

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ  
ESCUELA DE POSGRADO



**PUCP**

**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE CONTROL  
PARA UNA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE MIEMBRO  
SUPERIOR CON CONTROL DE FUERZA Y POSICIÓN**

Tesis para optar el Grado de Magíster en Ingeniería Mecatrónica

Presentado por:

**Giancarlo Salazar Yaringaño**

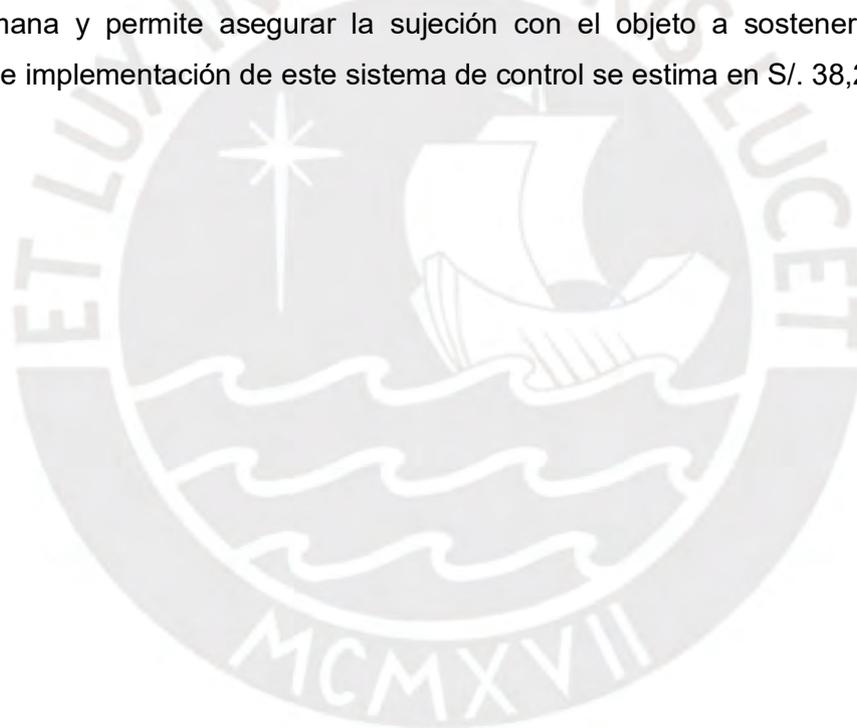
Asesorado por:

**Ph.D. Dante Ángel Elías Giordano**

Lima, 2020

## RESUMEN

La presente tesis muestra el diseño e implementación de un sistema de control para una prótesis mioeléctrica de miembro superior con control de fuerza y posición cuya operación permita ser realizado por medio de señales electromiografías, con el objetivo de asistir a las personas que presentan discapacidad. El trabajo se enfoca en el desarrollo del sistema de control, el empleo de un algoritmo de control de movimiento, la selección de los dispositivos de control. Seguidamente, se presentan los diseños de las tarjetas electrónicas desarrolladas y su implementación dentro de una prótesis de miembro superior que ha sido desarrollada en el Grupo de Investigación en Robótica Aplicada y Biomecánica (GIRAB) de la Pontificia Universidad Católica del Perú. Los resultados muestran que el sistema de control implementado en la prótesis proporciona una destreza en movimiento parecida a la mano humana y permite asegurar la sujeción con el objeto a sostener. El costo de desarrollo e implementación de este sistema de control se estima en S/. 38,200 soles.



## AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, agradezco a Dios por haberme dado la oportunidad de realizar los estudios de maestría y a mis padres por brindarme la vida, su incondicional apoyo y atención en mi desarrollo personal. A mi madre, mi hermano, mi abuela y mis queridas tías por siempre exigirme en superar nuevos retos, por su ayuda incondicional y por todos sus consejos que han permitido rodearme de personas que me han ayudada a crecer profesionalmente y permitirme realizar la presente tesis.

Agradezco a mi asesor Ph.D. Dante Ángel Elías Giordano por permitirme ser partícipe del presente proyecto de investigación, buena disposición, consejos y ánimos dados.

Al Grupo de Investigación en Robótica Aplicada y Biomecánica (GIRAB) de la Pontificia Universidad Católica del Perú, por todo el apoyo brindado durante la realización del presente trabajo.

Agradecimiento especial a CIENCIACTIVA por apoyar en la realización de esta tesis a través del Círculo de Investigación denominado "Investigación y desarrollo de tecnologías de asistencia aplicadas a rehabilitación física y biomecánica deportiva" con Convenio de Financiamiento 206-2015 FONDECYT.

Finalmente, agradezco a todos mis compañeros de estudio y miembros del grupo de investigación, por su ayuda incondicional brindada, preocupación en mi avance y su buena amistad desarrollada a lo largo de la maestría.

# ÍNDICE DE CONTENIDO

RESUMEN.....	i
AGRADECIMIENTOS .....	ii
INDICE DE ILUSTRACIONES.....	v
INDICE DE TABLAS .....	vii
INTRODUCCIÓN.....	1

## CAPÍTULO 1

<b>ANTECEDENTES Y ESTADO DEL ARTE.....</b>	<b>4</b>
1.1. Actualidad del Perú .....	4
1.2. Anatomía del Sistema.....	5
1.3. Prótesis de Mano.....	9
1.4. Estrategias de Control .....	13
1.5. Dispositivos para Control de Prótesis.....	23

## CAPÍTULO 2

<b>DISEÑO CONCEPTUAL .....</b>	<b>32</b>
2.1. Requerimientos del Sistema.....	32
2.2. Estructura de Funciones.....	36
2.3. Diagrama de Funciones.....	37
2.4. Conceptos de Solución .....	39
2.5. Evaluación Técnico- Económica.....	41

## CAPÍTULO 3

<b>DESARROLLO DEL SISTEMA DE CONTROL.....</b>	<b>44</b>
3.1. Algoritmo y Estrategia de Control .....	44
3.2. Arquitectura de Control.....	45
3.3. Dispositivos Electrónicos para el Sistema de Control .....	48
3.4. Selección de Controladores .....	55
3.5. Selección de Baterías .....	58
3.6. Simulación por Software.....	60
3.7. Integración del Sistema .....	62

## CAPÍTULO 4

<b>EXPERIMENTOS Y RESULTADOS.....</b>	<b>71</b>
4.1. Experimentos.....	71
4.2. Configuración de Sistema de Control.....	77
4.3. Integración con el Sistema Mecánico.....	80
4.4. Pruebas del Sistema Integrado.....	81
4.5. Discusión de Resultados .....	88

<b>CAPÍTULO 5</b>	
<b>PLANOS Y ESTIMACIÓN DE COSTOS .....</b>	<b>89</b>
5.1. Lista de Planos .....	89
5.2. Estimación de Costos .....	89
<b>OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES .....</b>	<b>93</b>
<b>CONCLUSIONES .....</b>	<b>94</b>
<b>BIBLIOGRAFÍA.....</b>	<b>95</b>
<b>ANEXOS</b>	
<b>ANEXO 1: Cálculo de capacidad de batería .....</b>	<b>97</b>
<b>ANEXO 2: Modelamiento y simulación del algoritmo.....</b>	<b>100</b>
<b>ANEXO 3: Programas desarrollados .....</b>	<b>122</b>
<b>ANEXO 4: Lista de Planos.....</b>	<b>139</b>



## ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

Figura 1.1. Vista anterior de los huesos de la muñeca y mano. ....	5
Figura 1.2. Huesos Metacarpianos. ....	6
Figura 1.3. Falanges.....	6
Figura 1.4. Movimientos de la muñeca.....	7
Figura 1.5. Los dígitos de la Mano.....	8
Figura 1.6. Movimiento de extensión y flexión.....	8
Figura 1.7. Movimiento de abducción y aducción. ....	8
Figura 1.8. Movimiento del Pulgar .....	9
Figura 1.9 Prótesis de mano Bebionic.....	10
Figura 1.10. Prótesis de mano iLimb.....	10
Figura 1.11. Prótesis de mano Michelangelo. ....	11
Figura 1.12. Prótesis de mano Vincent Evolution .....	12
Figura 1.13. Prótesis de mano IH2 Azzurra hand.5.....	12
Figura 1.14 - Diagrama de bloques para control de posición.....	14
Figura 1.15 - Prótesis diseñada para niños de 10 años. ....	15
Figura 1.16 - Diagrama de control de posición de la Child's Hand. ....	16
Figura 1.17 - Diagrama de bloques del control Posición - Fuerza.....	17
Figura 1.18 - Diagrama de control híbrido Posición/Velocidad -Fuerza.....	17
Figura 1.19. - Control híbrido posición/velocidad - fuerza con modo deslizamiento. ....	18
Figura 1.20 - Respuestas en el tiempo ante entradas escalón creciente.....	19
Figura 1.21 - Respuestas en el tiempo con entradas de señales EMG. ....	19
Figura 1.22- Arquitectura de la electrónica presente en el HIT/DLR.....	21
Figura 1.23 - Diagrama de bloques del control de posición de la prótesis HIT/DLR.....	22
Figura 1.24 - Diagrama de control de impedancia de la mano protésica HIT/DLR.....	22
Figura 1.25 - Resultados de la base de las articulaciones del dedo. ....	23
Figura 1.26 - Vista cortante de un motor brushed.....	24
Figura 1.27 - Vista interior de un Brushless Motor DC, BLDC .....	25
Figura 1.28 - Vista detallada de un encoder óptico. ....	27
Figura 1.29 - Acoplamiento de un potenciómetro al eje del motor .....	27
Figura 1.30 - Principio Hall aplicado a un integrado.....	28
Figura 1.31 - Sensor Piezo-resistivo Flexiforce A301.....	29
Figura 1.32 - Guante de goma de silicona con piezoeléctricos incrustados .....	30
Figura 1.33 - Tarjeta electrónica del multi-sensor presentado.....	31
Figura 2.1 - Estructura de Funciones de un sistema mecatrónico .....	36
Figura 2.2 - Diagrama de Funciones General .....	38
Figura 2.3 - Bosquejo Solución 1.....	39
Figura 2.4 - Bosquejo Solución 2.....	40
Figura 2.5 - Bosquejo Solución 3.....	41
Figura 2.6 - Gráfica de factores económicos vs técnicos.....	43
Figura 3.1 - Tipos de agarre .....	44
Figura 3.2 - Esquema de la arquitectura electrónica de la prótesis.....	47
Figura 3.3 - Sensor MLX90316.....	49
Figura 3.4 - Sensor FlexiForce A101.....	50
Figura 3.5 - Dimensiones del sensor FlexiForce A101 .....	50
Figura 3.6 - Motor DC Brushed 1024 SR.....	52
Figura 3.7 - Motor DCX Brushed 10L.....	52
Figura 3.8 - Motor DC Brushed 1016G .....	53
Figura 3.9 - Microcontrolador DRV 8838 .....	54
Figura 3.10 - Microcontrolador ATmega328P en empaque SMD .....	56
Figura 3.11 - Microcontrolador ATmega32U4 en empaque SMD .....	57
Figura 3.12 - Batería Lipo 3600mAh marca Pulse.....	59
Figura 3.13 - Regulador Turnigy a) de 5V y b) de 6v.....	59

Figura 3.14- Diagrama de simulación en Matlab .....	60
Figura 3.15 - Grafica de la Respuesta del Sistema.....	61
Figura 3.16 - Vista del espacio físico obtenido del software Inventor 2017 .....	62
Figura 3.17- Subsistema Esclavo Pulgar.....	63
Figura 3.18 - Subsistema Esclavo Índice y Medio .....	64
Figura 3.19 - Subsistema Esclavo Anular y Meñique .....	65
Figura 3.20- Subsistema Maestro.....	66
Figura 3.21- Tarjeta de controladores. ....	66
Figura 3.22 - Plano electrónico de tarjeta de excitadores de motores.....	67
Figura 3.23- Tarjeta de excitadores de motores.....	68
Figura 3.24 - Circuito del acondicionador .....	68
Figura 3.25 - Tarjeta del sensor (dimensiones en mm). ....	69
Figura 3.26- Circuito del excitador del motor.....	69
Figura 4.1 - Tarjeta del sensor con 0.8mm de espesor.....	71
Figura 4.2 - Modulo de prueba del sensor de posición.....	72
Figura 4.3 - Valores ADC del sensor MLX 90316 vs ángulo de giro .....	72
Figura 4.4 - Entorno de prueba del sensor de fuerza .....	73
Figura 4.5 - Valores ADC del sensor FSR vs fuerza ejercida .....	73
Figura 4.6 - Tarjeta electrónica del driver DRV 8838 .....	74
Figura 4.7 - Tarjeta de controladores .....	75
Figura 4.8 - Tarjeta de excitadores de motores.....	75
Figura 4.9 - Diagrama de flujo para el controlador principal .....	78
Figura 4.10 - Diagrama de flujo para los controladores locales .....	79
Figura 4.11 - Ubicación de sensores (Índice, Medio, Anular y Meñique).....	80
Figura 4.12 - Ubicación de sensores en el Pulgar. ....	80
Figura 4.13 - Ubicación de sensores de fuerza en dedos.....	81
Figura 4.14 - Pruebas de Testeo de tarjetas electrónicas.....	82
Figura 4.15 - Ubicación de tarjetas electrónicas en prótesis de mano.....	83
Figura 4.16 - Extensión y flexión del dedo anular. ....	83
Figura 4.17 - Modo de reposo y gesto en pinza.....	84
Figura 4.18 - Agarre Cilíndrico de objetos.....	85
Figura 4.19 - Agarre en C.....	85
Figura 4.20 - Agarre en lateral (izquierda) y trípode (derecha). ....	85
Figura 4.21 - Prueba de agarre de fuerza de 1N a 2N.....	86
Figura 4.22 - Prueba de agarre de fuerza de 2N a 3N.....	87
Figura 4.23 - Grafico de valor de Fuerza (eje y) vs t=10ms (eje x). ....	87

## ÍNDICE DE TABLAS

<i>Tabla 1.1. - Algoritmos de control utilizados en prótesis.</i>	13
<i>Tabla 2.1. – Pesos Relativos.</i>	41
<i>Tabla 2.2. – Evaluación Técnica.</i>	42
<i>Tabla 2.3. – Evaluación Económica.</i>	42
<i>Tabla 3.1 - Especificaciones Técnicas del sensor MLX90316.</i>	49
<i>Tabla 3.2 - Especificaciones técnicas del sensor Flexiforce A101.</i>	50
<i>Tabla 3.3 - Especificaciones técnicas de los motores Maxon y Faulhaber.</i>	52
<i>Tabla 3.4 - Tabla comparativa de excitadores</i>	54
<i>Tabla 3.5 - Especificaciones técnicas del modelo DRV 8838.</i>	54
<i>Tabla 3.6 - Entradas y salidas para el control de posición del meñique al índice</i>	55
<i>Tabla 3.7 - Cuadro de entradas y salidas para el control de posición del pulgar.</i>	55
<i>Tabla 3.8 -Cuadro comparativo entre tres controladores comerciales.</i>	56
<i>Tabla 3.9 – Tabla de señales de entrada y salidas.</i>	57
<i>Tabla 3.10 – Cuadro comparativo de controladores.</i>	57
<i>Tabla 3.11 – Consumo de voltajes y corrientes.</i>	58
<i>Tabla 3.12 – Cuadro comparativo de baterías comerciales.</i>	58
<i>Tabla 3.13 – Parámetros del controlador</i>	61
<i>Tabla 3.14 – Datos de la respuesta del sistema</i>	61
<i>Tabla 3.15 – Valores comerciales para limitación de corriente</i>	70
<i>Tabla 4.1 - Tabla de control, obtenida de hoja técnica DRV8833</i>	74
<i>Tabla 4.2 – Lista de componentes electrónicos.</i>	76
<i>Tabla 4.3 – Tiempo de respuesta por dedo</i>	84
<i>Tabla 5.1 – Costo por compras de importación</i>	90
<i>Tabla 5.2 – Costo por compras locales.</i>	91
<i>Tabla 5.3– Costo de diseño, ensamble y puesta a punto</i>	91
<i>Tabla 5.4– Costo de fabricación</i>	91
<i>Tabla 5.5– Presupuesto Total.</i>	92

## INTRODUCCIÓN

En nuestro país, actualmente existe una necesidad de oferta y demanda de tecnologías de prótesis de miembro superior. En el mercado peruano, las prótesis mecánicas comúnmente son utilizadas por pacientes en los centros de rehabilitación, estos sistemas suelen basarse en un gancho y un juego de arneses, poseen limitada funcionalidad y poca estética. En el mercado internacional, se ofertan sistemas con prótesis mioeléctrica que son difícilmente accesibles por su elevado costo a la mayoría de pacientes peruanos. Por lo tanto, al no tener acceso a ningún dispositivo mecánico o mioeléctrico, esto genera limitaciones tanto en las actividades laborales como en las actividades cotidianas.

Sin embargo, se ha visto que el factor económico no es la única razón por la cual, un gran número de pacientes no usa estos dispositivos. Las prótesis mioeléctricas, presentan una alta tasa de rechazo (30% - 50%), sujeto a distintos factores como edad y estado del paciente; asimismo, factores como la baja controlabilidad, la ausencia de percepción del entorno, poca funcionalidad, incomodidad y poca estética, son algunas razones que justifican este rechazo [B.Massa, 2002].

Hoy en el mercado internacional, no existen prótesis que permitan reproducir fielmente los movimientos generados por la mano humana ya que posee una destreza difícilmente de igualar con las tecnologías existentes. El desarrollo de estrategias de control para actividades de agarres de objetos cumple un papel de vital importancia en las prótesis mioeléctricas de miembro superior ya que intentan proporcionar la destreza necesaria de la mano humana; es decir, permiten asegurar una sujeción e interacción confiables entre la prótesis y el objeto a sostener, buscando reducir el grado de daños o deslizamientos. [H. Geberemichael, 2010].

El presente trabajo de investigación viene a formar parte del proyecto interdisciplinario de diseño e implementación de una prótesis mioeléctrica de miembro superior transradial que viene siendo desarrollado en el grupo de investigación en robótica aplicada y biomecánica (GIRAB) de la Pontificia Universidad Católica del Perú.

El objetivo general de la tesis tiene como finalidad diseñar e implementar un sistema de control para una prótesis mioeléctrica de miembro superior con control de fuerza y posición de mano y dedos. En los objetivos específicos tenemos: elaborar el estado de arte, elaborar el diseño conceptual del sistema de control incluyendo el sistema de adquisición y acondicionamiento de señales, desarrollar el sistema de control y sistema de adquisición y acondicionamiento de señales para la prótesis que incluya un algoritmo autónomo para el control de fuerza y posición de mano/dedos, desarrollo de las tarjetas electrónicas, realizar pruebas de funcionamiento y evaluar mejoras en el diseño, planos de detalle y estimar costos de fabricación.

La presente tesis tiene como alcance el desarrollo de una prótesis mioeléctrica de miembro superior con control de fuerza y posición para mejorar la sujeción de objetos. Se realizará el diseño e implementación en una prótesis mioeléctrica de miembro superior transradial que se está desarrollando en el marco del proyecto del grupo de investigación de robótica aplicada y biomecánica, acompañado de pruebas de funcionamiento y comunicación con el sistema de procesamiento de las señales EMG y el sistema de realimentación háptica, además se presenta planos técnicos y la estimación de los costos

En los cálculos de diseño se abordará el análisis y la selección de componentes electrónicos como sensores, actuadores y controladores para el desarrollo del sistema de control. Finalmente, se menciona que el desarrollo del diseño mecánico, el sistema de procesamiento de señales EMG y el sistema de retroalimentación háptica no son contemplados en el presente documento ya que vienen siendo desarrolladas por otros integrantes del equipo de investigación.

Al término del presente trabajo, se tendrá como resultado el diseño de un sistema control aplicado a una prótesis mioeléctrica de miembro superior, validado mediante los resultados obtenidos de las pruebas con la implementación. Así mismo, se contarán con planos técnicos y de detalle para su fabricación e implementación. Y finalmente, se obtendrá la estimación de los costos requeridos para el desarrollo del sistema propuesto.

El presente documento servirá de base para la investigación y el desarrollo de sistemas de control en prótesis mioeléctricas o en sistemas mecatrónicos de aplicaciones similares.

El sistema desarrollado espera mejorar la respuesta en la rehabilitación de los pacientes, mejorar el rendimiento para realizar actividades cotidianas e influir positivamente en el grado de afecto con el entorno familiar.

A nivel estatal, permitirá incrementar los índices de empleabilidad de las personas con discapacidad en el Perú, mayor facilidad de inserción en la sociedad, realizar actividades laborales con mayor grado de dificultad e incrementar su productividad en sus centros de trabajo.

Permitirá generar mayor cantidad de fondos de investigación para el desarrollo de sistemas que permitan mejoras en la maniobrabilidad de sujeción de objetos.

En el futuro, se espera generar nuevas empresas y nuevos puestos de trabajos, para la fabricación y mantenimiento de productos nacionales, generar mayor competencia frente al ámbito internacional, reducir costos en insumos, generar nuevos productos y servicios en el mercado local y regional.

La presente tesis está basada en la metodología de diseño según la norma alemana VDI2206; las fases del proceso se encuentran divididas en cinco partes. En la primera parte, se presentará los antecedentes y el estado del arte de prótesis comerciales, sus estrategias de control y los dispositivos electrónicos utilizados comúnmente en sistemas de control. En la segunda parte, se desarrollará el diseño conceptual del sistema de control en base a los datos y requerimientos del sistema en estudio. Para la tercera parte, primero se realiza la evaluación y selección de los componentes electrónicos para posteriormente realizar la integración del sistema de control. En la cuarta parte, se realiza las pruebas y experimentos del sistema de control implementado, y se evalúan mejoras en el diseño. En el último capítulo, se procede con la elaboración de los planos técnicos y la estimación de los costos de diseño y fabricación.

## **CAPÍTULO 1**

### **ANTECEDENTES Y ESTADO DEL ARTE**

En el presente capítulo comienza realizándose una introducción en cuanto a los indicadores nacionales del porcentaje de personas con discapacidad, seguidamente se explican conceptos de la anatomía de la mano y los dedos. Asimismo, se mencionarán las tecnologías existentes para sistemas de prótesis comerciales y de investigación. Finalmente se presentan los modelos de estrategias de control y dispositivos de control comúnmente utilizados que servirán de base para el desarrollo del tema de la presente tesis.

