónoma de México D.F.

- Dorador González, J. M. (18 de Enero de 2004). Robótica y Prótesis Inteligentes. *Revista Digital Universitaria, Volumen 6 Número 1 ISSN: 1067-6079*.
- Dynalloy, I. (2015). *Dynalloy, Inc Makers of Dynamic Alloys*. Recuperado el 22 de Enero de 2016, de http://www.dynalloy.com/tech_data_wire.php
- Ebay. (28 de Julio de 2015). *Ebay*. Recuperado el 23 de Marzo de 2016, de http://www.ebay.com/itm/DC-DC-Adjustable-Step-up-boost-Power-Converter-Module-XL6009-Replace-LM2577/310717070508?_trksid=p2047675.c100011.m1850&_trkparms=aid%3D222007%26algo%3DSIC.MBE%26ao%3D1%26asc%3D20140602152332%26meid%3D1d49f297d5e0482fbc0503cf19c60
- ELECTRICAL, Y. Z. (2013). *ZYE1-P Round Holding Magnets*. Recuperado el 08 de Marzo de 2016, de http://www.cn-zye.com/eng/product_show.asp?id=988
- Fortán, J. P. (10 de Febrero de 2013). *Sensores mioeléctricos*. Recuperado el 08 de Marzo de 2016, de <http://exoproyecto.blogspot.com/2013/02/sensores-mioelectricos.html>
- García, F., Martínez, J., Saltaren, R., Guerrero, A., & López, J. (2001). Diseño mecatronico de un dedo antropomorfo Parte I: Mecánica. *Departamento de Ingeniería de Sistemas y*. Cartagena, Colombia: Universidad Politécnica de Cartagena.
- HMC. (2009). Magnetic Displacement Sensors HMC1501/1512. *Datasheet*.
- Hogan, N., & Mann, R. W. (1980). Myoelectric Signal Processing: Optimal Estimation Applied to Electromyography - Part II: Experimental Demonstration of Optimal Myoprocessor Performance. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. BME-27, No. 7*.
- Hsuah, I., Lee, M., & Hsieh, C. (2002). *The Action Research Arm Test: It is necessary for patients being test to sit at a standarized table*. Recuperado el 18 de Julio de 2015, de <http://www.medicaljournals.se/jrm/content/download.php?doi=10.1080/16501970600803252>
- Interlink Electronics. (2001). FSR force sensing resistor.
- IPC, I. f. (Febrero de 1998). Generic Standard on Printed Board Design. Northbrook, Illinois, USA.
- Kinect, F. (21 de Enero de 2012). *Fisioterapia*. Obtenido de <http://fisioterapia.blogspot.com/2012/01/las-contracciones-musculares-isotonicas.html>
- Kuo, B. C. (1996). *Sistemas de Control Automático*. México D.F.: Prentice-Hall Hispanoamericana, S. A.
- Martínez, A., Giménez, V., Castilla, N., & Pastor, R. (2011). *Riunet*. Recuperado el 29 de Febrero de 2016, de <https://riunet.upv.es/bitstream/handle/10251/10765/FUSIBLES.pdf>
- Massa, B., Carroza, X., & Dario, P. (2002). *Design and Deveelopment of an Underactuated Prosthetic Hand*.
- Melo, J. L. (2009). Ergonomía Práctica. Buenos Aires, Argentina: Fundación MAPFRE.