#### **1.1 Actualidad del Perú**

Según resultados de la Encuesta Nacional Especializada sobre Discapacidad (ENEDIS) [INEI, 2012], se estima que en el país 1 millón 575 mil 402 personas padecen de alguna discapacidad y representan el 5,2% de la población nacional. Del total de esta población el 41.3% se encuentra en una edad entre los 15 y los 64 años, representando a una población económicamente activa. Según el tipo de limitación, el 59,2% de las personas tienen limitación “para moverse o caminar y/o para usar brazos o piernas”, extrapolando los datos de un estudio previo y más específico del [INR, 2015] los pacientes con amputaciones de miembro superior representan aproximadamente el 22% del universo de pacientes con amputaciones de brazo y/o pierna. Este grupo, si bien es reducido, sigue siendo un grupo importante, el cual requiere de un cierto grado de cuidado por parte de familiares y/o personal médico, lo cual representa un gasto para el estado ocasionado por la limitación laboral del afectado y su(s) cuidador(es).

## 1.2 Anatomía del sistema

En la siguiente parte, se realiza una breve descripción de la anatomía de la mano humana, también se detallan los tipos que movimiento que realizan la muñeca y los dedos de la mano.

### 1.2.1 Anatomía de la muñeca y mano

Los huesos de la mano se dividen en las falanges; proximal, media y distal, los huesos metacarpianos; I, II, III, IV, y V, los cuales sujetan la palma y las falanges, y los huesos del carpo; conformados de la hilera próxima e hilera distal. En la Figura 1.1. se observa la ubicación de los huesos de la muñeca y mano.

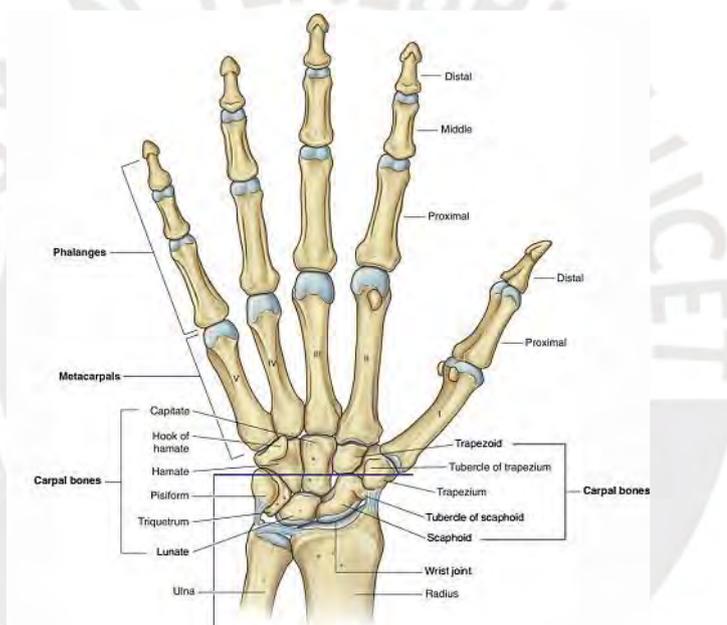


Figura 1.1. Vista anterior de los huesos de la muñeca y mano. [DRAKE, 2015]

a) La muñeca o carpo: Está situada entre el radio y el cúbito del antebrazo y los huesos de los dedos como se muestra en la Figura 1.1. y está formada por ocho pequeños huesos carpianos, con estructura irregular, que se disponen en dos hileras, una proximal y otra distal de cuatro huesos.

b) Huesos Metacarpianos: Están formados por un cuerpo y dos terminaciones bulbosas que por un lado sujetan la palma de la mano y por el otro las 14 falanges o huesos de los dedos como se muestra en la Figura 1.2. La base proximal de cada uno se articula con un hueso carpiano en la articulación carpo metacarpiana, mientras que la cabeza distal redondeada forma los nudillos integrando la articulación metacarpo falángica con la falange proximal del dedo correspondiente. El primer metacarpiano es el hueso del pulgar

extremadamente móvil. La acción de oposición del pulgar es importante ya que permite a los humanos utilizar herramientas de un modo efectivo. El segundo metacarpiano se articula con el dedo índice y es el más largo, y con menos movilidad de los cinco huesos. El tercer metacarpiano: es el más corto, y con más movilidad que el segundo. El cuarto metacarpiano se articula solamente con un hueso carpiano y por tanto no están firmemente fijados en su lugar. El quinto metacarpiano: es el hueso más pequeño y tiene mayor movilidad articulándose con los huesos del dedo meñique.

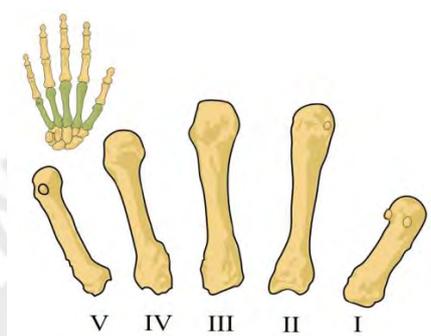


Figura 1.2. Huesos Metacarpianos. [DRAKE, 2015]

c) Las falanges: Los huesos de los dedos y se encuentran numeradas del el 1 al 5 comenzando desde el pulgar, solo el dedo pulgar tiene 2 falanges y los demás dedos tienen 3 falanges cada uno, que se articulan en dos articulaciones interfalángicas (una proximal y otra distal), como se muestra en la Figura 1.3.



Figura 1.3. Falanges. [DRAKE, 2015]

Las falanges proximales son los más cercanos a la muñeca y se articulan con los huesos metacarpianos en las articulaciones metacarpofalángicas. Las falanges medias son los huesos que se articulan con las falanges proximal y distal en las articulaciones interfalángicas. Las falanges distales son los huesos que se encuentran situados en las yemas de los dedos, tienen forma aplanada en el extremo, se sitúa la base de la uña.

### 1.2.2. Movimientos de la muñeca

La muñeca posee tres grados de libertad, gracias a esto es capaz de realizar los movimientos de flexión y extensión en el plano sagital, mientras que en el plano coronal tiene los movimientos de abducción (o desviación radial) y aducción (o desviación cubital) que se puede visualizar en la Figura 1.4. Se debe tener en cuenta que cada grado de libertad es un emparejado de dos movimientos (por ejemplo, flexión/extensión), esto involucra la posición neutral sobre el mismo eje. Así mismo, cabe recalcar que el movimiento de pronación y supinación, no ocurre completamente en los huesos del carpo de la muñeca, ya que en realidad ocurre en el antebrazo, cuando el radio cruza al cúbito al hacer un giro al pasar de supinación a pronación.

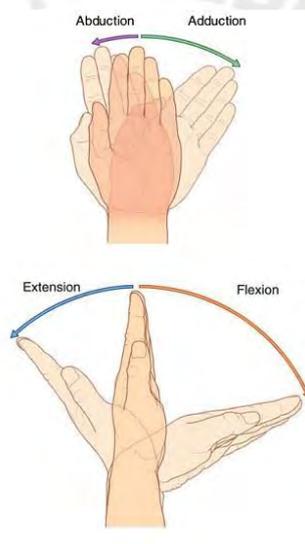


Figura 1.4. Movimientos de la muñeca [DRAKE, 2015]

Varios grupos de investigadores han estudiado el rango de movimiento de los diferentes grados de libertad de la muñeca humana en el desarrollo de las actividades del día a día. Estos estudios han generado una variedad de rangos que se encuentran en los límites de  $65^{\circ}/77^{\circ}$  para la pronación/supinación y  $50^{\circ}/70^{\circ}$  para la flexión/extensión. Así mismo se llegó a rangos de torque de 6-10 Nm para pronación/supinación y 8-14 Nm para flexión/extensión.

### 1.2.3 Movimientos de los dedos

Los dígitos de la mano se numeran del 1 al 5, desde el extremo lateral al medial como se muestra en la Figura 1.5.

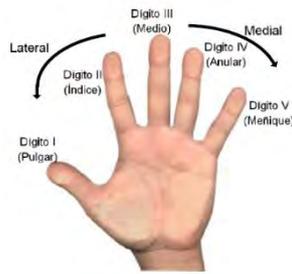


Figura 1.5. Los dígitos de la Mano [DRAKE, 2015]

El movimiento de extensión es el aumento en el ángulo de la articulación y el movimiento de flexión es la disminución en el ángulo de la articulación, se puede visualizar en la Figura 1.6.

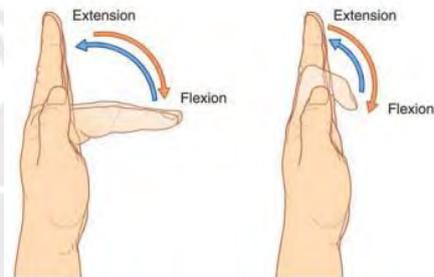


Figura 1.6. Movimiento de extensión y flexión [DRAKE, 2015]

La abducción, es el movimiento lateral fuera de la línea media del cuerpo. Los dedos se separan del dedo medio y la aducción es el movimiento lateral hacia la línea del cuerpo, se puede visualizar en la Figura 1.7.

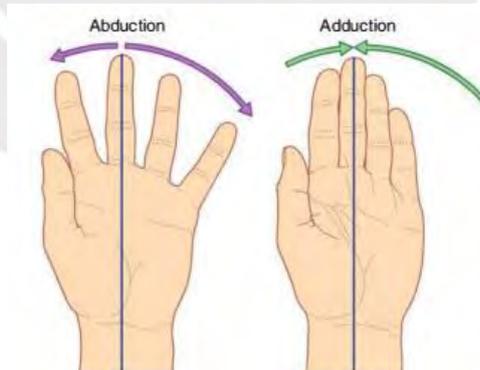


Figura 1.7. Movimiento de abducción y aducción. [DRAKE, 2015]

El pulgar es particularmente complejo con respecto a los demás dígitos y su estudio requiere particular atención. Su articulación carpo metacarpiana (CMC) con el trapecio (hueso del carpo, como se muestra en la figura 1.1.) le permite tener una movilidad superior, siendo capaz de realizar flexión-extensión (en el plano coronal), abducción-

aducción (en el plano sagital) y oposición-reposición (la oposición consiste en abducción, flexión y rotación medial del primer metacarpiano). La figura 1.8. muestra los movimientos mencionados.

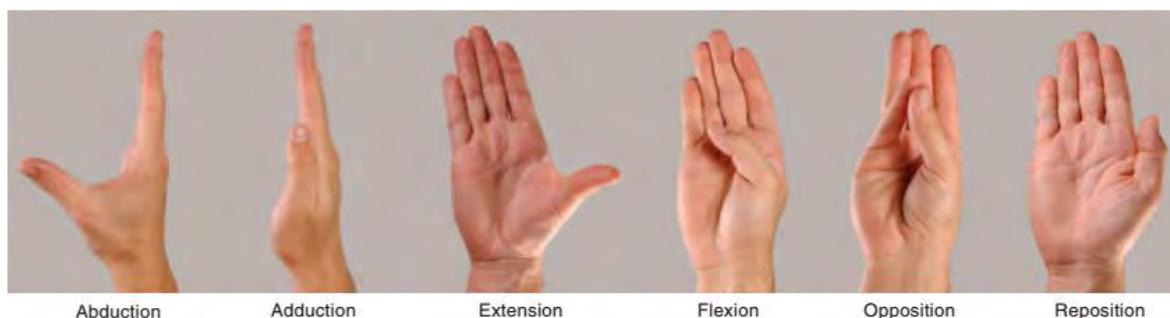


Figura 1.8. Movimiento del Pulgar. [MOORE, 2014]

### 1.3. Prótesis de Mano

Con el fin de mejorar las actividades cotidianas de los amputados, se han realizado una gran cantidad de investigaciones con el fin de desarrollar manos protésicas que se encuentren a la altura respecto a la estética, comodidad, funcionalidad y bajo consumo de energía, estos patrones han generado que su desarrollo sea aún más exigente [ZHAO, 2006a]. Los temas de investigación en este campo incluyen tanto el desarrollo del diseño mecánico y la selección de la estrategia de control.

En este capítulo, se realizará la revisión de los trabajos relevantes con prótesis mioeléctricas, que son un tipo de prótesis controladas por medio de señales de electromiografía (EMG). En la actualidad, las prótesis con control mioeléctrico presentan un alto grado de rehabilitación de los pacientes respecto a otras tecnologías, además de tener mejor aspecto estético, buen manejo en la fuerza y velocidad de agarre, y generar mayores movimientos y funcionalidades.

A continuación, se realiza una descripción de las prótesis mioeléctricas de mano más difundidas en el mercado global.

#### 1.3.1 Bebionic v2 (RSL Steeper)

El modelo Bebionic v2, que se muestra en la Figura 1.9, es una de las prótesis más avanzadas y ergonómicas del mercado, que cuenta con motores individuales,

procesadores y sensores de posición para cada dedo. En cuanto a su lógica de control, posee un modelo de control proporcional de velocidad para realizar tareas de precisión, función 'auto grip' que le permite ajustar automáticamente el apriete de la mano en caso de que el objeto sostenido por ella empiece a resbalarse, y la posibilidad de escoger entre 14 diferentes patrones de agarre de la mano.



Figura 1.9 Prótesis de mano Bebionic.<sup>1</sup>

### 1.3.2 i-Limb (Touch Bionics)

El iLimb, que se muestra en la Figura 1.10; es una de las prótesis más versátiles, cuenta con 36 patrones de agarre distintos, motores independientes para cada dígito incluyendo para la abducción del pulgar. Se caracteriza por poderse controlar y seleccionar el tipo de agarre o pose de la mano y permite controlar la velocidad de apertura/cierre de los dedos desde una aplicación móvil. Entre sus más recientes modelos, se caracteriza por poseer un control del patrón o pose de la mano en base a gestos predeterminados. Esta ha resultado ser uno de los modos de control más fiables y robustos a la fecha



Figura 1.10. Prótesis de mano iLimb.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Fuente: [http://bebionic.com/the\\_hand](http://bebionic.com/the_hand). (Accesado 20.10.2016)

<sup>2</sup> Fuente: <http://www.touchbionics.com/products/active-prostheses/i-limb%E2%84%A2-quantum>. (Accesado 20.10.2016)

### 1.3.3. Michelangelo (Otto Bock)

El sistema Michelangelo, que se muestra en la Figura 1.11; es una prótesis que posee pocos grados de libertad, los dedos se componen de un solo eslabón rígido, es decir, carece de articulaciones interfalángicas, lo cual limita su funcionalidad y destreza. Posee control de movimiento de los dedos pulgar, índice y medio (activos), mientras que el anular y meñique siguen los movimientos (pasivos). El pulgar realiza su movimiento por control mioeléctrico. Entre sus otras características, tiene un peso de 420g, velocidad de 324mm/s, apertura de la mano 120mm, fuerza de apriete en oposición de 70N, fuerza de apriete en agarre lateral de 60N, fuerza de apriete en posición neutral 15N. Posee la característica de añadir un sistema de muñeca con flexión, extensión y rotación o pronación pasiva o activa.



Figura 1.11. Prótesis de mano Michelangelo.<sup>3</sup>

### 1.3.4. Vincent Evolution 2 (Vincent System)

La empresa Vincent Systems ofrece soluciones para los casos de amputación transradial y amputación parcial. Además, ofrece un modelo más compacto de prótesis para niños y adolescentes, se puede visualizar en la Figura 1.12. El modelo más reciente es la Vincent Evolution 2, el control es realizado en base a dos sensores EMG superficiales que permiten escoger entre doce patrones de agarre distintos. Tiene un motor por dedo y dos motores para el pulgar, que permiten su movimiento lateral y oposición con el meñique. Posee un sistema de retroalimentación de fuerza ejercida

<sup>3</sup> Fuente:<http://www.ottobockus.com/prosthetics/upper-limb-prosthetics/solution-overview/>(Accesado 20.10.2016)



Figura 1.12. Prótesis de mano Vincent Evolution 2<sup>4</sup>.

### 1.3.5. IH2 Azzurra hand (Prensilia)

La IH2 Azzurra hand, que se muestra en la Figura 1.13; es una mano robótica con la característica que tiene todos sus componentes embebidos en la palma y los dedos. Posee cinco motores (dos para el pulgar, uno para el dedo índice, uno para el medio, uno para el anular y meñique acoplados), además de sensores de fuerza, el controlador y mecanismos que hacen a los dedos adaptativos y permiten la abducción-aducción del pulgar. Está diseñada para uso en investigación y evaluación clínica como prótesis, efector final en brazos robóticos humanoides, experimentos de neurociencia, etc.



Figura 1.13. Prótesis de mano IH2 Azzurra hand.<sup>5</sup>

<sup>4</sup> Fuente: <https://vincentsystems.de/en/prosthetics/vincent-evolution-2/> (Accesado 20.10.2016)

<sup>5</sup> Fuente: <http://www.prensilia.com/index.php?q=en/node/40> (Accesado 07.11.2016)

## 1.4. Estrategias de Control

Actualmente, las diferentes prótesis comerciales y de investigación hacen uso de distintos algoritmos de control, dependiendo del enfoque para el cual fue construida la prótesis. Por ejemplo, en la Tabla 1.1., se muestran algunos tipos de algoritmos de control utilizados hoy en día por manos protésicas de investigación.

Tabla 1.1. - Algoritmos de control utilizados en prótesis. [GEBEREMICHAEL, 2010]

Name	# of electrodes	EMG control Category	Controllability by user	Controller Type
Southampton Hand	2	Hierarchical/Shared	Hand opening + some level of Force	Force control + Position control
Manus Hand	2	Direct Control	Grip type	Active stiffness control
Cyber Hand	M1	Hierarchical/Autonomous	Grip type	Position control (PID) for preshaping + FSM force control for grasping
	M2	Hierarchical/Shared	Grip type + Force	
	M3	Hierarchical/user controlled	All hand movements + Force	
AR III	6	Direct Control	---	Force control in future
Design Choice	2	Hierarchical/Shared	Grip type + Force	Impedance control

Se observa que las manos protésicas no solamente hacen uso de un tipo de control, sino que puede llegar a utilizar dos tipos. Esto se debe a que, generalmente, se opta por utilizar un tipo de algoritmo de control para realizar actividades de no contacto, el cual no es muy complejo, y otro algoritmo para actividades de contacto con un objeto, el cual sí posee una gran complejidad.

Esta complejidad se debe que el algoritmo de control otorgue una correcta interacción entre la prótesis y el objeto, es necesario conocer con exactitud los parámetros físicos del objeto, tales como la rigidez, inercia, peso, dimensiones, etc. Hoy en día, no existen sensores que midan estas variables en tiempo real.

A continuación, se presentan diferentes tipos de algoritmo de control que son utilizadas en las tecnologías conocidas de prótesis mioeléctricas.

### 1.4.1. Control Posición/Velocidad

El control de posición es empleado mayormente en prótesis mioeléctricas cuyo enfoque principal es realizar actividades de no contacto como, por ejemplo, gestos

predeterminados, posiciones de dedos, etc. Es decir, un uso más estético que funcional. De igual manera, al ser la velocidad una magnitud que deriva de la variable posición, esta también posee la misma lógica de control.

Además, si es el caso que la prótesis realiza también actividades de contacto con un objeto, el tipo de control utilizado es necesariamente diferente que el de fuerza, ya que se convertiría en un control de posición y fuerza. Cabe mencionar que en las señales de control también se hace uso de la variable fuerza, pero a diferencia de él no actúa como entrada al sistema de control.

Del artículo [Geberemichael,2010], El control de posición tiene como input las posiciones deseadas ( $X_d$ ) de cada dedo, las cuales fueron obtenidas del procesamiento de las señales EMG presentes en los músculos del brazo del usuario. Posterior a ello, estas posiciones deseadas son restadas con las posiciones actuales del sistema, con lo cual se obtiene el error de posición ( $e_x$ ). El error es ingresado al sistema y se realiza un control PID, el cual es un mecanismo de control para la atenuación del error. El control de posición estará ubicado en un controlador embebido, el cual envía una señal al actuador ubicado en el dedo correspondiente. En cada dedo está presente un sensor de posición, el cual indicará la posición actual ( $X_a$ ) del mismo teniendo así el feedback del sistema.

En la siguiente figura 1.14., se muestra un esquema del control de posición aplicable a una prótesis mioeléctrica.

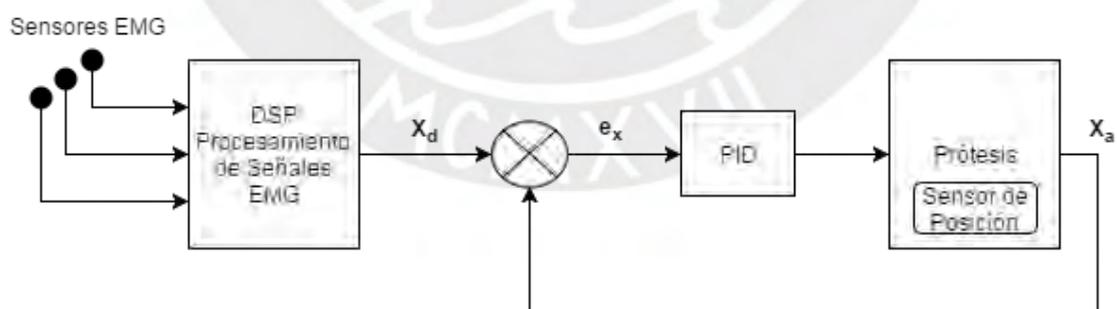


Figura 1.14 - Diagrama de bloques para control de posición. [GEBEREMICHAEL, 2010]

De artículo [Gamez, 2015], se desarrolló una mano protésica para niños de 10 años, la cual se observa en la figura 1.15. Presenta como característica principal su ligero peso, 150 gramos, con lo cual cumple con las especificaciones recomendadas [BELTER, 2013];

logrando, de esta manera, ser apta para el uso por parte de niños de 10 años. El diseño mecánico de la mano es antropomorfo y los dedos son subactuados, ya que combina las falanges media y distal. El tipo de control utilizado en la prótesis fue un control proporcional de posición.

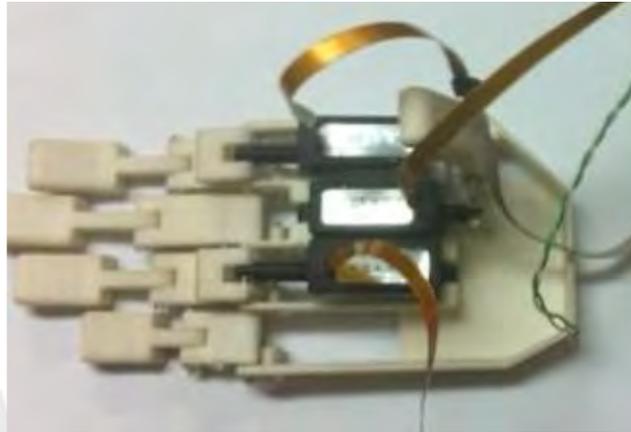


Figura 1.15 - Prótesis diseñada para niños de 10 años. [GAMEZ, 2015]

Se observa que, para proporcionar el movimiento a la mano protésica, se utilizaron tres actuadores lineales, los cuales otorgan a la prótesis de tres grados libertad con lo cual logra realizar hasta 4 tipos de agarre: agarre cilíndrico, agarre de precisión, prensión de gancho y mano extendida. Estos actuadores lineales son controlados por el mismo microcontrolador. Asimismo, se utilizaron tres potenciómetros como sensores de posición, los cuales proporcionaban al controlador de la posición actual de los actuadores lineales.

En la figura 1.16, se muestra el control de posición detallado. Se observa que la entrada al sistema de control es la posición deseada ( $\theta_d$ ) para cada dedo, dependiendo del tipo de agarre seleccionado. Posterior a ello, estas posiciones deseadas son restadas con las posiciones actuales del sistema, leídas por los potenciómetros, con lo cual se obtiene el error de posición ( $e_\theta$ ). El error de posición es ingresado al sistema y se realiza un control proporcional, dando como resultado una señal de control para los actuadores lineales.

Finalmente, los actuadores lineales moverán los dedos hasta la posición deseada.

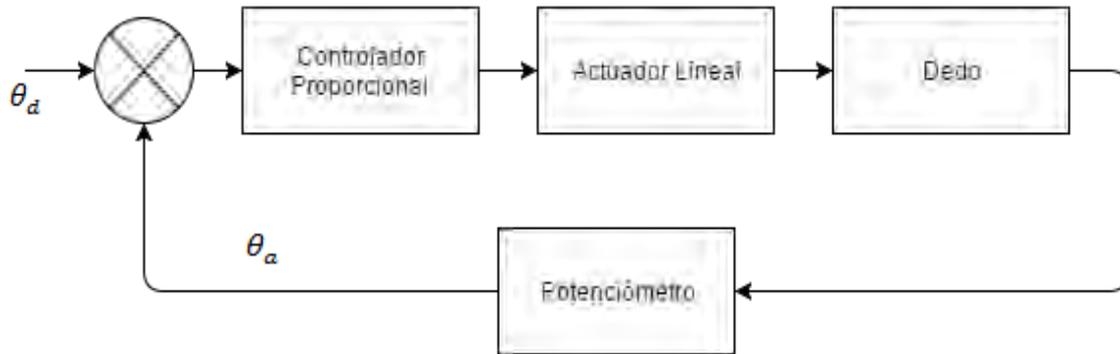


Figura 1.16 - Diagrama de control de posición de la Child's Hand. [ANDRECIOLI, 2013].

Los resultados obtenidos fueron satisfactorios, ya que se obtuvo una mano protésica ligera, funcional y de fácil ensamble y mantenimiento, que permite realizar gestos a niños de 10 años. Pero, es de importancia mencionar, que esta mano no está diseñada para realizar actividades de contacto, ya que el control de posición para este tipo de actividades posee un pobre desempeño [ANDRECIOLI, 2013].

Dentro de las prótesis mioeléctricas comerciales, encontramos estos sistemas en la prótesis Bebionic, que cuentan con control de posición/velocidad, y en la prótesis Motion Control Hand que posee control de posición/velocidad y aplica el concepto de deslizamiento. Una de las principales ventajas de este algoritmo, es que posee una rápida respuesta y permite realizar movimientos similares al de la mano; pero no posee la capacidad de controlar la fuerza en los objetos; por lo que es más utilizado para investigaciones.

#### 1.4.2. Control Híbrido Posición/Velocidad- Fuerza

En la gran mayoría de prótesis mioeléctricas, se emplea la combinación de control de fuerza y posición ya que realizarán actividades de contacto y no contacto con el entorno.

Este método adopta una estrategia de conmutación entre el control de fuerza y posición, esto debido a que cuando se requiera una tarea de contacto con el entorno, se comienza a conmutar entre ambos sistemas de control, uno después del otro.

El control de Fuerza-Posición tiene como input las fuerzas deseadas ( $F_d$ ) y las posiciones deseadas ( $X_d$ ) de cada dedo, las cuales fueron obtenidas del procesamiento de las señales EMG presentes en los músculos del brazo del usuario. Luego de ello, se procede de igual manera con cada sistema de control, como se explicó en los apartados anteriores. En

ambos casos, se tiene un sensor de posición y sensor de fuerza en cada dedo, los cuales actúan como feedback del sistema.

En la figura 1.17, se muestra un esquema del control de Fuerza-Posición, el cual es aplicado en prótesis mioeléctrica.

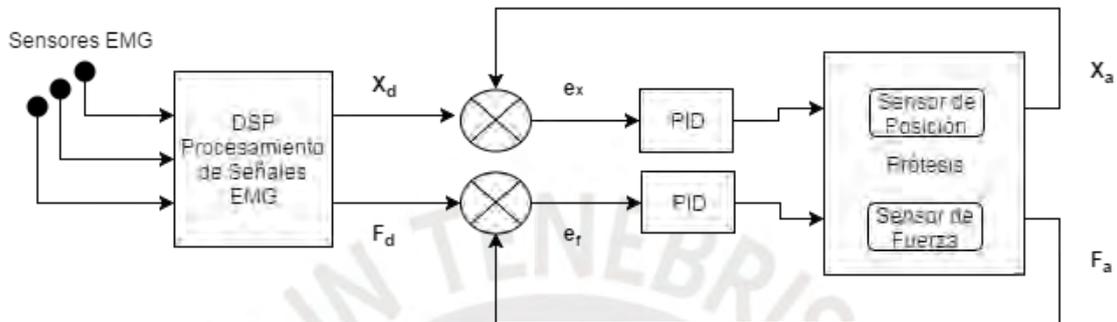


Figura 1.17- Diagrama de bloques del control Posición - Fuerza [ENGERBERG, 2008]

En la prótesis Motion Control Hand se utilizó como prótesis mecánica base para realizar pruebas con dos tipos de algoritmos principalmente: el control híbrido posición/velocidad – fuerza y el control híbrido posición/velocidad – fuerza con control de modo deslizante.

El diagrama de bloques del control híbrido posición/velocidad – fuerza se muestra en la figura 1.18

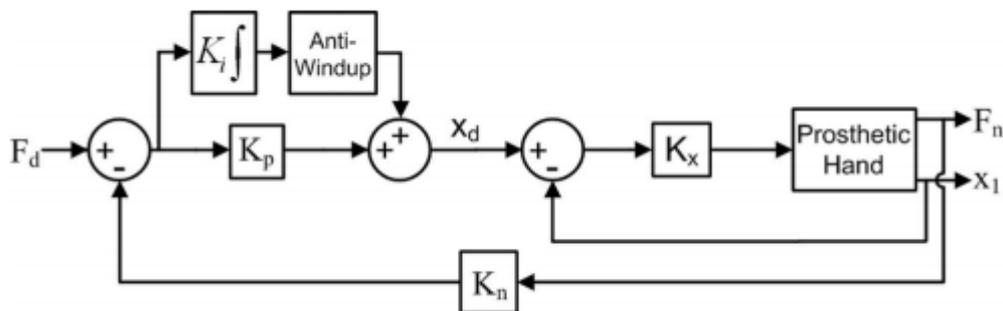


Figura 1.18 - Diagrama de control híbrido Posición/Velocidad -Fuerza. [ENGERBERG, 2008]

En donde,  $F_d$  es la fuerza deseada,  $X_d$  es la posición deseada,  $K_p$  y  $K_i$  son las ganancias proporcional e integrativa respectivamente del controlador PI del lazo de fuerza,  $K_x$  es la ganancia proporcional del lazo de posición,  $F_n$  es la fuerza actual leída por los sensores,  $X_1$  es la posición actual leída por los sensores y  $K_n$  es la ganancia de las lecturas de los sensores.

Tal como se observa en la figura 1.19, el controlador posición/velocidad – fuerza cuenta con dos lazos de retroalimentación: un lazo de control exterior de fuerza y un lazo de control interior de posición/velocidad, los cuales facilitan el control de la rigidez modulando la fuerza ejercida a un objeto mediante un cambio en la posición de la mano. El lazo de control de fuerza exterior hace uso de un controlador proporcional e integrativo, PI, para minimizar el error de la fuerza.

Este tipo de control permite al usuario un mejor control de la fuerza aplicada por la prótesis a un objeto. Pero, por el otro lado, la mano protésica siempre se va a encontrar en movimiento a menos que el error de la fuerza sea igual a cero, la velocidad deseada sea igual a cero o la mano está siendo impulsada con una de sus dos posiciones extremas.

El diagrama de bloques del control híbrido posición/velocidad – fuerza con modo deslizamiento se muestra a continuación, en la figura 1.19.

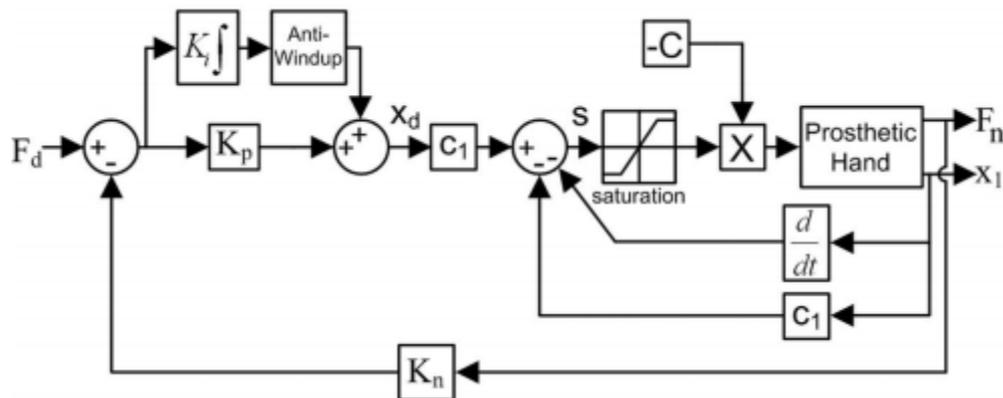


Figura 1.19. - Diagrama de bloques del control híbrido posición/velocidad - fuerza con modo deslizamiento. [ENGERBERG, 2008]

Donde,  $F_d$  es la fuerza deseada,  $X_d$  es la posición deseada,  $K_p$  y  $K_i$  son las ganancias proporcional e integrativa respectivamente del controlador PI del lazo de fuerza,  $K_x$  es la ganancia proporcional del lazo de posición,  $F_n$  es la fuerza actual leída por los sensores,  $X_l$  es la posición actual leída por los sensores,  $K_n$  es la ganancia de las lecturas de los sensores,  $c_1$  es una constante que se elige dependiendo de la velocidad de convergencia que se requiera,  $C$  es una constante que se basa en una estimación del límite superior de torques que actúan sobre la mano y  $s$  es una función de los valores actuales y deseados de la fuerza, posición y velocidad del sistema. Este tipo de control tiene como ventaja la robustez a fuerzas de perturbación externas desconocidas y errores en los parámetros del

modelamiento del sistema. A continuación, en la figura 1.20, se muestran algunas de las pruebas realizadas a los dos tipos de controladores.

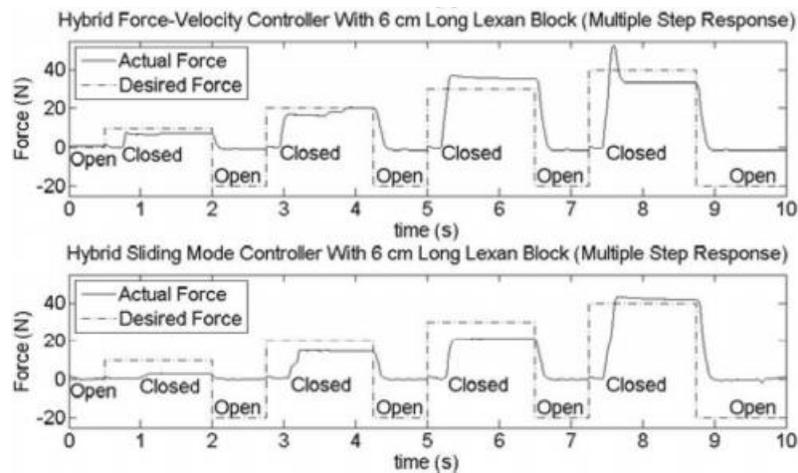


Figura 1.20 - Respuestas en el tiempo ante entradas escalón creciente. [ENGERBERG, 2008]

En la figura 1.21, se visualiza que el controlador híbrido posición/velocidad – fuerza es capaz de cerrar la mano con rapidez, pero sufre de sobre impulsos considerables en las dos entradas de mayor amplitud. En cambio, el controlador con modo de control de deslizamiento demora un poco más de tiempo en cerrar la mano, pero es más preciso y sufre de un sobre impulso mínimo en todas las amplitudes.

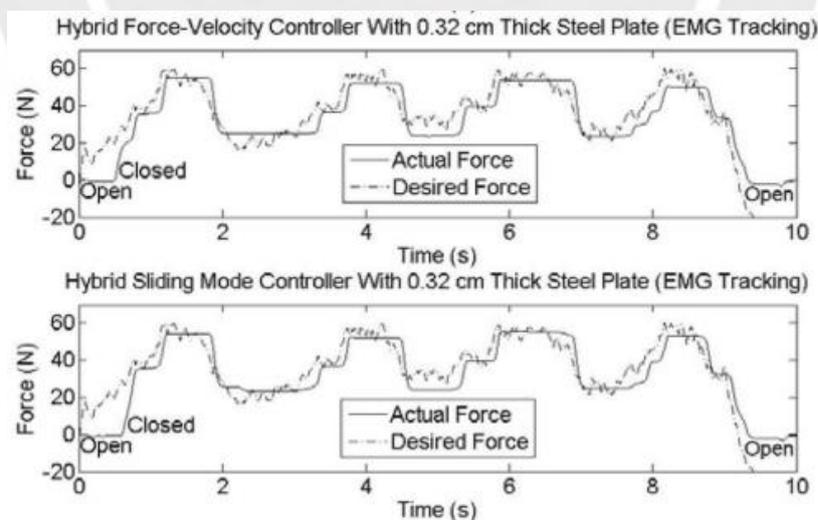


Figura 1.21 - Respuestas en el tiempo con entradas de señales EMG. [ENGERBERG, 2008]

De la anterior parte, se muestra los resultados de las pruebas realizadas al momento de agarrar un plato de acero de 0.32 cm de espesor. Se tuvo como entradas a los algoritmos de control, las señales EMG leídas por los sensores.

De las pruebas realizadas, se concluye que ninguno de los controladores híbridos sufrió sobre impulsos, pero el controlador híbrido posición/velocidad y fuerza demostró poseer menor error de fuerzas en comparación al de posición/velocidad y deslizamiento. En comparación al control de posición/velocidad, este modelo de control tiene un tiempo de respuesta más lento, pero tiene un mejor control de las fuerzas ejercidas en el agarre de los objetos.

### **1.4.3. Control de Impedancia**

El método del control de impedancia fue presentado por primera vez por N. Hogan [HOGAN, 1985]. Este método proporciona una manera intuitiva de controlar, de manera simultánea, la posición y la fuerza durante la interacción de la mano protésica con un objeto.

Según lo propuesto por N. Hogan, con el fin de obtener una mayor capacidad de adaptación del control de fuerza, el control de impedancia es usado en robots manipuladores debido a que controla el comportamiento dinámico del agarre y se encarga de una buena transición entre actividades de contacto o no contacto sin problemas. Según lo propuesto por Zhao [ZHAO, 2006], el sistema de la mano protésica HIT/DLR, cuenta con dos controladores en su arquitectura: El primero de ellos, un supervisor, el cual está a cargo de la adquisición y reconocimiento de patrones provenientes de las señales de los sensores EMG presentes en el músculo del usuario. El segundo de ellos, está dedicado al control de actuadores, al procesamiento de los sensores de posición, sensores de fuerza y sensores de torque.

En la figura 1.22, se muestra la arquitectura de la HIT/DLR con los dos controladores mencionados anteriormente.

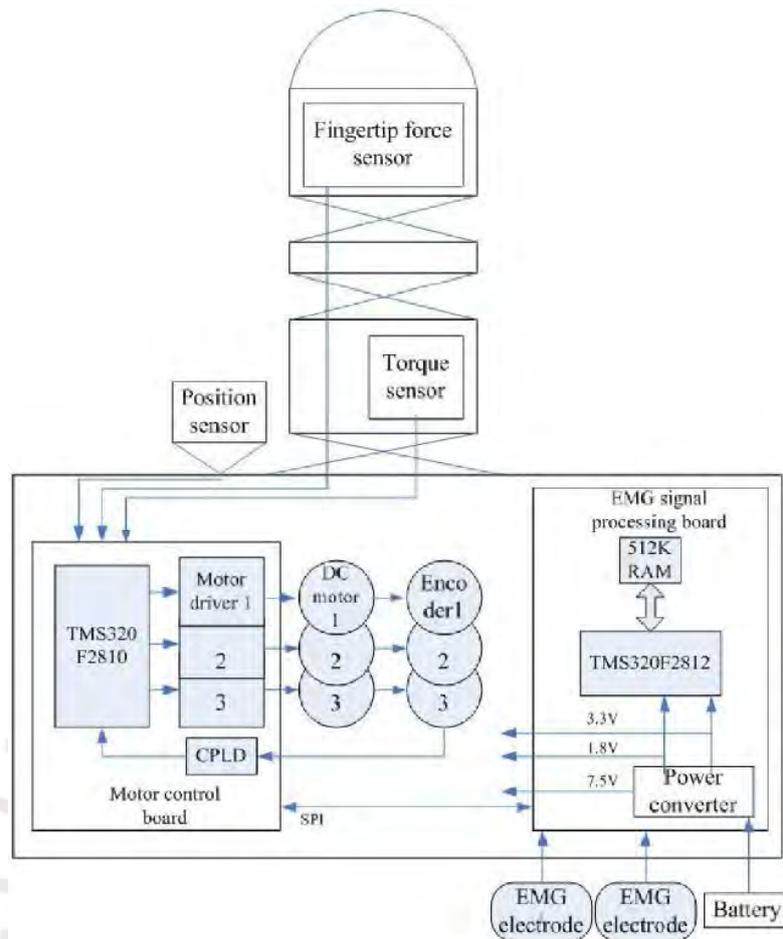


Figura 1.22 - Arquitectura de la electrónica presente en el HIT/DLR. [ZHAO, 2006b]

El reconocimiento de patrones provenientes de las señales de los sensores EMG se basa en reconocimientos de movimientos predeterminados, pre-shape en inglés, los cuales se encuentran en una base de datos. Cada movimiento predeterminado es asociado a un umbral de señal de los sensores EMG, con lo cual se puede distinguir entre los movimientos almacenados. Para el presente caso, se cuenta con 4 movimientos predeterminados: agarre cilíndrico, agarre esférico, agarre y agarre tipo pinza.

El control de actuadores y del procesamiento de la información de los sensores presentes en la prótesis, está dado por la combinación del control de posición, utilizado durante el movimiento sin contacto de la prótesis, y el de impedancia, utilizado cuando la prótesis entra en contacto con un objeto.

El control de posición para la base de cada articulación de dedos, está basado en un controlador PID. A continuación, en la figura 1.23, se muestra el esquema del control de

posición, en donde  $\theta_d$  es el ángulo deseado en la base de la articulación. Asimismo, se muestra la función de transferencia del actuador utilizado.

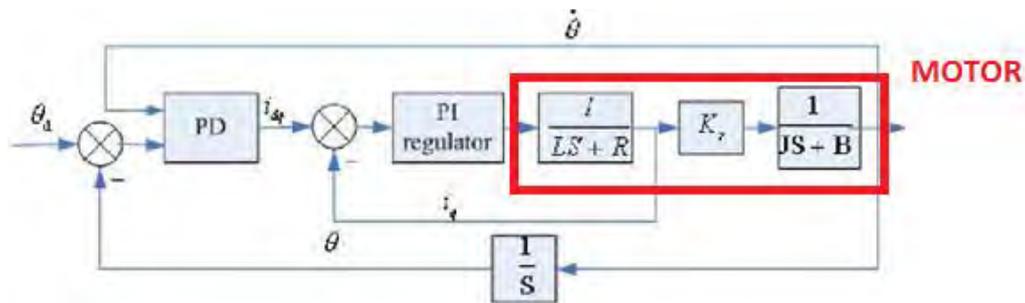


Figura 1.23 - Diagrama de bloques del control de posición de la prótesis HIT/DLR. [ZHAO, 2006b]

Con el fin de obtener una mejor adaptabilidad de la fuerza a ejercer en los diferentes pre-shapes, se propuso como método apropiado un control de impedancia [ZHAO, 2006].

En la Figura 1.24, se presenta el esquema del control de impedancia, en donde  $X_r$  es la referencia de posición deseada (set point),  $X$  representa la posición de la articulación del dedo y  $X_e$  es la posición del entorno.  $K_d$ ,  $B_d$  y  $M_d$  son los parámetros deseados de impedancia del dedo,  $K_e$  es la rigidez (set point) y  $T_{con}$  es el torque de contacto, el cual es medido por un sensor de torque ubicado en la base de la articulación del dedo.

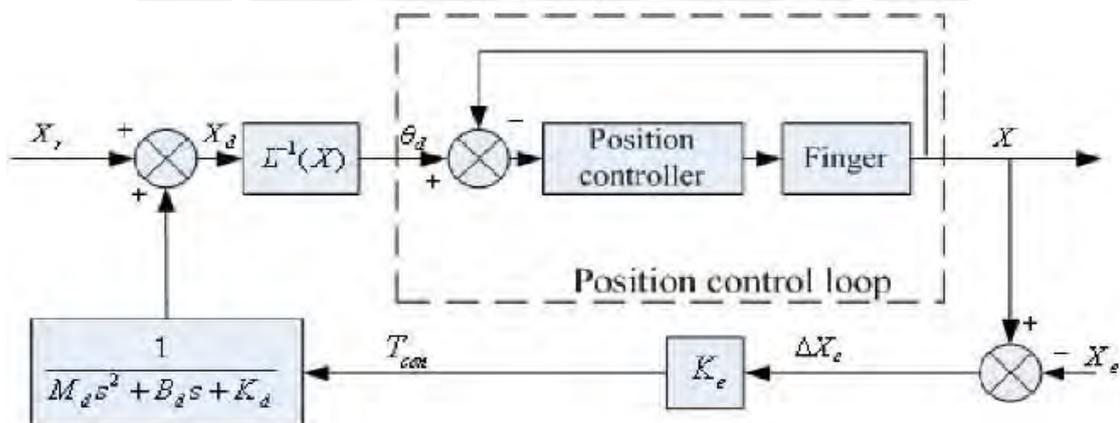


Figura 1.24 - Diagrama de control de impedancia de la mano protésica HIT/DLR. [ZHAO, 2006b]

En la Figura 1.25., se muestra la respuesta del torque de contacto para cuatro diferentes posiciones deseadas. Las posiciones son  $80^\circ - 90^\circ - 100^\circ - 110^\circ$ , como se muestra en la gráfica de posición ( $^\circ$ ) vs tiempo (s), y los torques de contacto son  $0.2 \text{ Nm} - 0.5 \text{ Nm} - 0.8 \text{ Nm} - 1.1 \text{ Nm}$ , como se muestran en la gráfica de torque (Nm) vs tiempo (s).

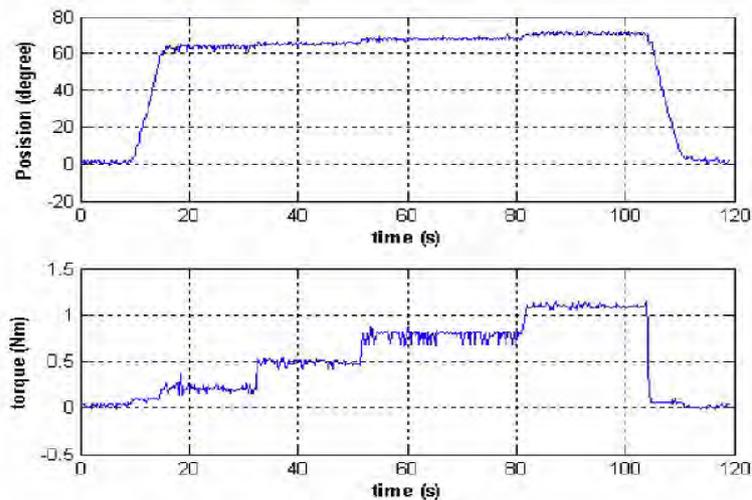


Figura 1.25 - Resultados de la base de las articulaciones del dedo. [ZHAO, 2006b]

Al igual que en la prótesis de investigación HIT/DLR, según [GEBEREMICHAEL, 2010], en la mano protésica Manus-Hand, también, se hizo uso del control de impedancia. Los cuales mostraron resultados favorables en cuanto a una buena transición entre actividades de contacto y no contacto.

Se concluye que este último modelo de control posee mayores ventajas para actividades de contacto con relación a los controles híbridos de posición-fuerza y posición-fuerza-deslizamiento antes mencionados; se presenta mejoras en el tiempo de respuesta del sistema y mejor control en las fuerzas ejercidas para el agarre de objetos.

## 1.5. Dispositivos para Control de Prótesis.

En la última parte, se realiza una breve descripción de los dispositivos comúnmente utilizados para el control de prótesis.

### 1.5.1. Motores

En las prótesis de miembro superior, los motores son los responsables de proveer de movimiento a los dedos. Debido al pequeño espacio disponible para el montaje de motores dentro de la mano protésica y, a su vez, el alto torque que deben de poseer debido a los objetos pesados que deberá de sujetar, los motores tienen que ser de alta gama, mínimo tamaño y máximo torque.

De los tipos de motores existentes utilizados en prótesis, los motores de corriente continua o DC, con escobillas (Brushed en inglés) y sin escobillas (brushless en inglés) permiten satisfacer los requerimientos antes mencionados.<sup>6</sup>

### 1.5.1.2. Motores Brushed

Los motores brushed son motores de corriente continua, DC, que poseen como núcleo un conjunto de bobinas de alambre llamado armadura, la cual actúa como un electroimán de dos polos. En los motores brushed, el conmutador, el cual se encarga de cambiar el sentido de giro, es un anillo partido que se encuentra en contacto mecánico con las escobillas, las cuales son conectadas a los terminales de la fuente de energía. De esta manera, para cambiar el sentido de giro del motor, se tiene que invertir la polarización de las escobillas; por lo tanto, la conmutación, es puramente mecánica.<sup>6</sup>

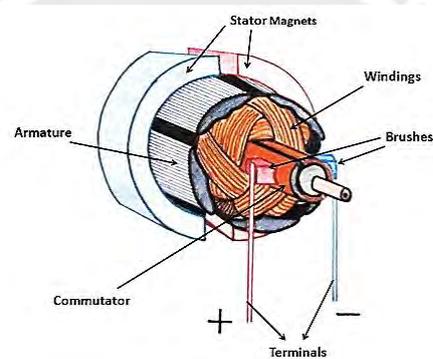


Figura 1.26 - Vista cortante de un motor brushed.<sup>7</sup>

Entre las ventajas de los motores brushed se tiene un bajo precio de fabricación con respecto a los motores brushless; fácil de controlar ya que la literatura es abundante; y operación en condiciones difíciles debido a la poca electrónica que posee. Por el otro lado, las desventajas de estos motores son la brindar un mantenimiento periódico; relación velocidad/torque de poca pendiente, a altas velocidades la fricción en los cepillos aumenta, causando una reducción del torque útil; pobre disipación del calor debido a su configuración mecánica; alta inercia del rotor, lo que limita sus características; rango pequeño de velocidades, debido a sus limitaciones mecánicas; y el arco eléctrico que ocasiona interferencia electromagnética, generado en la fricción en los cepillos.<sup>8</sup>

<sup>6</sup> Fuente: <http://www.dynetic.com/brushless%20vs%20brushed.htm>. (Accesado 30.11.2016)

<sup>7</sup> Fuente: <http://www.cvel.clemson.edu/auto/actuators/motors-dc-brushed.html>. (Accesado 30.11.2016)

<sup>8</sup> Fuente: <https://quantumdevices.wordpress.com/2010/08/27/brushless-motors-vs-brush-motors-whats-the-difference/> (Accesado 30.11.2016)

### 1.5.1.2. Motores Brushless

Los motores brushless de corriente continua, también conocidos como BLDC, son motores que tiene 3 cables como entradas; es decir, son trifásicos. Estos motores tienen imanes permanentes montados alrededor del perímetro del rotor. Debido a que el rotor es el único portador de los imanes, el motor no necesita de un conmutador y tampoco de escobillas, se logra obtener una mayor eficiencia<sup>6</sup>.

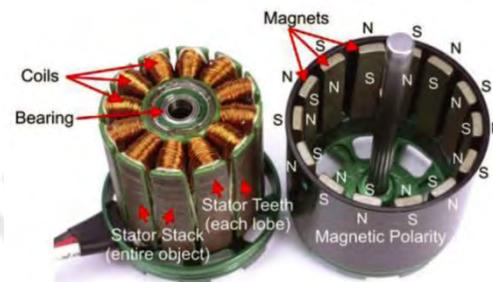


Figura 1.27 - Vista interior de un Brushless Motor DC, BLDC<sup>9</sup>.

Por otro lado, ya que no posee conmutación mecánica, la conmutación se realiza electrónicamente mediante un controlador electrónico de velocidad (ESC, por sus siglas en inglés), el cual controla la velocidad del motor y le provee de una fuente trifásica a partir de una fuente DC.

Este tipo de motores poseen numerosas ventajas con respecto a los motores brushed, tales como conmutación no mecánica, se realiza a través de un ESC; menor mantenimiento, no posee escobillas; alta eficiencia, no hay caída de tensión en las escobillas; relación potencia de salida/volumen alto; gran rango de velocidades, no posee limitaciones mecánicas; y genera poco ruido eléctrico.

Por otro lado, sus desventajas son el alto costo de fabricación del motor, la complejidad y el costo para el control, y la necesidad de un ESC incrementando el costo y volumen total<sup>10</sup>.

<sup>9</sup> Fuente: [http://www.nmbtc.com/brushless-dc-motors/engineering/brushless\\_dc\\_motors\\_eng](http://www.nmbtc.com/brushless-dc-motors/engineering/brushless_dc_motors_eng) (Accesado 30.11.2016)

<sup>10</sup> Fuente: <http://www.quadruino.com/guia-2/materiales-necesarios-1/esc> (Accesado 30.11.2016)

## **1.5.2. Sensores**

Los sensores son dispositivos electrónicos, cuya función principal es cuantificar la magnitud de un parámetro físico o químico para después transformarla en una señal eléctrica. Con ello se logra que los sensores sean introducidos al sistema mecatrónico. Para el caso de prótesis mioeléctricas de miembro superior, los sensores se clasifican según el tipo de información que otorgan como salida en sensores propioceptivos y sensores exteroceptivos.

### **1.5.2.1. Sensores Propioceptivos**

Los sensores propioceptivos son los responsables de sensar los movimientos propios de la prótesis. De esta manera, se controla y, a su vez, se auto monitorea los estados internos de la prótesis. Las prótesis mioeléctricas poseen como mínimo un sensor de posición, el cual se encarga de sensar la posición en la cual se encuentran los dedos de la mano. En las prótesis de miembro superior, la medición de la posición de los dedos es de suma importancia debido a que el algoritmo de control de la mano se basa, en una primera instancia, en la posición de los dedos. La literatura existente acerca de los sensores de posición para manos protésicas es diversa, entre las cuales destacan los encoder, los potenciómetros y los sensores de efecto hall.

#### **a) Encoder**

Los encoder son los sensores de posición, escogidos por defecto, debido a su fácil implementación tanto mecánica como electrónica. Los encoder se acoplan al motor mediante el eje sobresaliente de la parte posterior. La posición angular del motor es obtenida a través de la lectura, con un microcontrolador, de la salida digital del encoder. Como el motor es el encargado del movimiento de los dedos; por ende, es posible hallar la posición de los dedos mediante la lectura del encoder.

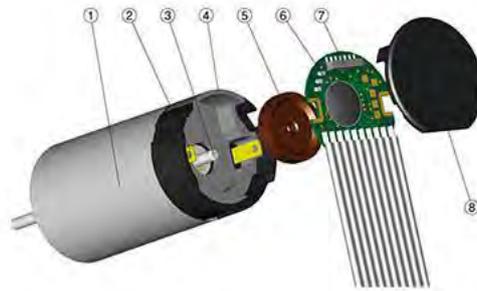


Figura 1.28 - Vista detallada de un encoder óptico. <sup>11</sup>

Los encoders pueden ser incrementales o absolutos. Los incrementales determinan la posición angular a partir de una posición inicial cualquiera; en cambio, los absolutos poseen una posición inicial permanente. La desventaja del encoder incremental es la indeterminación de la posición inicial, con lo cual no se podría realizar un buen control. La desventaja del absoluto es su gran dimensión, imposibilitando una posible implementación en la mano.

#### b) Potenciómetro

Los potenciómetros son componentes electrónicos que varían el valor de su resistencia de acuerdo al giro de un pin. Según [MATSUOKA, 1997], para utilizarlo como sensor de posición en una mano robótica, que el potenciómetro se acople al eje del motor, el cual es el actuador para el movimiento de los dedos. De esta manera, cuando el motor gira el potenciómetro también lo hace, variando su resistencia eléctrica proporcionalmente con el ángulo. Esta variación de la resistencia se utiliza como señal analógica para hallar la posición en la cual se encuentra el dedo.

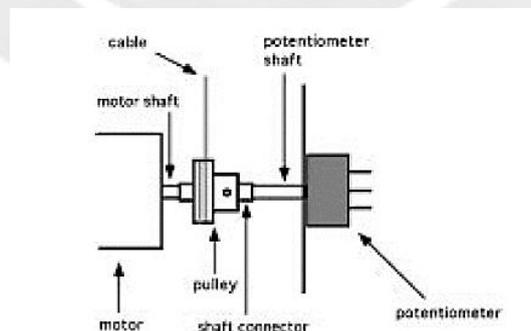


Figura 1.29 - Acoplamiento de un potenciómetro al eje del motor [MATSUOKA, 1997]

<sup>11</sup> Fuente: <http://www.citizen-micro.com/tec/encoder.html> (Accesado 20.03.2017)

Posee como ventaja que es de gran precisión debido a su proporcionalidad, pero no es muy viable para prótesis ya que es relativamente grande, ocurre desgaste mecánico y representa un torque de carga para el motor.

### c) Sensor de efecto Hall

Los sensores de efecto Hall se basan en el principio de que, si un campo magnético fluye en dirección perpendicular a la corriente del sensor, el sensor crea un voltaje de salida proporcional a la multiplicación de la magnitud del campo magnético y de la corriente. Posee como ventajas que no tiene contacto con el mecanismo, por lo cual no afecta al movimiento del dedo, e inmunidad al ruido con respecto de otros sensores.

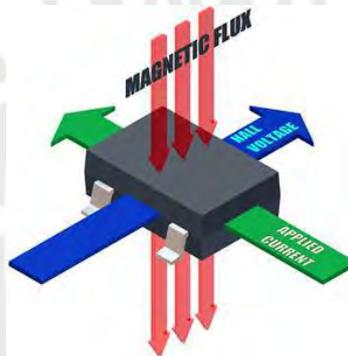


Figura 1.30 - Principio Hall aplicado a un integrado<sup>12</sup>.

### 1.5.2.2. Sensores Propioceptivos

También conocidos como sensores táctiles, debido a que se presentan cuando la prótesis realiza contacto con un objeto. Los sensores exteroceptivos son los encargados de medir las características físicas de un objeto tales como temperatura, vibración, rugosidad, textura, tamaño, etc. Asimismo, son los responsables de medir la interacción entre el objeto y la mano; es decir, la fuerza y/o presión con la cual la prótesis sujeta el objeto. Existe una diversa gama de sensores táctiles, dentro de las cuales las más usadas son los sensores piezo-resistivos, los sensores piezoeléctricos, los sensores capacitivos, los sensores opto eléctricos, los Strain gauges y los multi-sensores. [TIWANA, 2012]

#### a) Sensor Piezo-resistivo

Los sensores piezo-resistivos son fabricados con un tipo de material semiconductor, el cual tiene como característica principal variar su resistencia eléctrica ante la variación de la presión de una fuerza externa sobre su área superficial. Para medir la presión, se fija un

<sup>12</sup> Fuente: <http://www.explainthatstuff.com/hall-effect-sensors.html>. (Accesado 20.03.2017)

extremo a un voltaje determinado o corriente determinada. Cuando la resistencia eléctrica del sensor varíe, el otro extremo aumentará o disminuirá su corriente o su voltaje. Como tanto el voltaje y la corriente son parámetros fáciles de medir, la electrónica de estos sensores es sencilla. Asimismo, son fáciles de fabricar e implementar, no tienen mucho ruido y pueden trabajar en condiciones difíciles. Como desventajas, estos sensores sufren de histéresis y tienen una baja frecuencia de respuesta.



Figura 1.31 - Sensor Piezo-resistivo Flexiforce A301<sup>13</sup>.

La sujeción de un objeto con la mano se logra mediante la aplicación de fuerza en las distintas áreas de contacto que aparecen en la interacción entre el objeto y la mano. Es por ello que es necesario proveer a la prótesis de una piel artificial, la cual contenga un arreglo de sensores en las áreas de contacto; y de esta manera, poder medir la fuerza con la cual la prótesis sujeta un objeto a lo largo de su superficie<sup>14</sup>.

#### **b) Sensor Piezoeléctrico**

Los sensores piezoeléctricos están compuestos por materiales, particularmente cristales, que sufren el efecto piezoeléctrico. Cuando un material piezoeléctrico sufre una perturbación, sea fuerza o vibración, este produce una cantidad de voltaje proporcional a la perturbación. A diferencia de los materiales piezo-resistivos este efecto también es inverso; es decir, si una carga es aplicada al material piezoeléctrico, este vibrará a una alta frecuencia.

Estos sensores poseen una frecuencia de respuesta alta, haciendo de estos sensores ideales para medir vibraciones. Esto es muy importante ya que cuando un objeto se desliza con respecto de la mano, se producen pequeñas vibraciones. Entonces, haciendo uso de sensores piezoeléctricos es posible evitar que un objeto se deslice cuando se encuentre sujetado con la prótesis.

<sup>13</sup> Fuente: <https://www.tekscan.com/products-solutions/force-sensors/a301> (Accesado 20.03.2017)

<sup>14</sup> Fuente: <http://electronicdesign.com/components/what-s-difference-between-piezoelectric-and-piezoresistive-components> (Accesado 20.03.2017)

Las desventajas de estos sensores radican en que son limitados para medir fuerzas dinámicas y que no es posible medir fuerzas estáticas, debido a que su resistencia interna es muy grande haciendo que el voltaje no pueda mantenerse constante a través del tiempo.



Figura 1.32 - Guante de goma de silicona con piezoeléctricos incrustados [MILLER,2010]

#### **c) Sensor Capacitivo**

Los sensores capacitivos están compuestos por dos láminas conductoras con un material dieléctrico entre ellas. Estos sensores ofrecen una frecuencia de respuesta buena, alta resolución espacial y un rango de medición amplio. Pero posee como desventajas el ruido provocado por la interacción de los campos, diafonía y la franja de capacitancia, y la complejidad de la electrónica necesaria para eliminar este ruido.

#### **d) Sensor Optoeléctrico**

Los sensores opto eléctricos emplean una fuente de luz, un transductor y un foto detector. Cuando se aplica una fuerza sobre el sensor, se produce la transducción debido al cambio en la intensidad de reflexión o el espectro de la luz. Estos sensores poseen una resolución espacial alta y son inmunes a interferencias magnéticas de baja frecuencia, la cual es su mayor ventaja. A pesar de ello, su tamaño y su rigidez juegan en contra al momento de elegir entre los tipos de sensores táctiles.

#### **e) Sensor Strain-Gauge o Galga Extensiométrica**

Los strain gauges, ampliamente utilizados debido a su bajo costo, son sensores que están conformados por filamentos de un material conductor eléctrico; los cuales, sometidos a una tensión o compresión mecánica en una determinada dirección, aumentan o disminuyen su resistencia eléctrica interna respectivamente. Este principio se llama conductancia eléctrica. Debido a su uso extendido, existe una diversa literatura disponible, lo cual hace

viable su implementación. Sin embargo, estos sensores poseen numerosas desventajas. Por ejemplo, son muy sensibles a los cambios de humedad y temperatura, haciendo de estos no aptos para condiciones ambientales cambiantes.

Además, si un strain gauge se estira o se comprime más del máximo establecido, este adquirirá un error permanente (error de cero). Asimismo, posee una alta histéresis y su respuesta es no lineal debido a la ecuación de la resistencia en un cable uniforme. Por último, para una correcta implementación, es necesario hacer uso de un pegamento especial, el cual posee fecha de caducidad. [KUPHALDT, 2006]

### f) Multi-Sensores

Como se expuso anteriormente, cada tipo de sensor posee ventajas y desventajas. Pero es posible suplir las desventajas de cada uno realizando una combinación entre estos tipos de sensores. Por ejemplo, un sensor piezoeléctrico es ideal para medir el deslizamiento de un objeto, pero no sirve para medir la fuerza de sujeción. Combinándolo con un sensor piezo-resistivo, ideal para medir fuerza, se podría obtener un sensor que mida confiablemente el deslizamiento y la fuerza cuando se sujete un objeto.

Ya que los multi-sensores tienen la habilidad de medir múltiples parámetros, se han realizado numerosas investigaciones acerca de este tema. En uno de ellos, se desarrolló un sensor capaz de medir fuerza, deslizamiento y temperatura. Para esto se utilizó la tecnología thick-film, con la cual es posible obtener sensores en forma de láminas de un espesor diminuto. Los tres sensores fueron soldados, siguiendo normas, a una pequeña tarjeta electrónica puesta en voladizo, actuando como la punta de los dedos.

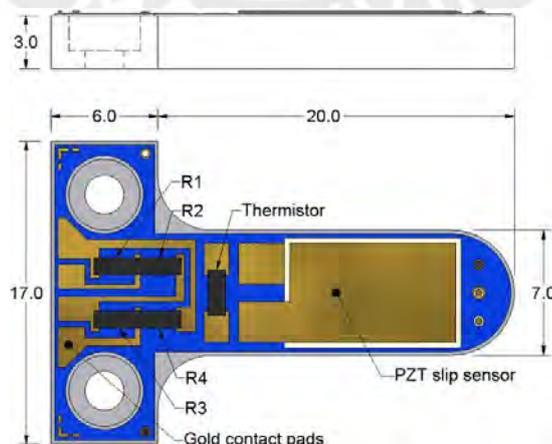


Figura 1.33 - Tarjeta electrónica del multi-sensor presentado. [CRANNY, 2005]

## **CAPÍTULO 2**

### **DISEÑO CONCEPTUAL**

A continuación se detalla la relación de los requerimientos del sistema para realizar el diseño conceptual para el sistema de control de la prótesis, cada uno de los requerimientos se basa en la información extraída del estado del arte, así como las condiciones del título del proyecto “Implementación de una prótesis mioeléctrica de miembro superior transradial con control de fuerza y retroalimentación háptica”, Contrato N°160-2015 FONDECYT, del cual se propone el desarrollo de un diseño preliminar a fin de estimar el espacio necesario y seleccionar los componentes eléctricos y electrónicos pertinentes para el desarrollo de la ingeniería de detalle.

#### **2.1. Requerimientos del Sistema**

En base a los conceptos presentados en capítulos anteriores sobre la anatomía, biomecánica y estado del arte en prótesis, es posible plantear los diversos requerimientos y especificaciones necesarias con el fin de delimitar y concretar el diseño de una prótesis mioeléctrica.

##### **2.1.1. Requerimientos mecánicos**

Los requerimientos mecánicos para la prótesis se mencionan a continuación:

**Función principal:** El prototipo de prótesis de miembro superior transradial debe ser capaz de asistir al usuario en actividades de la vida diaria (AVD) supliendo parcialmente las funciones realizables por el miembro amputado. Para ello, deberá ser capaz de procesar en tiempo real las señales EMG del usuario y controlar los motores en base a ellas. Además, debe proveer retroalimentación háptica del entorno explorado por la prótesis en base a sus sensores de contacto.

**Mecanismo de dedos:** El mecanismo escogido para la flexión y extensión de los dedos debe permitir tanto destreza y adaptabilidad geométrica como una eficiente transmisión de la potencia de los motores para el agarre de objetos.

**Cinemática:** Se pretende reproducir los movimientos de flexión y extensión de las falanges del II al V dígito y los movimientos de flexo-extensión y abducción-aducción del pulgar. De esta manera, la prótesis podrá reproducir los gestos y movimientos requeridos tanto en precisión como en potencia. Además, la velocidad de apertura/cierre de los dedos debe ser comparable con los de la mano humana (aproximadamente 180°/s o 30 RPM).

**Fuerza:** La prótesis deberá tener una fuerza capaz de sujetar una botella de 0.5 litros en posición de sujeción cilíndrica como mínimo. Dicho parámetro asegura empíricamente la versatilidad de las funciones que desempeñaría una prótesis unilateral al interactuar con objetos en la vida diaria. Con esta consideración, los torques actuantes en la articulación MCP de los dedos deberán ser como mínimo 0.1 N\*m o idealmente 0.15 N\*m (deseable). Para el pulgar, ya que este realiza la función de soporte y se opone al movimiento de los demás dedos, se considera que el torque estático de esta articulación para la flexión debe ser mucho mayor y debería ser de 0.3 N\*m. La abducción/aducción del pulgar solo sirve para posicionamiento y su torque puede ser el mismo que el de los dedos.

**Peso:** Al ser una prótesis unilateral, el peso total deberá ir acorde al peso del miembro opuesto, para no ocasionar desbalance y malestar físico en el usuario. Según [BELTER, 2013], el peso total de la mano debe ser menor a 500 g, aunque el ideal debe bordear los 400 g que pesa la mano humana.

**Tamaño y forma:** Se procurará realizar un diseño que asemeje la morfología de la mano humana. Las dimensiones de la prótesis serán tomadas en base a las medidas antropométricas del usuario.

**Transmisión de potencia:** El tipo de transmisión escogida debe ser, de preferencia, del tipo no invertible. De esta manera, permitiría que solo desde el motor se trasmita el movimiento hacia el mecanismo de dedos y no al revés. Además, es deseable que la transmisión tenga algún mecanismo de bloqueo una vez que la mano alcanza su posición final. Esto con el fin de disminuir el uso continuo de los motores y ahorrar energía.

**Material:** Los materiales empleados deberán ser ligeros y resistentes. Además, el material de recubrimiento de la prótesis debe poseer propiedades y textura que le permitan mejorar el coeficiente de fricción para disminuir la fuerza necesaria para el agarre de las fuerzas de la mano humana.

**Fabricación:** Los componentes mecánicos deberán poder fabricarse en el mercado local y/o con una impresora 3D de escritorio.

**Ensamblaje:** El equipo deberá ser de fácil ensamblaje y desensamblaje.

**Mantenimiento:** El acceso a las partes que requieren mantenimiento debe ser simple. Los repuestos mecánicos podrán encontrarse en el mercado local o fabricarse con impresión 3D.

### 2.1.2. Requerimientos eléctricos/electrónicos

Los requerimientos electrónicos para la prótesis se mencionan a continuación:

**Procesamiento:** Se necesita una rápida velocidad de procesamiento de las señales EMG con el fin de obtener una respuesta con el menor tiempo de retardo posible ante una acción por parte del usuario.

**Sensores y tarjetas electrónicas:** Los componentes electrónicos tienen que ser de mínimo tamaño debido a las limitaciones de espacio. Los sensores de fuerza y posición deben ser compactos y requerir poca electrónica asociada para optimizar el factor de forma en las tarjetas.

**Actuadores:** Los motores a utilizar deben de ser compactos, deben poseer una alta potencia volumétrica y cumplir con los requerimientos de fuerza y velocidad mencionados anteriormente.

**Arquitectura electrónica:** Con el fin de disminuir la carga computacional debido al control y al espacio reducido para una tarjeta de control en la prótesis, se tienen que utilizar circuitos integrados programables como microcontroladores o microprocesadores.

**Energía:** La prótesis será alimentada utilizando baterías tipo LIPO ya que éstas poseen ventajas respecto a las baterías de NiCd/NiHm: son ligeras y se pueden encontrar en distintas formas y tamaños, tienen gran capacidad lo que significa que pueden ofrecer mucha energía en un tamaño pequeño, y poseen una tasa de descarga alta lo cual permite alimentar los sistemas eléctricos más exigentes.

### 2.1.3. Requerimientos de control

El sistema a escoger debe poseer las siguientes características:

**Estabilidad:** Debe ser estable en todo momento y poder realizar actividades de contacto y no contacto. Además, debe ser capaz de manejar la transición entre la actividad de contacto y no contacto de manera progresiva cuando se realice el agarre de un objeto.

**Adaptabilidad:** Debe ser capaz de adaptarse a diferentes geometrías, rigidez, etc., cuando se realice la actividad de agarre de objetos del entorno.

**Frecuencia de muestreo:** La frecuencia de muestreo mínima necesaria para el control es de 1 kHz, valor empírico que se sabe que cumple con las expectativas [VINCENT, 2016].

**Arquitectura de control:** La arquitectura de control se debe relacionar con la electrónica, por lo que habrá un lazo de control principal para todo el sistema que realiza las siguientes funciones: adquisición de las señales EMG, procesamiento de la señal de EMG, cálculo de los comandos y valores de referencia para los controladores locales en la mano y la retroalimentación háptica.

## 2.2 Estructura de Funciones

En esta parte, se enlistará las funciones que debe cumplir el sistema como un conjunto de elementos de un sistema mecatrónico básico, para, posteriormente, profundizar más en las funciones generales de la prótesis.

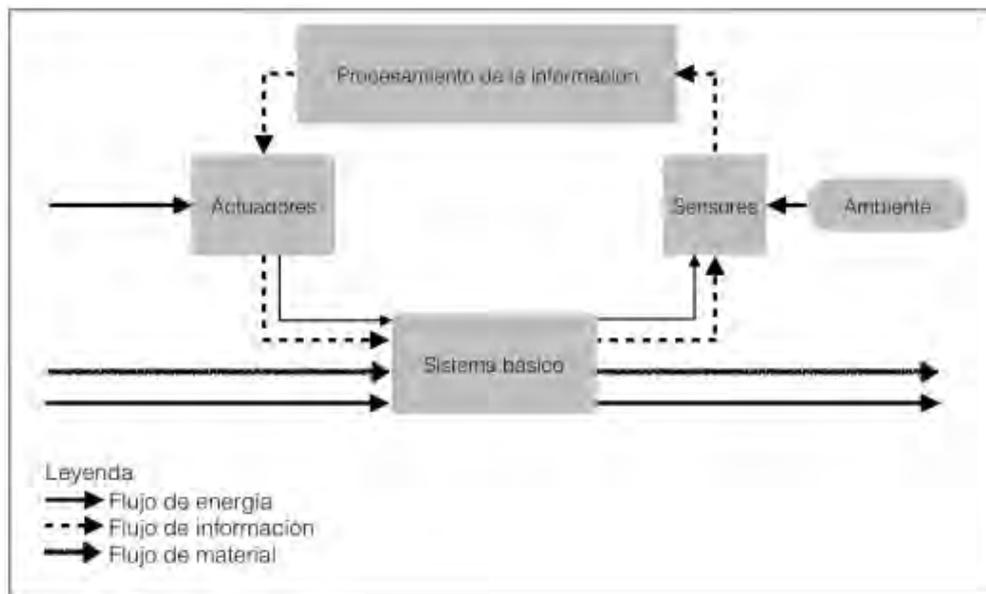


Figura 2.1 - Estructura de Funciones de un sistema mecatrónico [Asociación de Ingenieros Alemanes, 2006]

Entradas:

- Información: Aviso de actuadores para la ejecución de la acción.
- Energía: Fuente de alimentación para los actuadores, sensores y para el sistema de control.
- Material: Mecanismos, hechos a partir de plástico ABS, en posición inicial.

Salidas:

- Información: Señal de aviso de finalización de acción.
- Energía: Ruido, calor, movimiento.
- Material: Mecanismo, hechos a partir de plástico ABS, en posición final.

Funciones del Sistema:

- Alimentar Baterías.
- Energizar Actuadores y Tarjetas Electrónicas
- Inicializar Sistema

- Sensar las señales mioeléctricas generadas por los músculos
- Calcular los valores de posición y fuerza deseados del sistema mioeléctrico.
- Calcular los movimientos necesarios de los dedos, con retroalimentación de los valores obtenidos por los sensores de posición y fuerza en el sistema protésico.
- Controlar motores para movimiento de falanges en los dedos
- Generar el movimiento de los dedos.
- Enviar las señales de comando al sistema háptico acorde el valor de la fuerza generada al usuario.
- Controlar motores para movimiento del sistema háptico.
- Generar presión en contacto con la piel del usuario.
- Realizar y corregir acciones en un tiempo prudente.
- Finalizar Sistema

### **2.3 Diagrama de Funciones**

En la Figura 2.2 se muestra el diagrama de funciones general del Sistema con el fin de entender visualmente como las funciones de las distintas áreas involucradas como la mecánica, eléctrica/electrónica y control se encuentran interrelacionadas.

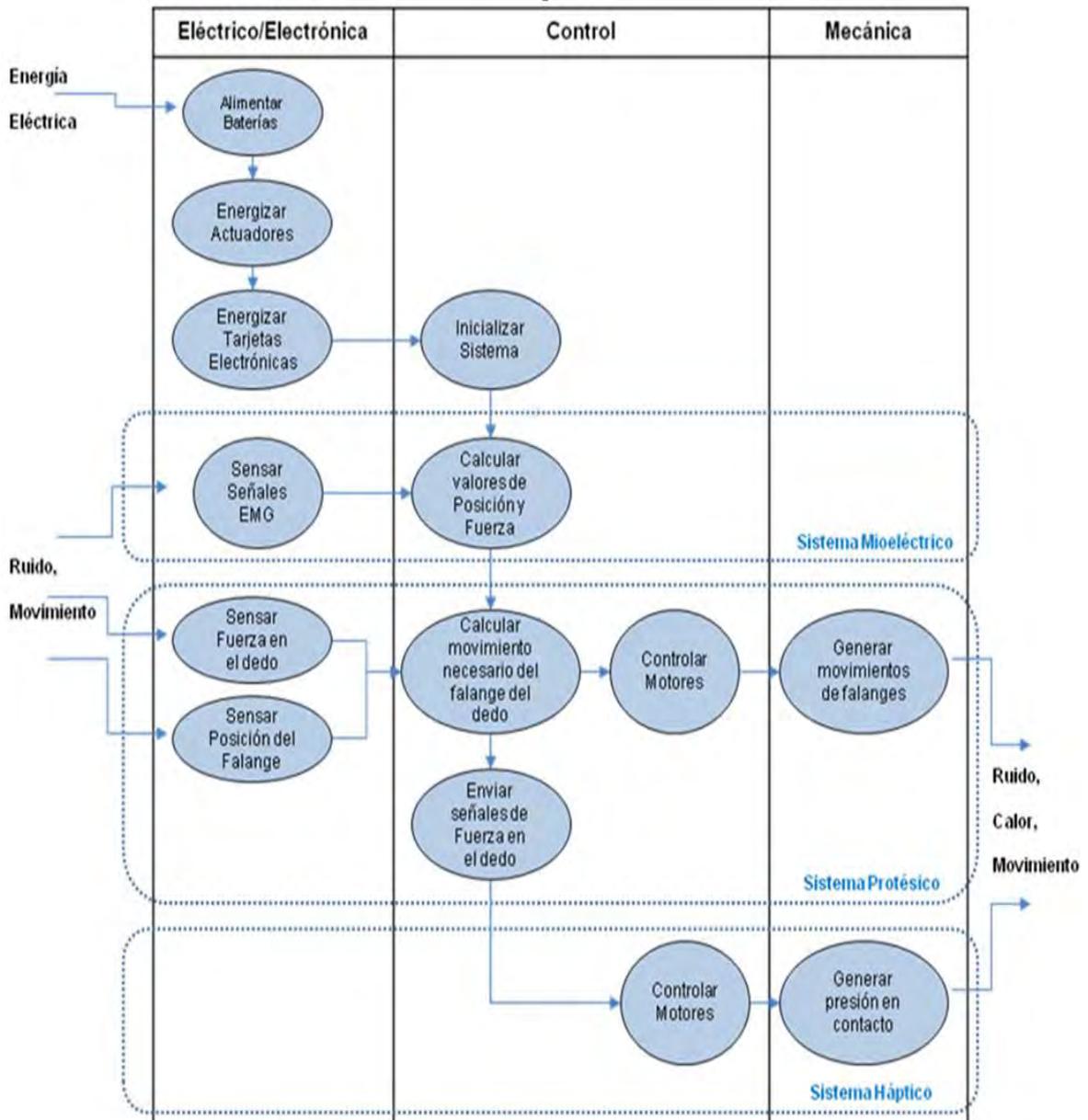


Figura 2.2 - Diagrama de Funciones General

A continuación, se presentarán propuestas de solución del sistema de control para el sistema protésico que involucra necesariamente el control de movimiento los dedos para el agarre de objetos, además posea una comunicación con el sistema mioeléctrico y el sistema háptico. El presente documento no comprende el desarrollo de estos últimos sistemas ya que han sido asignados y vienen siendo desarrollados en otras investigaciones dentro del marco general del proyecto “Implementación de una prótesis mioeléctrica de miembro superior transradial con control de fuerza y retroalimentación háptica”, Contrato N°160-2015 FONDECYT.

## 2.4 Conceptos de Solución

Los conceptos de solución se muestran en las figuras 2.3, 2.4 y 2.5; además se proporciona una pequeña descripción de cada concepto de solución.

### Solución 1:

En la Figura 2.3 se muestra un bosquejo de la primera solución, la cual cuenta de una sola unidad de procesamiento (controlador) para realizar la adquisición de todas las señales de control (sensores y actuadores) de todos los dedos. Además, existe una etapa de alimentación que se encontrará aislada de la etapa de control para obtener las señales necesarias de voltaje para el suministro de energía de todo nuestro sistema. También posee un administrador de funciones, lo cual puede ser realizado por un microcontrolador o un microcomputador, con la finalidad de establecer la comunicación entre la unidad de procesamiento y los sistemas externos (como es el caso del sistema mioeléctrico y el sistema háptico).

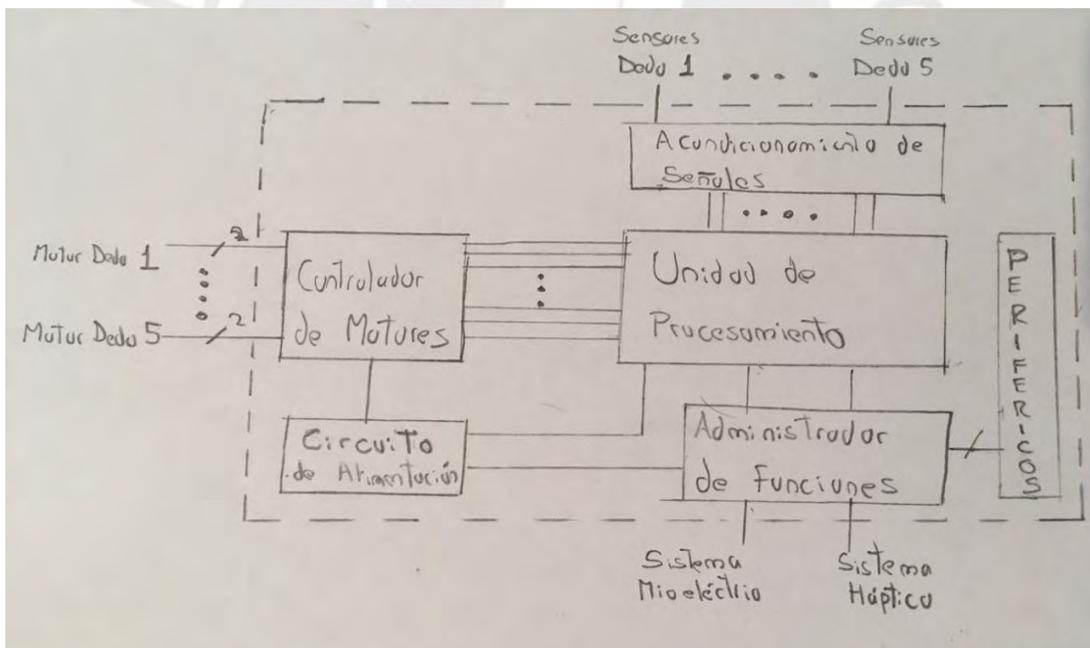


Figura 2.3 - Bosquejo Solución 1

### Solución 2:

En la Figura 2.4 se bosqueja un modelo que comprende unidades de procesamiento (controlador), las que realizarán la adquisición de todas las señales de control (sensores y actuadores) independientemente para el control de cada dedo. También existe una etapa

de alimentación que se encontrará aislada de la etapa de control para obtener las señales necesarias de voltaje para el suministro de energía de todo nuestro sistema. Además, posee un administrador de funciones, el cual puede ser realizado por un microcontrolador o un microcomputador, con la finalidad de enviar y recibir información a las unidades de procesamiento de cada dedo utilizando puertos digitales además de establecer la comunicación a los sistemas externos (como es el caso del sistema mioeléctrico y el sistema háptico).

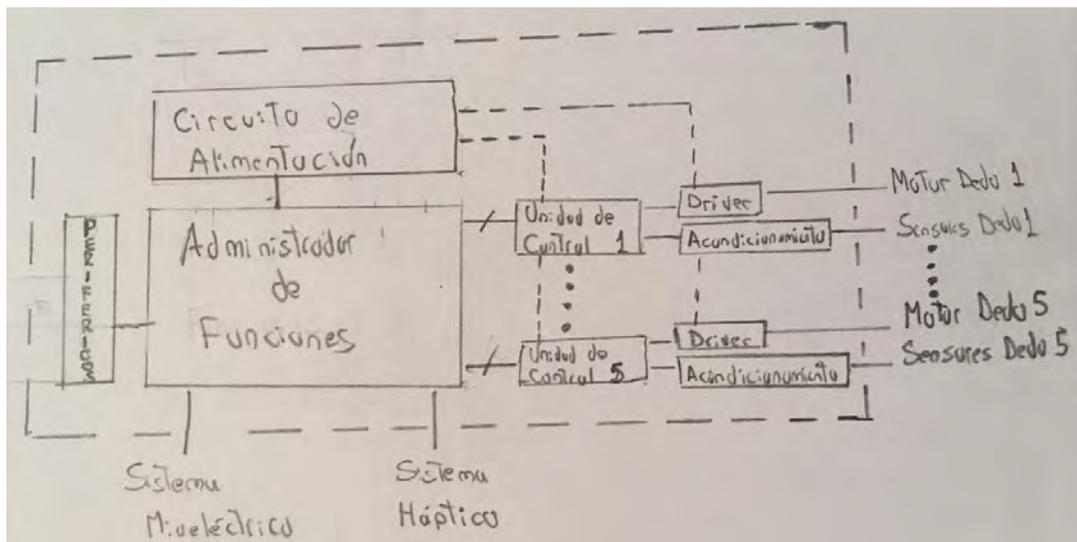


Figura 2.4 - Bosquejo Solución 2

### Solución 3:

En la Figura 2.5 se bosqueja un modelo que comprende unidades de procesamiento (controlador), que realizará la adquisición de todas las señales de control (sensores y actuadores) independientemente para el control de cada dedo, también existe una etapa de alimentación que se encontrará aislada de la etapa de control para obtener las señales necesarias de voltaje para el suministro de energía de todo nuestro sistema. También posee un administrador de funciones, lo cual puede ser realizado por un microcontrolador o un microcomputador, con la finalidad de enviar y recibir información a las unidades de procesamiento de cada dedo utilizando un bus de comunicación estandarizado además de establecer la comunicación a los sistemas externos (como es el caso del sistema mioeléctrico y el sistema háptico).

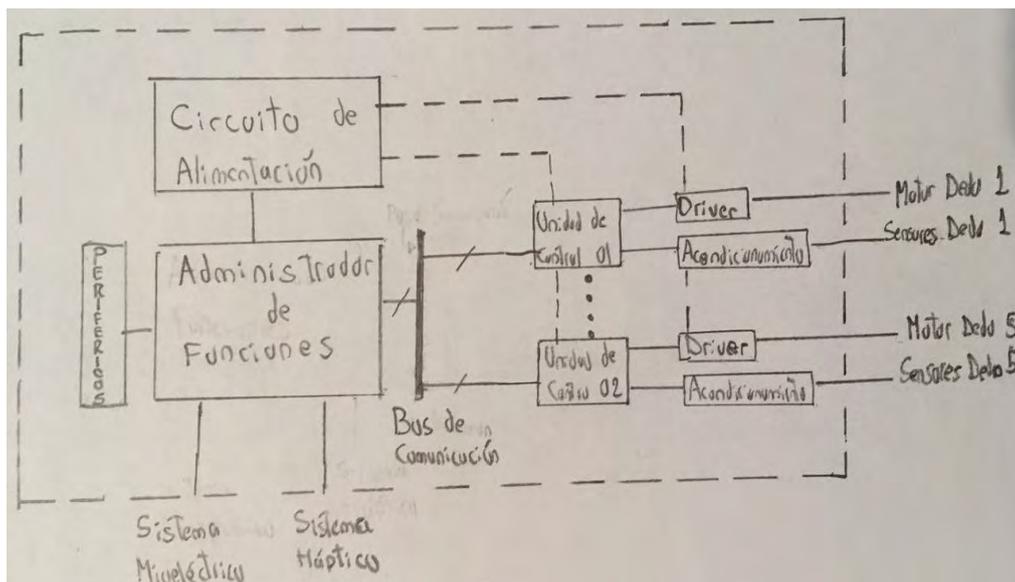


Figura 2.5 - Bosquejo Solución 3

## 2.5 Evaluación Técnico- Económica

La evaluación de soluciones se realiza por medio de un análisis en función a criterios técnicos y criterios económicos, de esta manera se realiza la elección de la solución óptima. A cada uno de los criterios se le asigna un peso relativo, dándole más importancia a algunos criterios sobre otros. La Tabla 2.1 muestra los pesos relativos utilizados en esta evaluación, tenemos pesos para esta evaluación, el primero el valor "g" corresponde al grado de importación y el valor "p" corresponde al grado de cumplimiento del concepto solución para cada criterio. Posteriormente se debe realizar la suma ponderada para evaluar cada concepto de solución. En la Tabla 2.2 muestra el análisis técnico, mientras que en la Tabla 2.3 muestra el análisis económico.

Tabla 2.1. – Pesos Relativos.

Valor "g"	Significado	Valor "p"	Significado
1	Poco Importante	0	No satisface
2	Importante	1	Aceptable a las justas
3	Muy importante	2	Suficiente
		3	Bien
		4	Muy Bien

Tabla 2.2. – Evaluación Técnica

Valor Técnico (Xi)										
			Solución 1		Solución 2		Solución 3		Solución Ideal	
N	Criterios de evaluación	g	p	g*p	p	g*p	p	g*p	p	g*p
1	Función Principal	3	3	9	3	9	3	9	4	12
2	Peso	1	3	3	3	3	3	3	4	4
3	Tamaño y Forma	2	1	2	2	4	3	6	4	8
4	Sensores y tarjetas electrónicas	2	3	6	3	6	3	6	4	8
5	Actuadores	2	3	6	3	6	3	6	4	8
6	Arquitectura electrónica	3	2	6	3	9	3	9	4	12
7	Energía	1	3	3	3	3	3	3	4	4
8	Estabilidad	2	2	4	2	4	2	4	4	8
9	Adaptabilidad	2	2	4	2	4	2	4	4	8
10	Frecuencia de muestreo	2	3	6	3	6	3	6	4	8
11	Arquitectura de control	3	1	3	2	6	3	9	4	12
<b>Puntaje Máximo</b>		<b>23</b>	<b>26</b>	<b>52</b>	<b>29</b>	<b>60</b>	<b>31</b>	<b>65</b>	<b>4</b>	<b>92</b>
<b>Valor Técnico X</b>			<b>0.57</b>		<b>0.65</b>		<b>0.71</b>		<b>1.00</b>	

Tabla 2.3. – Evaluación Económica

Valor Económico (Yi)										
			Solución 1		Solución 2		Solución 3		Solución Ideal	
N	Criterios de evaluación	g	p	gp	p	gp	p	gp	p	gp
1	Fabricación	3	2	6	3	9	3	9	4	12
2	Fácil adquisición de los materiales	3	2	6	2	6	2	6	4	12
3	Consumo energético	3	2	6	2	6	3	9	4	12
4	Costo de la tecnología	3	3	9	2	6	2	6	4	12
5	Facilidad de montaje	2	3	6	2	4	2	4	4	8
6	Mantenimiento	1	2	2	3	3	3	3	4	4
7	Vida útil de las partes	2	3	6	3	6	3	6	4	8
<b>Puntaje Máximo</b>		<b>17</b>	<b>17</b>	<b>41</b>	<b>17</b>	<b>40</b>	<b>18</b>	<b>43</b>	<b>4</b>	<b>68</b>
<b>Valor Técnico Y</b>			<b>0.60</b>		<b>0.59</b>		<b>0.63</b>		<b>1.00</b>	

En la Figura 2.6 se muestra la ubicación de cada solución planteada en función de la línea de solución óptima en un plano Técnico - Económico. A partir de esta figura se puede elegir el concepto de solución óptimo. Éste será aquel que se encuentre posicionado más cercano a la curva ideal, así como más cercano al extremo derecho superior.

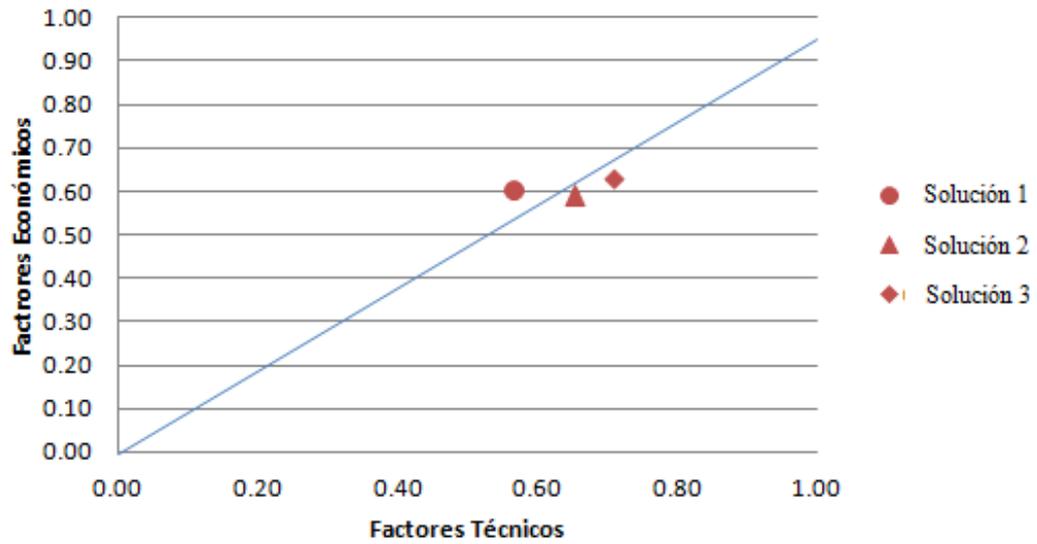
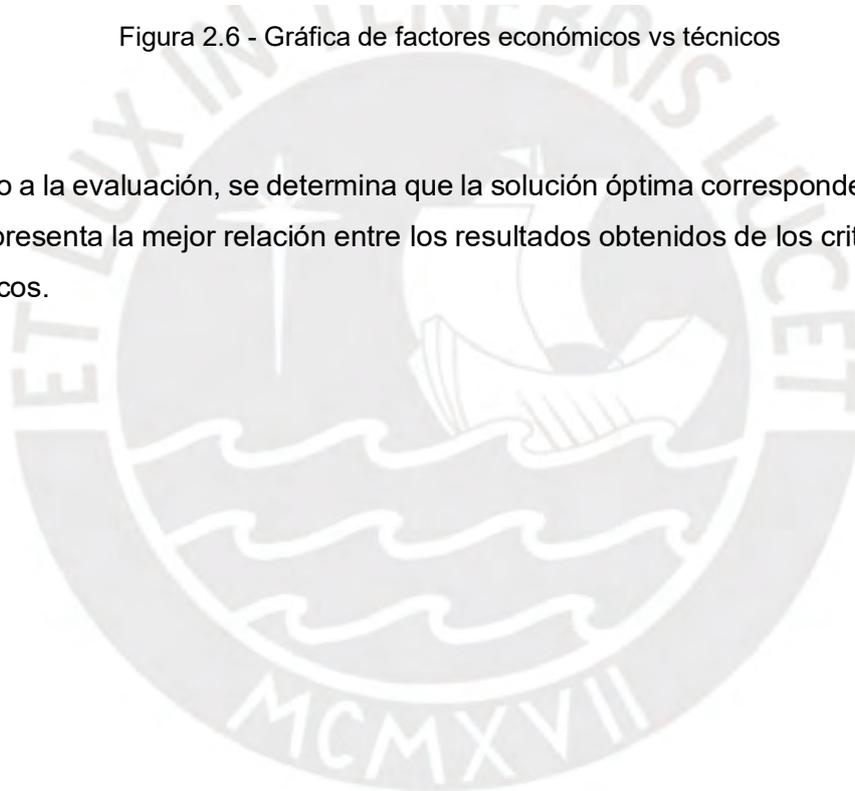


Figura 2.6 - Gráfica de factores económicos vs técnicos

De acuerdo a la evaluación, se determina que la solución óptima corresponde a la Solución 3, ya que presenta la mejor relación entre los resultados obtenidos de los criterios técnicos y económicos.



## CAPÍTULO 3 DESARROLLO DEL SISTEMA DE CONTROL

El siguiente capítulo comprende primero los aspectos relevantes del diseño del sistema de control, más adelante se muestran los diseños de las tarjetas electrónicas desarrolladas.

### 3.1. Algoritmo y Estrategia de Control

En el diseño del sistema de control tenemos también como requerimiento importante de realizar una cantidad determinada de gestos para generar ciertos tipos de agarre para determinados objetos. Acorde a las características dinámicas de la prótesis desarrollada, se escogieron cuatro modelos de prueba, ver Figura 3.1.

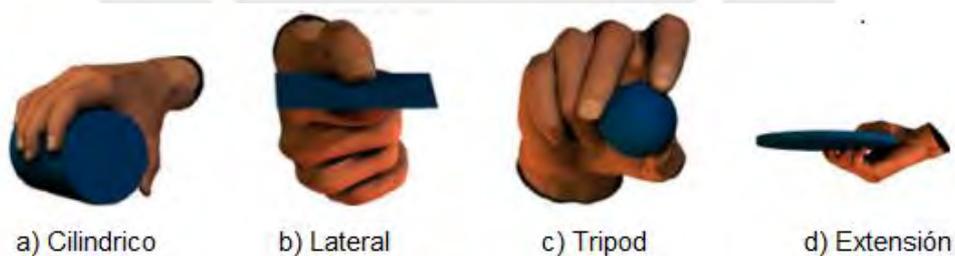


Figura 3.1 - Tipos de agarre. [FEIX, 2016]

En el presente trabajo se evaluarán dos estrategias de control, la primera es de control de posición para el análisis de los movimientos de los dedos en vacío para la obtención de gestos acorde las señales recibida por el sistema EMG, sin la interacción con objetos. La segunda estrategia de control que cumple el rol más importante es el control de posición y fuerza, el análisis estará basado en los resultados obtenidos por la interacción con objetos de distintos pesos y diferentes geometrías.

### 3.2. Arquitectura de control

La arquitectura del sistema de control debe ser definida ya que permite visualizar cómo se comunican las diferentes partes de la prótesis. A su vez, para el control de la prótesis, también es de necesidad que el sistema interprete en todo momento la data entregada de los distintos tipos de sensores propioceptivos y/o exteroceptivos, los cuales, acorde las investigaciones desarrolladas vistas en el primer capítulo, deben poseer como mínimo un sensor de fuerza y sensor de posición. Los datos obtenidos de las señales EMG y los sensores, son utilizados como variables en el algoritmo de control, el cual hará que los mecanismos de los dedos se muevan gracias al giro del motor. De esta manera, el sistema embebido logra comunicar a la parte de procesamiento, electrónica y mecánica.

Como se explicó anteriormente, el sistema embebido realiza tantas tareas, que encargárselas a un solo controlador sería inviable. Es por ello que es de suma necesidad seleccionar una arquitectura para la electrónica. Para escoger la arquitectura a desarrollar se tomó en cuenta la arquitectura electrónica desarrollada en las investigaciones. [ZHAO, 2006a].

La arquitectura seleccionada para la parte electrónica y de control de la prótesis consiste en un microcontrolador principal y en microcontroladores locales. El microcontrolador principal será el encargado de controlar todo el sistema y será el responsable de realizar las siguientes funciones:

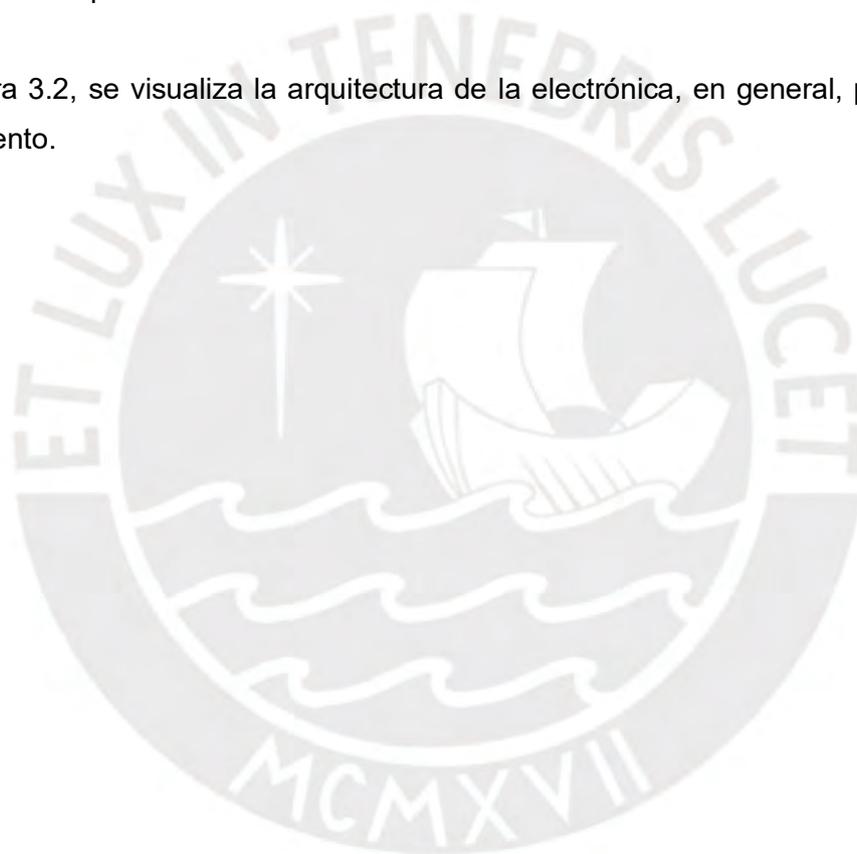
- Adquisición de las señales EMG, las cuales serán entregadas por los sensores EMG.
- Cálculo de los comandos de control de la señal de EMG. Se estimará el tipo de agarre deseado a partir del procesamiento de las señales EMG.
- Cálculo de los valores de referencia de los sensores para los microcontroladores locales. Igual que en el caso anterior, se procesarán las señales EMG para obtener los valores  $\theta$  (posición deseada) y  $k$  (fuerza deseada).
- Realizar el *biofeedback* de fuerza (sistema háptico).

Por el otro lado, cada microcontrolador local se encargará del control de un dedo independientemente de los otros. Las funciones que realizará serán las siguientes:

- Control de bajo nivel de los actuadores; es decir, controlar el movimiento de los motores.
- Supervisar la posición y fuerza del dedo mediante la adquisición de los datos brindados por los sensores de posición y fuerza, respectivamente.
- Brindar el valor de la fuerza del dedo al microcontrolador principal, con lo cual se realizará el *biofeedback*

Como el control de los microcontroladores será de bajo nivel, no se requiere un microcontrolador potente.

En la figura 3.2, se visualiza la arquitectura de la electrónica, en general, para un mejor entendimiento.



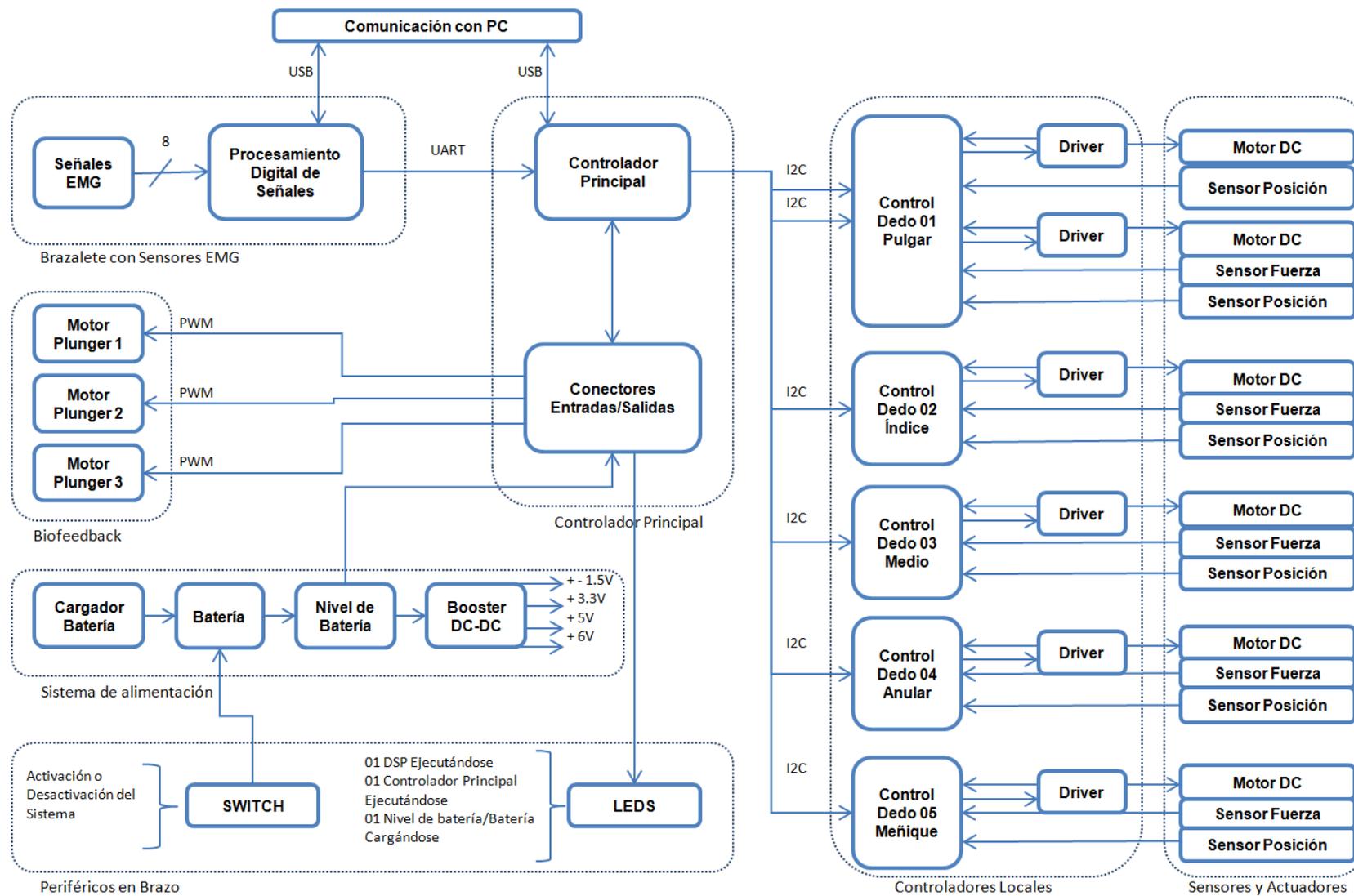


Figura 3.2 - Esquema de la arquitectura electrónica de la prótesis

### **3.3. Dispositivos Electrónicos para el Sistema de Control**

En la siguiente parte, se describirán los componentes de control seleccionados en el proyecto como son los sensores, motores y excitadores para el desarrollo de las tarjetas electrónicas que serán evaluadas e implementadas en la prótesis.

#### **3.3.1. Sensor de Posición**

El sensor de posición cumple el rol de un sensor propioceptivo en una prótesis mioeléctrica, ya que se encarga de medir los ángulos de giro de las articulaciones de los dedos de la mano, estimando con ellos las posiciones de los dedos y enviando la variable posición al algoritmo de control. Además, del estado del arte sobre los tipos de algoritmos de control del presente proyecto, se expone que los algoritmos más recientes y sofisticados hacen uso de, como mínimo, un sensor de posición por cada dedo. Es por ello que la implementación de un sensor de posición es de suma importancia para el desarrollo de la prótesis del presente proyecto.

Se mencionaron y explicaron diferentes tipos de sensores de posición tales como el encoder, el potenciómetro y el sensor de efecto Hall. Con el fin de seleccionar el sensor de posición entre las anteriores opciones, se tuvieron en cuenta los siguientes criterios:

**Tamaño:** El sensor de posición debe de ser lo más pequeño posible y poseer poca electrónica asociada, ya que el espacio disponible para cualquier componente en la prótesis, sea mecánico o electrónico, es mínimo.

**Medición:** El sensor de posición debe de medir de manera absoluta la posición angular de las articulaciones de los dedos para evitar, ante cualquier desperfecto durante el funcionamiento, el desfase del ángulo, pudiendo esto llegar a dañar a la prótesis.

**Resolución:** El sensor de posición debe de poseer una resolución menor a un grado con el fin de que el algoritmo de control de la prótesis sea lo más preciso posible.

El sensor seleccionado ha sido el de efecto Hall de posición rotatorio MLX90316 con empaque SOIC8 y salida digital PWM [16] (Figura 3.3), de la empresa Melexis, ya que cumple con el criterio más crítico que es el tamaño.

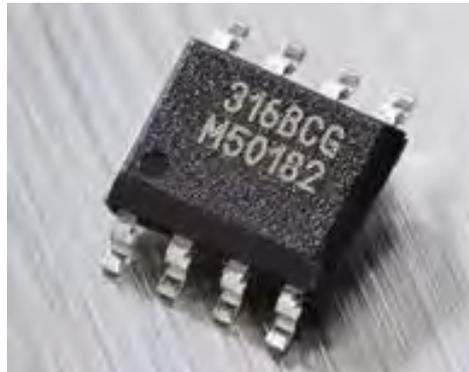


Figura 3.3 - Sensor MLX90316.

Como se observa en la Tabla 3.1, el sensor MLX 90316 funciona con una alimentación de 5V, absorbiendo una mínima corriente, 8.5 mA, a ese voltaje. El sensor mide absolutamente el ángulo desde 0° a 360° dando como salida un valor digital de 10% a 90% de PWM, respectivamente. Y, la resolución de la salida digital PWM es de 12 bits.

Tabla 3.1 - Especificaciones Técnicas del sensor MLX90316

Parámetro	Valor	Unidades
Voltaje de alimentación	5	V
Corriente de alimentación	8.5	mA
Rango de medición	0 - 360	grados
Resolución angular	12	bits
Rango de trabajo	-40 - 150	centígrados
Rango de la salida	10 - 90	PWM

### 3.3.2. Sensor de Fuerza

El sensor de fuerza, también conocido como sensor táctil debido a que se presentan cuando la prótesis realiza contacto con un objeto, cumple la función de un sensor propioceptivo y, asimismo, de un sensor exteroceptivo en una prótesis. Este sensor actúa como los dos tipos de sensores ya que se encarga de medir la fuerza con la cual la prótesis sujeta un objeto; es decir, la interacción prótesis - objeto, entregando el valor del parámetro fuerza al algoritmo de control de la mano protésica.

Se tuvieron en cuenta los siguientes criterios: el tamaño adecuado para ser colocado en un dedo protésico, poca electrónica asociada, un rango de medición mínima hasta 2N y una resolución de 0.1 N. Según lo expuesto en el estado del arte de los diferentes algoritmos de control, los algoritmos más avanzados hacen uso de como mínimo un sensor de fuerza en cada dedo. Es por ello que es de vital importancia implementar un sensor de fuerza en el desarrollo de la mano protésica del presente proyecto. El sensor de fuerza de tipo piezorresistivo seleccionado fue el sensor Flexiforce A101, Figura 3.4, de la empresa Tekscan.



Figura 3.4 - Sensor Flexiforce A101.

Las especificaciones técnicas del sensor seleccionado se consiguieron a partir del hoja técnica del fabricante, las cuales se muestran en la Tabla 3.. Las dimensiones del sensor Flexiforce A101 se muestran, a continuación, en la Figura 3.5.

Tabla 3.2 - Especificaciones técnicas del sensor Flexiforce A101.

Force Sensor Length:	15.7 mm
Sensing Size (Diameter/Width):	3.8 mm
Standard Force:	18 N
Temperature Range (Low):	-40 °C
Temperature Range (High):	60 °C

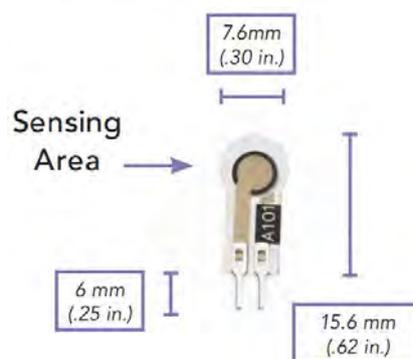


Figura 3.5 - Dimensiones del sensor FlexiForce A101.

### 3.3.3. Motores

Los motores son los encargados de brindar movimiento a los dedos en las prótesis de miembro superior. Esto es posible transmitiendo el giro del motor a través de un conjunto de engranajes y mecanismos hacia las piezas impresas en 3D del dedo, las cuales giran en torno a los ejes de las articulaciones. Como criterios para la selección de los motores se tomaron en cuenta los siguientes puntos:

- Tamaño: El motor tiene que ser lo más pequeño posible, tanto el largo como el diámetro, ya que estos se encuentran si o si en el interior de la prótesis.
- Peso: El motor, además de ser pequeño, también tiene que ser ligero, ya que la mano no puede ser muy pesada para el usuario.
- Alta gama: El motor debe de ser de alta gama; es decir, debe la relación torque / tamaño debe ser grande con el fin de obtener un torque considerable a partir de un motor pequeño y ligero.
- Control: El control del motor debe de ser sencillo para que su velocidad de respuesta sea rápida. Asimismo, la electrónica necesaria para su control debe ser la mínima posible.

Los motores DC se seleccionaron tomando en cuenta los motores utilizados en las prótesis de alta gama, tales como la Bebionic, la i-Limb, Otto Bock Hand, etc., en las cuales los motores utilizados pertenecen a las marcas Maxon y Faulhaber. En la tabla 3.2, se muestran las especificaciones técnicas, tales como el torque nominal, velocidad nominal, voltaje nominal, etc. y las dimensiones, tales como el diámetro, longitud y peso, de 4 modelos de motores, 2 de la empresa Faulhaber y 2 de la empresa Maxon. Asimismo, se realizaron 4 combinaciones con diferentes reducciones planetarias para cada motor. Esto para obtener diferentes valores de torque nominal y velocidad nominal, y también saber el peso y longitud finales del ensamble motor – reducción planetaria.

Debido a que la mano protésica debe realizar distintos movimientos como son la flexión de los dedos meñique, anular, medio e índice; la flexión y la rotación del pulgar, el torque y la velocidad para cada uno son distintos del otro. Es por ello, que la selección de los motores se realizó en conjunto con la parte mecánica, conociendo los valores del torque y velocidad mínimos necesarios para un correcto movimiento de los dedos.

Tabla 3.3 - Especificaciones técnicas de los motores Maxon y Faulhaber.

Motor	Torque Nom. (mNm)	Corriente Nom. (mA)	Vel. Nom. (rpm)	Voltaje (V)	Torque de parada (mNm)	Corriente de parada (mA)	Gearhead	Reducción	L (mm)	Torque nom. (mNm)	Torque de Parada (mNm)	Vel. (rpm)	Corriente (mA)	L (mm)	Peso (g)
DC Micromotor Brushed 1024 SR Faulhaber Ø 10 mm, L 23.9mm, 6V, 10.8g	1.5	350	7460	6	4.6	998	Series 10/1	4	9.7	5	200	1250	282	33.6	16.8
								16	12.8	15	200	312.5	195.2	36.7	7
								64	15.9	54	200	78.1	173.5	39.8	8
								256	19	100	200	19.5	86.8	42.9	10
								4	9.7	1.92	200	1250	166.1	25.4	12.5
DC Micromotor Brushed 1016 G Faulhaber Ø 10 mm, L 15.7mm, 6V, 6.5g	0.48	170	5730	6	0.9	300	Series 10/1	4	9.7	7.68	200	312.5	166.1	28.5	7
								16	12.8	30.72	200	78.1	166.1	31.6	8
								64	15.9	100	200	19.5	132.9	34.7	10
								256	19	7.76	20	1694.6	410.4	35.4	17.7
								4	10.4	3.676	20	1148.4	213.3	28.1	12.7
DCX Brushed 10 L Maxon Ø 10 mm, L 25mm, 6V, 11g	1.94	436	6640	6	4.32	937	GPX 10	16	14.1	30	50	423.6	410.4	39.1	7.2
								64	17.2	100	150	119	345.6	42.2	7.7
								256	20.4	150	200	40.7	129.6	45.4	8.2
								4	10.4	14.704	50	287.1	213.3	31.8	7.2
DCX Brushed 10 S Maxon Ø 10 mm, L 17.7mm, 6V, 6g	0.919	233	4150	6	1.41	335	GPX 10	64	17.2	58.816	150	71.8	213.3	34.9	7.7
								256	20.4	150	200	28.5	142.2	38.1	8.2

El Motor DC Brushed 1024 SR, visto en la Figura 3.6, y el Gearhead Series 10/1 con reducción 16:1, ambos de la empresa Faulhaber, fue la combinación elegida para la flexión de los dedos meñique, anular, medio e índice. Las especificaciones técnicas y dimensiones tanto por separado como de la combinación se encuentran sombreadas de un color naranja claro en la Tabla 3.2.



Figura 3.6 - Motor DC Brushed 1024 SR.

El Motor DCX Brushed 10L, visto en la Figura 3.7, y el Gearhead GPX 10 con reducción 16:1, ambos de la empresa Maxon, fue la combinación escogida para la flexión del pulgar. Las especificaciones técnicas y dimensiones del motor, el Gearhead y la combinación se encuentran resaltados de un color verde claro en la Tabla 3.2.



Figura 3.7 - Motor DCX Brushed 10L.

El Motor DC Brushed 1016G, visto en la Figura 3.8, y Gearhead Series 10/1 con reducción 256:1, ambos de la empresa Faulhaber, fue la combinación escogida para la rotación del pulgar. Las especificaciones técnicas y dimensiones del motor, el Gearhead y la combinación se encuentran sombreados de un color turquesa en la Tabla 3.3.



Figura 3.8 - Motor DC Brushed 1016G.

#### 3.3.4. Excitador del Motor

Los motores DC no requieren de mucha electrónica asociada, siendo el excitador, el componente electrónico que necesita para su correcto funcionamiento y control.

El excitador es un dispositivo electrónico que tiene como funciones variar la velocidad de giro del motor y, asimismo, cambiar el sentido de giro del motor. Los excitadores poseen dos partes: una lógica y otra de potencia. La parte lógica, se encarga del control del motor. Tiene como entradas una señal PWM, la cual comanda la velocidad de giro del motor y una o dos señales digitales, con los cuales se controla el sentido de giro del motor. La parte de potencia, se encarga de darle la potencia, voltaje y corriente, necesaria al motor para su funcionamiento.

Para la selección del excitador, se toman en cuenta el voltaje y la corriente necesarios para los motores. Asimismo, se toma en cuenta el voltaje de alimentación de la parte lógica. Es por ello que los requerimientos a seleccionar fueron los siguientes:

- El voltaje de alimentación de la parte de control del driver tiene que admitir 3.3V o 5V, ya que el control del motor se hará mediante un microcontrolador, los cuales, en su mayoría, trabajan a esos voltajes.
- El voltaje de alimentación de la parte de potencia del driver tiene que soportar como mínimo 6V, ya que ese es el voltaje en el cual operan los motores DC seleccionados.

- La corriente continua que el driver pueda entregar al motor tiene que ser como mínimo 1A debido a que la corriente máxima de parada de los motores es de 1A. De esta manera, se tiene un pequeño factor de seguridad para proteger al driver.

En la Tabla 3.4, se muestran los excitadores comerciales que cumplen con los criterios antes mencionados.

Tabla 3.4 – Tabla comparativa de excitadores

Excitador	Canales de salida	Voltaje (V - V)	Corriente de salida continua (mA)	Corriente de salida máxima (mA)	Dimensiones (mm x mm)	Peso (g)
MC33926 Motor Driver Carrier	1	2.7 - 11	2500	5000	25 x 30	4,14
DRV8833 Dual Motor Driver Carrier	2	2.7 - 10.8	1200	2000	13 x 20	4
TB6612FNG Dual Motor Driver Carrier	2	4.5 - 13.5	1000	3000	15 X 20	4

Teniendo en cuenta los requerimientos presentados anteriormente, el modelo seleccionado fue el DRV 8838 de la empresa Texas Instruments, por su tamaño y reducción de la electrónica asociada, como se muestra en la Figura 3.9. Asimismo, en la Tabla 3.5, se muestran las especificaciones técnicas del dispositivo seleccionado.



Figura 3.9 – Microcontrolador DRV 8838.

Tabla 3.5 - Especificaciones técnicas del modelo DRV 8838

Parámetro	Valor	Unidad
Voltaje de alimentación de potencia	0-11	V
Voltaje de alimentación lógico	1.8 - 7	V
Corriente de salida continua	1.7	A
Corriente de salida máxima	1.8	A

### 3.4 Selección de Controladores

En la siguiente parte, se realiza la selección de los controladores locales y el controlador principal para el diseño de la tarjeta de control.

#### 3.4.1 Controlador Local

Los controladores locales tienen como función principal la adquisición de señales de posición y fuerza; y generar el movimiento de cada dedo, velocidad de procesamiento de 16MHz o mayor, y tiempo de respuesta máxima de 0.5 a 1 segundos para accionamiento de los dedos. Además, que tenga periféricos de comunicación serial (I2C) que permita entablar comunicación con el host principal de la etapa de procesamiento... En la Tabla 3.6 se muestran las entradas y salidas necesarias para realizar el control de posición de los dedos meñique, anular, medio e índice. Y en la Tabla 3.7, se muestran las entradas y salidas necesarias para el control de posición del pulgar.

Tabla 3.6 - Entradas y salidas para el control de posición del meñique al índice

	Entradas / Salidas	Modelo	Fabricante	Unid	Comunicación	VCC	Tiempo de respuesta	Temp.de op.(°C)	Tipo de Conector	Periféricos para controlador
Para control de movimiento de los dedos del Anular al Índice	Sensado de Fuerza	FlexiForce® Standard Model A101	TEKSCAN	1	Analógica	5V	< 5µsec	-.40°C - +60°C	2-pin Male Square Pin	01 ADC
	Sensado de Posicion	MLX90316	MELEXIS	2	PWM	5V	1ms	-.40°C - +150°C	6-pin Male	02 PWM
	Control de Motores	DRV8838 Low-Voltage H-Bridge Driver	TEXAS INSTRUMENT	1	Digital	5V	0....250kHz	-.40°C - +80°C	2-pin Male	01 PWM

Tabla 3.7 - Cuadro de entradas y salidas para el control de posición del pulgar.

	Entradas / Salidas	Modelo	Fabricante	Unid	Comunicación	VCC	Tiempo de respuesta	Temp.de op.(°C)	Tipo de Conector	Periféricos para controlador
Para control de movimiento del Pulgar	Sensado de Fuerza	FlexiForce® Standard Model A101	TEKSCAN	1	Analógica	5V	< 5µsec	-.40°C - +60°C	2-pin Male Square Pin	01 ADC
	Sensado de Posicion	MLX90316	MELEXIS	2	PWM	5V	1ms	-.40°C - +150°C	6-pin Male	02 PWM
	Control de Motores	DRV8838 Low-Voltage H-Bridge Driver	TEXAS INSTRUMENT	2	Digital	5V	0....250kHz	-.40°C - +80°C	2-pin Male	02 PWM

En la Tabla 3.8 se presenta un cuadro comparativo de tres modelos de controladores comerciales.

Tabla 3.8 - Cuadro comparativo entre tres controladores comerciales.

Selección de Controlador	Fabricante	Modelo	Velocidad (MHz)	Perifericos	E/S	Memoria Programa	EEPROM (kB)	RAM (kB)	VCC	Temp. Op. (°C)	Dimensiones (mm)
Para dedos y pulgar	Atmel	ATMEGA328P	16	I2C, USART, SPI, PWM	23	32	1	2	5	-40°C - +85°C	10x10x1.5
	Microchip	PIC16F1519T	20	I2C, USART, SPI, PWM	36	28	No	1	5	-40°C - +85°C	12x12x1.1
	Freescale	MC9S08PA16 VLC	20	I2C, USART, SPI, PWM	28	16	0.256	2	5	-40°C - +105°C	10x10x1.5

El modelo seleccionado fue el microcontrolador Atmega328P, ver figura 3.10, de la compañía Atmel, el cual cumple con los requerimientos mínimos de control, posee comunicación serial (I2C, SPI, USART), es el más pequeño y económico. Tanto las especificaciones técnicas del microcontrolador, así como sus dimensiones fueron presentadas en el cuadro comparativo entre los distintos microcontroladores.



Figura 3.10 - Microcontrolador ATmega328P en empaque SMD.

### 3.4.2 Controlador Principal

A continuación, se presenta el diseño electrónico del sistema correspondiente a la prótesis en investigación. Antes de iniciar el análisis de diseño, se tomó como referencia los modelos utilizados en los sistemas conocidos como el DLR-HIT, Magnus Hand, SmartHand y del artículo [Geberemichael,2010]. En la Tabla 3.9 se muestra la distribución de las señales de entradas y salidas con los otros subsistemas partiendo del esquema de la arquitectura electrónica de la prótesis vista en la Figura 3.2.

Tabla 3.9 – Tabla de señales de entrada y salidas.

Sistema	Entradas	Salidas	Unid	Señal	Tipo	VCC	Periféricos a CP	Observaciones
Controlador Local de Dedos	Comunicación Serial		5	Digital	Serial	5	I2C	Comunicación serial hacia los controladores de cada dedo
Biofeedback	-----	Control de Motores	3	Digital	PWM	5	PWM output	Diagrama de Flujo de Lógica de control
Supply	Nivel de Batería	-----	1	Analog / Digital	-----	-----	Analog / Digital Input	Diseño y Selección de Componentes
	-----	Indicador LED	1	Digital	-----		Pines Digital	Parpadeo de LED para nivel de la batería bajo
	Interruptor ON/OFF	-----	1	Digital	-----			conexión/desconexión del suministro.
Interfaces	-----	Indicadores LED	2	Digital	-----	5	Pines Digital	Indicadores visuales
EMG	Comunicación Serial		1	Digital	Serial	3.3	UART	Comunicación con el DPS
Computador	Comunicación Serial		1	Digital	Serial	5	USB / SPI	Para la interfaz de comunicación con la PC.

Características adicionales como frecuencia mín. de 16MHZ, nivel de voltaje no mayor a 5v, capacidad de memoria de 1Kbyte mínima, dispositivos acordes a dimensiones para tarjeta de 70x30x15mm y de montaje superficial.

Tabla 3.10 – Cuadro comparativo de controladores.

Item	Modelo	Vel.( MHz)	Conectividad	Periféricos	E/S	E/S PWM	memoria	VCC	Temp. Op. (°C)	Dimensiones	Empaque	Digike y Price \$	Observaciones
1	ATmega 32U4	16	I <sup>2</sup> C, SPI, UART/USA RT, USB	Brown-out Detect/Reset, POR, PWM,	26	4	32	5	40...+85	12x12x1.2	44-TQFP (10x10)	6.69	Es el modelo mas pequeño visto en la familia de atmel
2	AT90USB 128	16	EBI/EMI, I <sup>2</sup> C, SPI, UART/USA	Brown-out Detect/Reset, POR, PWM,	48	6	128	5	40...+85	16x16x1.2	64-TQFP (14x14)	11.41	Tiene mas propiedades que el modelo atmega32u4, pero ocupa mucho espacio
3	AT89C51 31A	48	I <sup>2</sup> C, SPI, UART/USA RT, USB	LED, POR, PWM, WDT	34	3	32	5	40...+85	12x12x1.2	64-VQFP (10x10)	8.55	Posee las mismas dimensiones que el atmega32u4, tiene mayor cantidad de pines que dificulta la soldadura

Se seleccionó el modelo atmega32u4 de la compañía Atmel, ver Figura 3.11, que en comparación a los otros modelos posee mayor espaciamiento entre pines, es el más pequeño y mantiene un estándar con los controladores locales, visto en la Tabla 3.10.

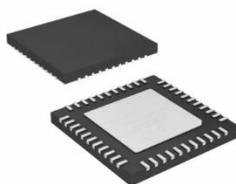


Figura 3.11 - Microcontrolador ATmega32U4 en empaque SMD.

### 3.5 Selección de Baterías

Primero, se realizaron los cálculos para el consumo total de la corriente pueden ser vistos a mayor detalle en el ANEXO 1, en el cual se obtuvo que la capacidad mínima de la batería debe ser de 1408.98 mAh.

Además, también se consideraron los niveles de voltaje mínimo para energizar a las tarjetas electrónicas, como se observa en la tabla 3.11.

Tabla 3.11 – Consumo de voltajes y corrientes

Consumo	Voltaje	Amperaje
Motores	6V	6.4A (arranque)
Servomotores	6V	1A (arranque)
Sensores	5V	40mA
Controladores	5V	160mA
Leds	5V	400mA

Para la selección de la batería se consideró que cumpla con la capacidad mínima de corriente, voltajes de 5V para los controladores, sensores, leds y de 6V para los motores y servomotores, además tengan poco peso y sea la más delgada posible. De lo indicado anteriormente, se escogieron las baterías tipo Lipo, por tener menos peso y mantener mejor su carga nominal, a diferencia de las Litio o Li-Ion. En la siguiente tabla 3.12, se presenta un cuadro comparativo de modelos de baterías tipo Lipo más comerciales.

Tabla 3.12 – Cuadro comparativo de baterías comerciales

#	Fabricante	Modelo	Capacidad (mAh)	CC	Tamaño (mm)	Peso (g)
1	GENS ACE	Gens ace 2s 4000mah 7.4v tx 2s1p lipo battery pack with jst-ehr connector discharge 2c	4000	2	77 x 54 x 22	147
2	PULS	Pulse lipo battery 3600mah 7.4v 2S (receiver battery) ultra power series discharge 15c	3600	6	98 x 45 x 16	152
3	SPEKTRUM	Spektrum spmb4000lprx 4000mah 2s 7.4v lipo receiver battery discharge 15c	4000	15	29 x 70 x 47	200

Se seleccionó el modelo Pulse LiPo Battery de 3600mAh que cumple con los requerimientos antes mencionados, como puede verse en la Figura 3.12.



*Specifications:*

Voltage: 7.4V  
Cell Count: 2S  
Capacity: 3600mAh  
Discharge Rate: 15C  
Charge Rate: 1C  
Dimensions: 98±2mm x 45±2mm x 16±2mm  
Weight: 152g

Figura 3.12 - Batería Lipo 3600mAh marca Pulse.

Refiriéndose a la alimentación de las tarjetas electrónicas, la salida de la batería seleccionada posee un voltaje de 7.4V, por lo cual se requiere salidas de voltaje reguladas de 5V y de 6V.

Se seleccionaron los reguladores de voltaje, del mismo fabricante Turnigy, con el fin de mantener un estándar, se consideró que sus dimensiones sean las más pequeñas posibles y poca electrónica asociada. Se eligió lo siguiente: el modelo HobbyKing™ Micro BEC 5V / 1A para la línea de 5V regulada, y el modelo Turnigy Dlux 10A lineal para la línea de 6V regulada vistos en las Figura 3.13a y 3.13b.

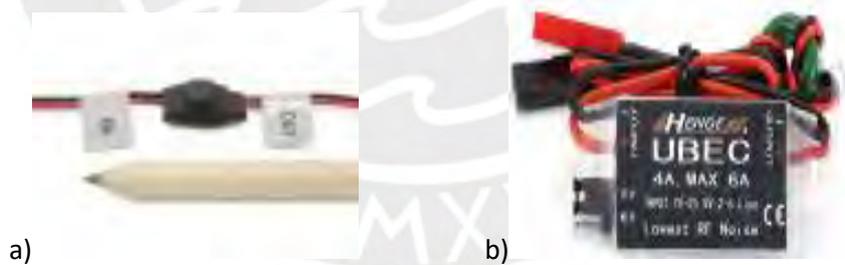


Figura 3.13 - Regulador Turnigy a) de 5V y b) de 6v.

### 3.6 Simulación por software

A continuación, se muestra el proceso utilizado para obtener el modelo de los dedos necesario para obtener los parámetros del control de movimiento, para ello se obtendrán las ecuaciones diferenciales de cada parte de la planta, obtener el modelo para cada dedo y finalmente calcular los valores de controlador. Los cálculos pueden ser vistos en el ANEXO 2.

En la siguiente ecuación, se muestra el modelo matemático obtenido de la planta, luego en la Figura 3.13, se visualiza el diagrama de control utilizando el entorno simulink de Matlab 2015b.

$$\left[ J_5 + Mz^2 + J_4 + r^2 J_3 + r^2 J_2 + r^2 \eta^2 J_1 + r^2 \eta^2 J_m \right] \ddot{\theta}_4(t) + \left[ b_5 + b_4 + r^2 b_3 + r^2 b_2 + r^2 \eta^2 b_1 + r^2 \eta^2 B_m + \frac{r^2 \eta^2 K^2}{R_a} \right] \dot{\theta}_4(t) = \frac{r \eta K}{R_a} u(t) + w z \sin(\theta_4(t))$$

Para la obtención de los parámetros del algoritmo de control de posición se optó por desarrollar un controlador Proporcional-Derivativo (PD), ya que el sistema presenta un componente integrativo por lo que no fue necesario utilizar un PID. Dicho controlador requiere la obtención de la constante proporcional (Kp) y constante derivativo (Kd). Estos parámetros se obtuvieron en el software Matlab realizando la sintonización utilizando el bloque de control 'PID controller' para tener un tiempo de respuesta del sistema no menor a 0.5 segundos. En la Figura 3.14, se muestra el esquema desarrollado en Matlab, en donde se tiene una entrada escalón unitario, controlador PD, y la planta del sistema.

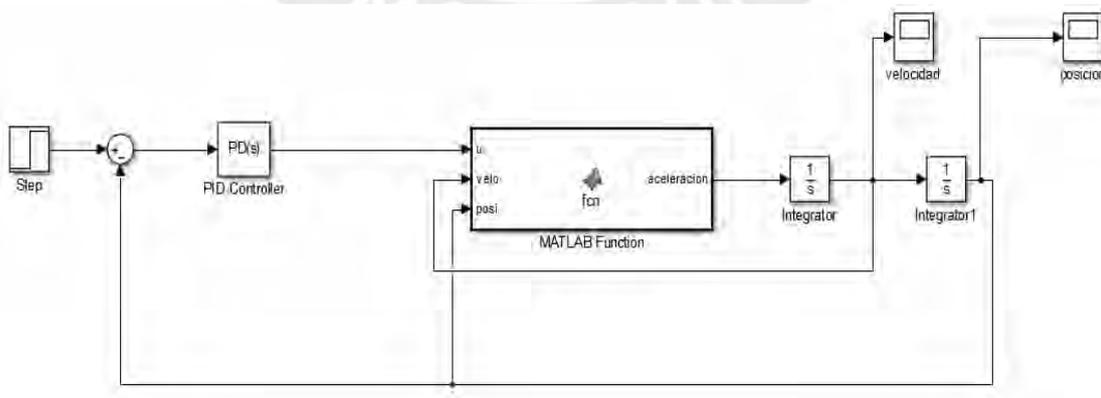


Figura 3.14 - Diagrama de simulación en Matlab

En la Tabla 3.13, se muestra los parámetros del controlador PD obtenidos.

Tabla 3.13 - Parámetros del controlador

	Parámetros PD
Constante Proporcional ( $K_p$ )	7.51
Constante Derivativa ( $K_d$ )	0.05

En la Figura 3.15, se muestra la respuesta de la planta del dedo índice con los parámetros asignados en la Tabla 3.13. Finalmente, en la Tabla 3.14, se muestra las características de la respuesta del sistema.

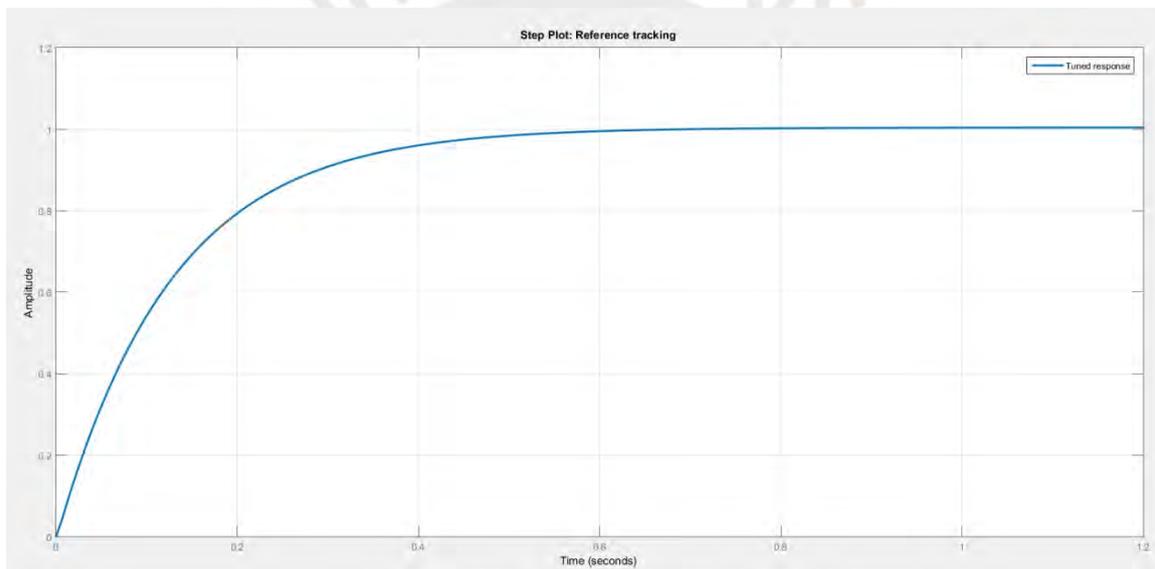


Figura 3.15 - Grafica de la Respuesta del Sistema

Tabla 3.14 - Datos de la respuesta del sistema

	Respuesta del Sistema
Tiempo de Subida	0.281 seg
Tiempo de Estabilización	0.5 seg
Sobre impulso	0%
Valor Final	1

### 3.7 Integración del Sistema

En la siguiente sección se desarrollan las tarjetas para el acondicionamiento de los sensores, el excitador de los motores y el control general del sistema empleando los algoritmos de control.

#### 3.7.1 Tarjeta de control del sistema

La tarjeta de control del sistema, incluye todos los controladores (local y principal), las interfaces de programación y comunicación con los otros sistemas (sistema EMG y háptico), conectores de entradas/salidas y periféricos (interruptores, leds) que permitan la activación/desactivación y visualización del funcionamiento del sistema. En la Figuras 3.16. se representa resaltado en rojo la ubicación y el volumen del espacio permitido dentro de la mano (700mmx400mmx150mm). El diseño incluye el acondicionamiento del sensor de fuerza que ha sido incluida en la tarjeta de control del sistema.

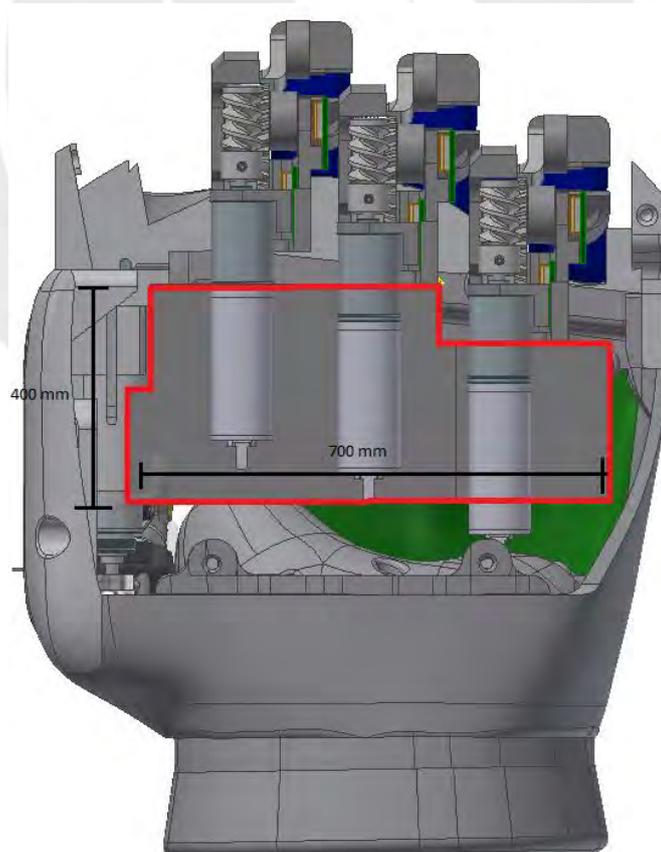


Figura 3.16 –Vista del espacio físico obtenido del software Inventor 2017.

El diseño de la tarjeta se dividió en dos circuitos:

La primera tarjeta comprende todos los componentes para accesibilidad y facilidad en la programación de los controladores, además de tener puntos de testeo de todas las señales de control y las señales de comunicación del sistema.

En la Figura 3.17, 3.18 y 3.19, se muestra el plano electrónico de los controladores locales necesarios para realizar el algoritmo de control de la posición y fuerza de cada dedo en los subsistemas esclavos.

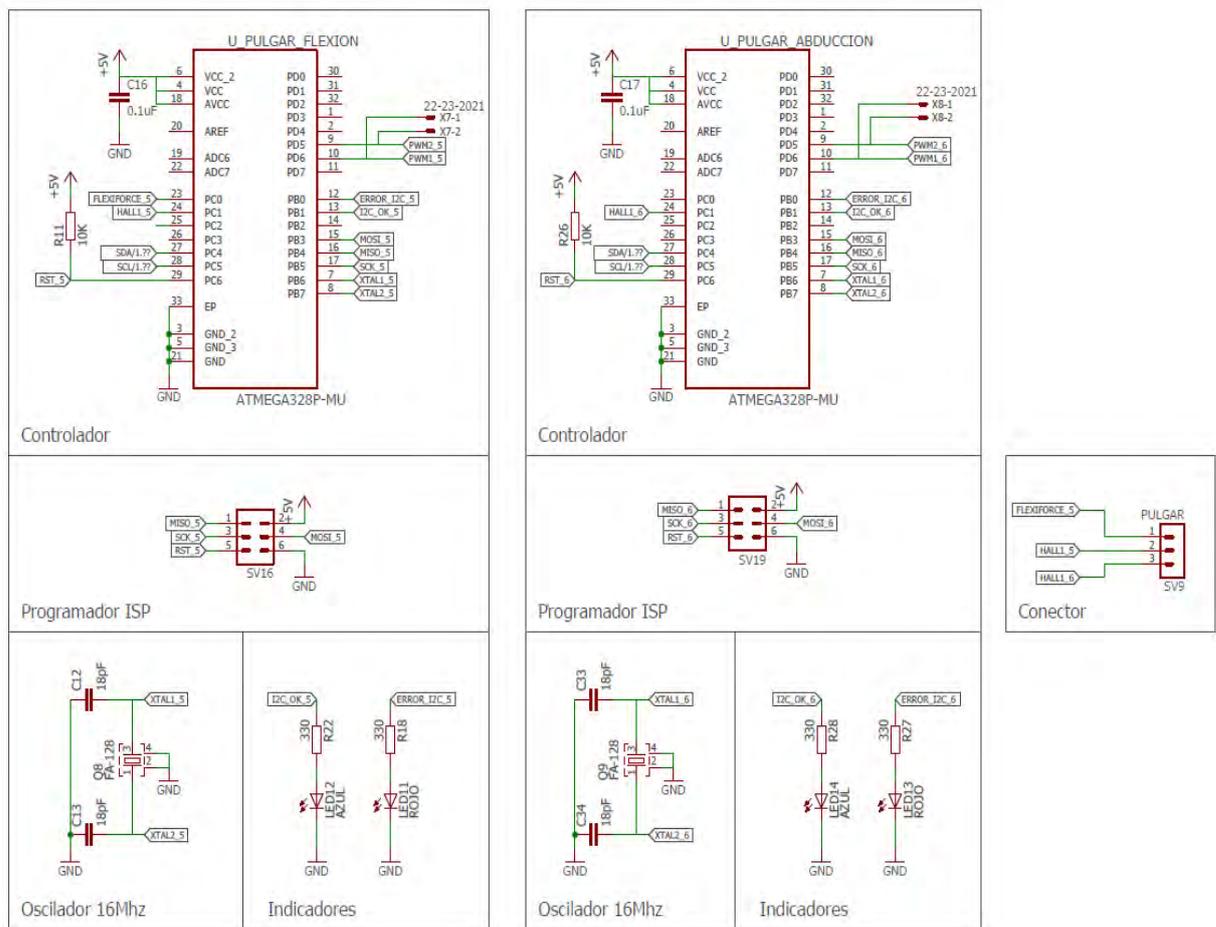


Figura 3.17 - Subsistema Esclavo Pulgar.

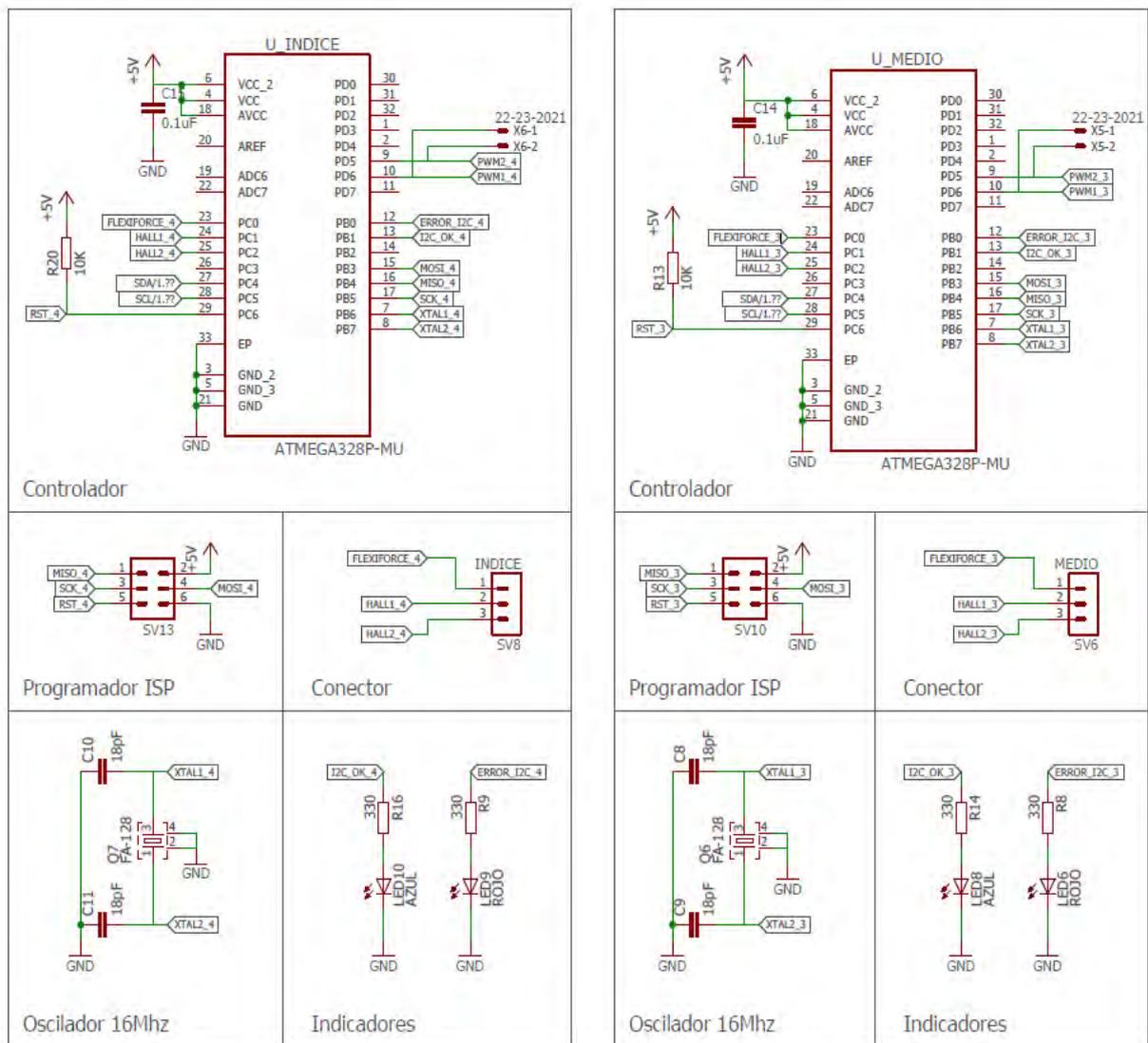


Figura 3.18 - Subsistema Esclavo Índice y Medio.

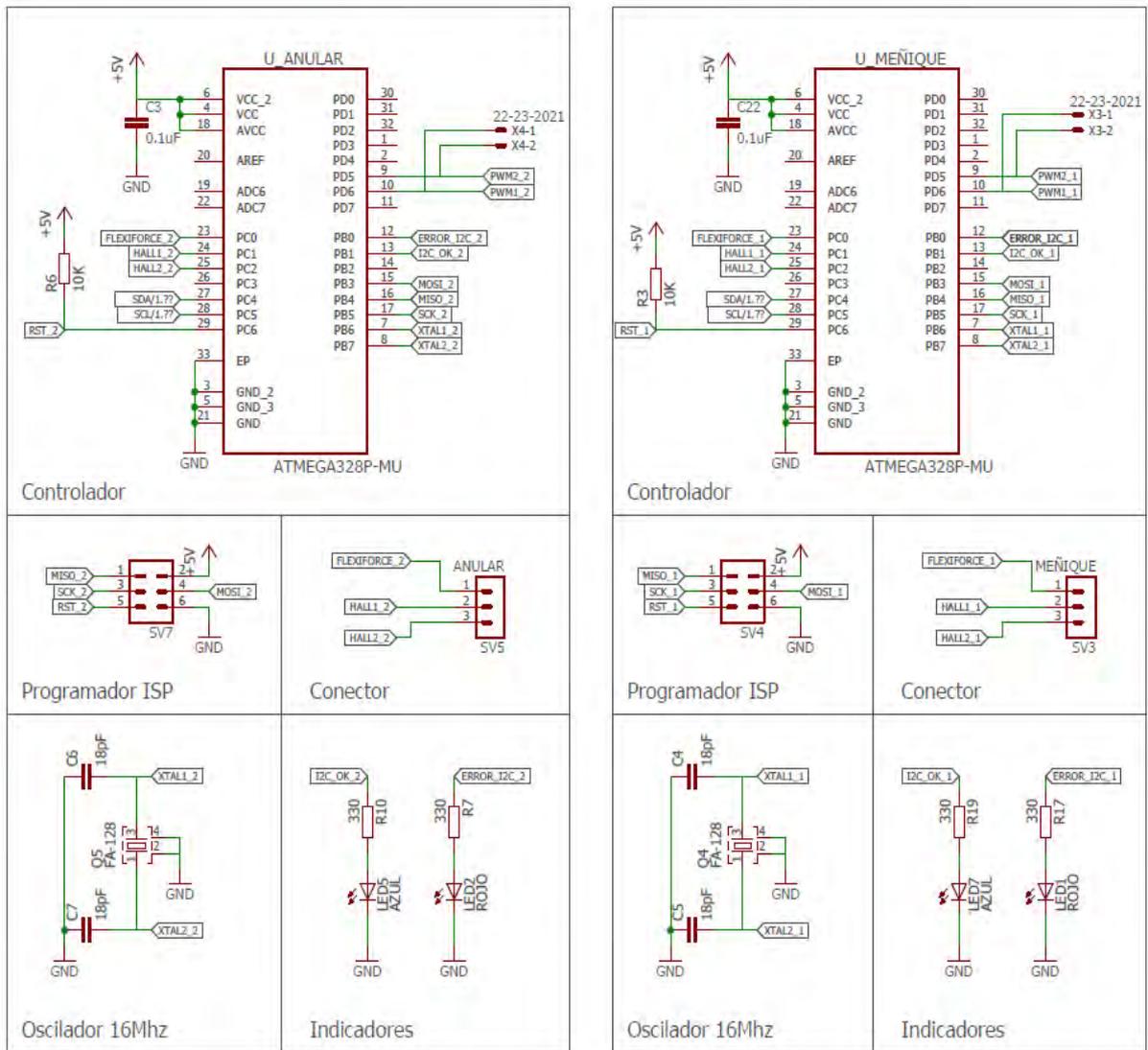


Figura 3.19 - Subsistema Esclavo Anular y Meñique.

En la Figura 3.20, se muestra el plano electrónico del controlador principal donde se ha desarrollado el programa principal y se observan sus interfaces de comunicación en el subsistema maestro.

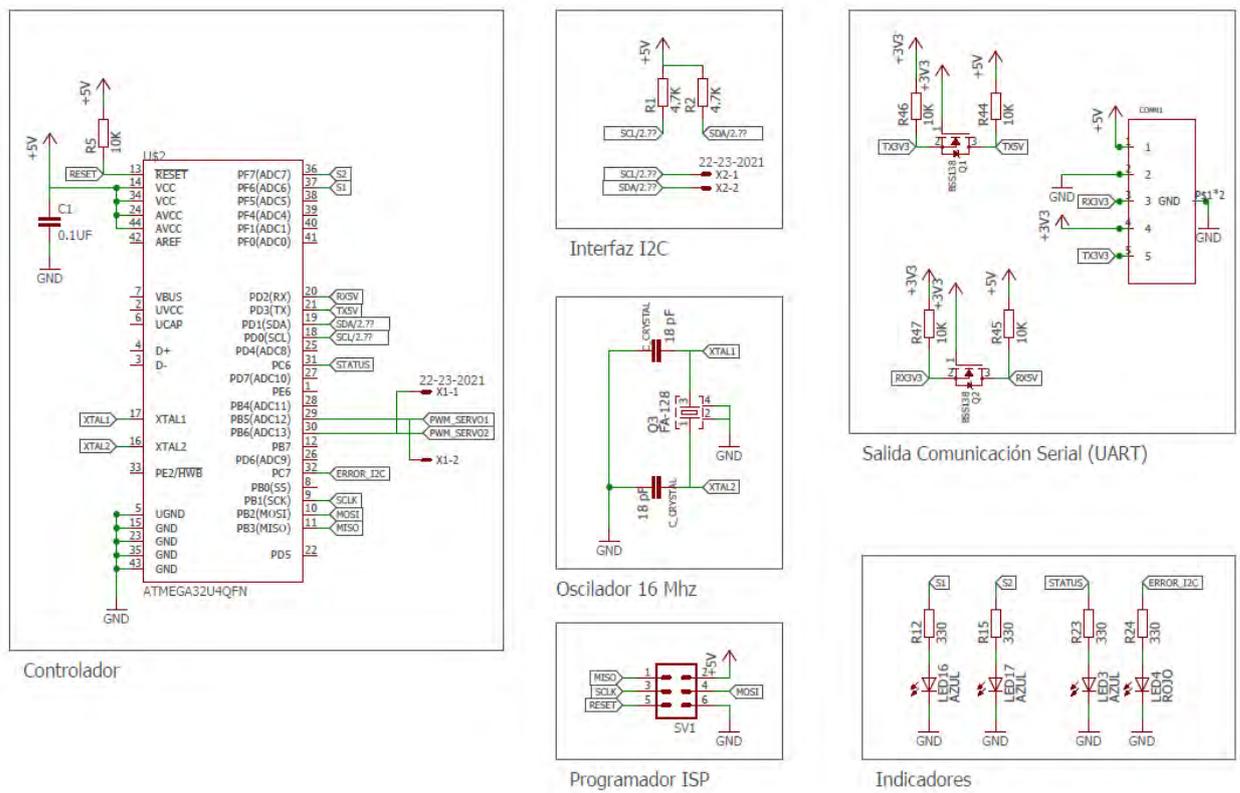


Figura 3.20 - Subsistema Maestro.

Realizado el diseño de las conexiones, se procedió a realizar el board que es el diseño en físico de la tarjeta del controlador principal y locales. A continuación, es presentado en la siguiente Figura 3.21

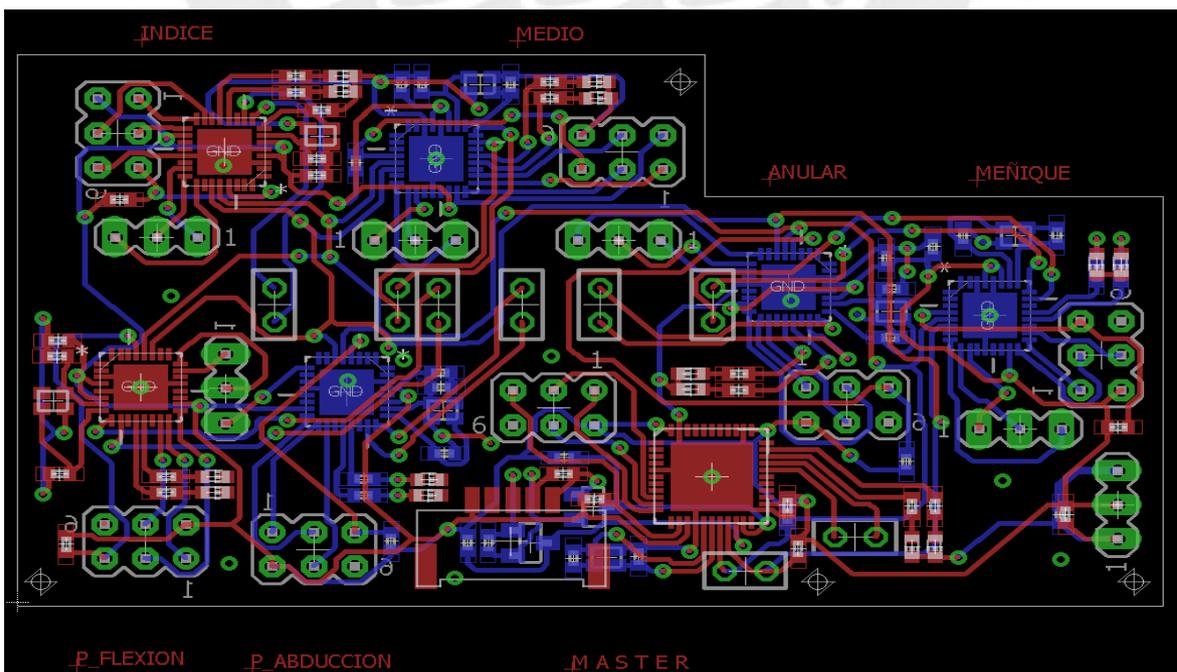


Figura 3.21 - Tarjeta de controladores.

La segunda tarjeta comprende todos los componentes de la etapa excitadora de los motores, como también las borneras de conexión de los sensores de posición y fuerza de cada dedo, vistos en la Figura 3.22.