- Mesquida, C., & Lässig, J. (2012). *Introducción a los Fluidos Magneoreológicos con Aplicaciones de Ingeniería*. Buenos Aires, Argentina: Universidad Nacional del Comahue.
- Miga Motor, C. (31 de Marzo de 2010). *Spark Fun*. Recuperado el 29 de Febrero de 2016, de <http://cdn.sparkfun.com/datasheets/Robotics/NM706-Super-TechNote.pdf>
- Murillo, L., & Monar, M. (2015). *Diseño Y Construcción De Una Prótesis Biónica De Mano De 7 Grados De Libertad Utilizando Materiales Inteligentes Y Control Mieléctrico Adaptada Para Varios Patrones De Sujeción*. Latacunga, Cotopaxi, Ecuador.
- Nicholls, H., & Lee, M. (1989). A Survey of Robot Tactile Sensing Technology. *IJRR*, vol 8, N°3, 3-30.
- Nise, N. S. (2006). *Sistemas de control para Ingeniería*. México D.F.: Compañía editorial continental.
- Nordin, M., & Frankel, V. (2004). *Biomecánica Básica del sistema musculoesquelético*. Aravaca Madrid: McGRAW-Hill.
- Norton, K. (2007). A brief history of prosthetics. *In Motion*,, 17-21.
- Olimex. (2011). *Shield-Ekg-Emg bio-feedback shield User´s manual´s*. Recuperado el 15 de Noviembre de 2015, de <https://www.olimex.com/Products/Duino/Shields/SHIELD-EKG-EMG/resources/SHIELD-EKG-EMG.pdf>
- Ortega, P., Moya, C., & Rodriguez, E. (2014). Normas IPC 2221 Traducción.
- Otto Bock, O. I. (Noviembre de 1999). Otto Bock System Electric Hand with DMC Plus.
- Ottobock. (2015). *Michelangelo*. Recuperado el 06 de Noviembre de 2015, de http://professionals.ottobock.es/cps/rde/xchg/ob_es_es/hs.xsl/49464.html
- Ottobock. (2015). *MyoHand VariPlus Speed*. Recuperado el 20 de Noviembre de 2015, de http://professionals.ottobock.es/cps/rde/xchg/ob_es_es/hs.xsl/19932.html
- Pérez, J., Yunga, L., Cajamarca, L., & Matute, J. (2015). *Diseño, construcción e implementación de prótesis biomecánica de mano derecha. (Segunda fase)*. Cuenca.
- Piña Barba, M. C. (2009). *Biblioteca Digital*. Recuperado el 26 de Noviembre de 2015, de http://bibliotecadigital.ilce.edu.mx/sites/ciencia/volumen1/ciencia2/37/htm/sec_5.htm
- Pololu. (2015). *Pololu Robotics & Electronics*. Obtenido de <https://www.pololu.com/picture/view/0J5294>
- PUGLISI, L. M. (2006). Protesis Roboticas. *Revista del Departamento de Automatica e*, 1-2.
- Quinayás, C. A. (Enero de 2010). *Diseño y construcción de una prótesis robótica de mano funcional adaptada a varios agarres*. Popayán.
- Raven. (2005). *Biology*. India: McGraw-Hill.
- Robot, Y. (2006). Recuperado el 02 de Diciembre de 2015, de <https://yrobot.wordpress.com/2006/10/08/alambres-musculares/>

- Rodríguez, M. C., & Galarza, F. E. (Diciembre de 1998). Amortiguadores Magnetoreológicos. *Amortiguadores Magnetoreológicos*.
- Rodríguez, V. D. (Diciembre de 2001). Entrenador para el control de prótesis mioeléctricas. Valladolid, España.
- Rouvière, H., & Delmas, A. (2005). *Anatomía Humana* (11 ed.). Masson Paris: MASSON.
- Shigley, J. E., & Uicker, J. J. (1988). *Teoría de Maquinas y Mecanismos*. México, D.F.: McGraw-Hill.
- Sosa, J. (2011). UNPL. Recuperado el 15 de Diciembre de 2015, de Galgas extensiométricas:
www.ing.unlp.edu.ar/electrotecnia/procesos/apuntes/Strain_Gages_1.pdf
- Studios, S. (2015). *Seed Grow the difference*. Recuperado el 20 de Noviembre de 2015, de <http://www.seedstudio.com/depot/Grove-EMG-Detector-p-1737.html>
- Suarez, M. (2012). *Interaprendizaje de probabilidades y Estadística inferencial con Excel, Winstats y Graph*. Ibarra: Imprenta M&V.
- Taylor, G., & Schwart, R. (1955). *The Anatomy and Mechanics of the Human Hand*.
- TexMax. (2009). *Sistema de Control Avanzados*. Recuperado el 11 de Diciembre de 2015, de http://web.udl.es/usuarios/w3511782/Control_de_procesos/Unidades_files/Cap_10_10-11.pdf
- Torrente, O. (2013). *ARDUINO Curso Práctico de formación*. México D.F.: Alfaomega Grupo Editor.
- Tubiana, R., Thomine, M., & Mackin, E. (1998). *Examination of the Hand and Wrist*. United Kingdom: CRC Press.
- Urbina, R. W., & Martínez, S. F. (14 de Febrero de 2012). *Scielo*. Recuperado el 13 de Febrero de 2016, de <http://www.scielo.org.co/img/revistas/tecn/v16n33/v16n33a08fig4.jpg>
- Ventimiglia, P. (2012). *Design of Human Hand Prosthesis*.
- Verma, B. K., & Lane, C. (2000). *Vertical Jump Height Prediction using EMG*. Elsevier.
- Wilkinson, D., Weghe, M. V., & Matsuoka, Y. (2003). An Extensor Mechanism for an Anatomical Robotic Hand. *IEEE International Conference on Robotics & Automation Taipei*. Taiwan.
- Zecca, M. (2003). On the development of a Cybernetic prosthetic hand. *Ph.D thesis, Universitari e di Perfezionamento*.

ANEXOS



**DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA
CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA**

CERTIFICACIÓN

Se certifica que el presente trabajo fue desarrollado por el señor: **Diego Fabian Morales Reinoso.**

En la ciudad de Latacunga a los 04 días del mes de Mayo del 2016.

Aprobado por:

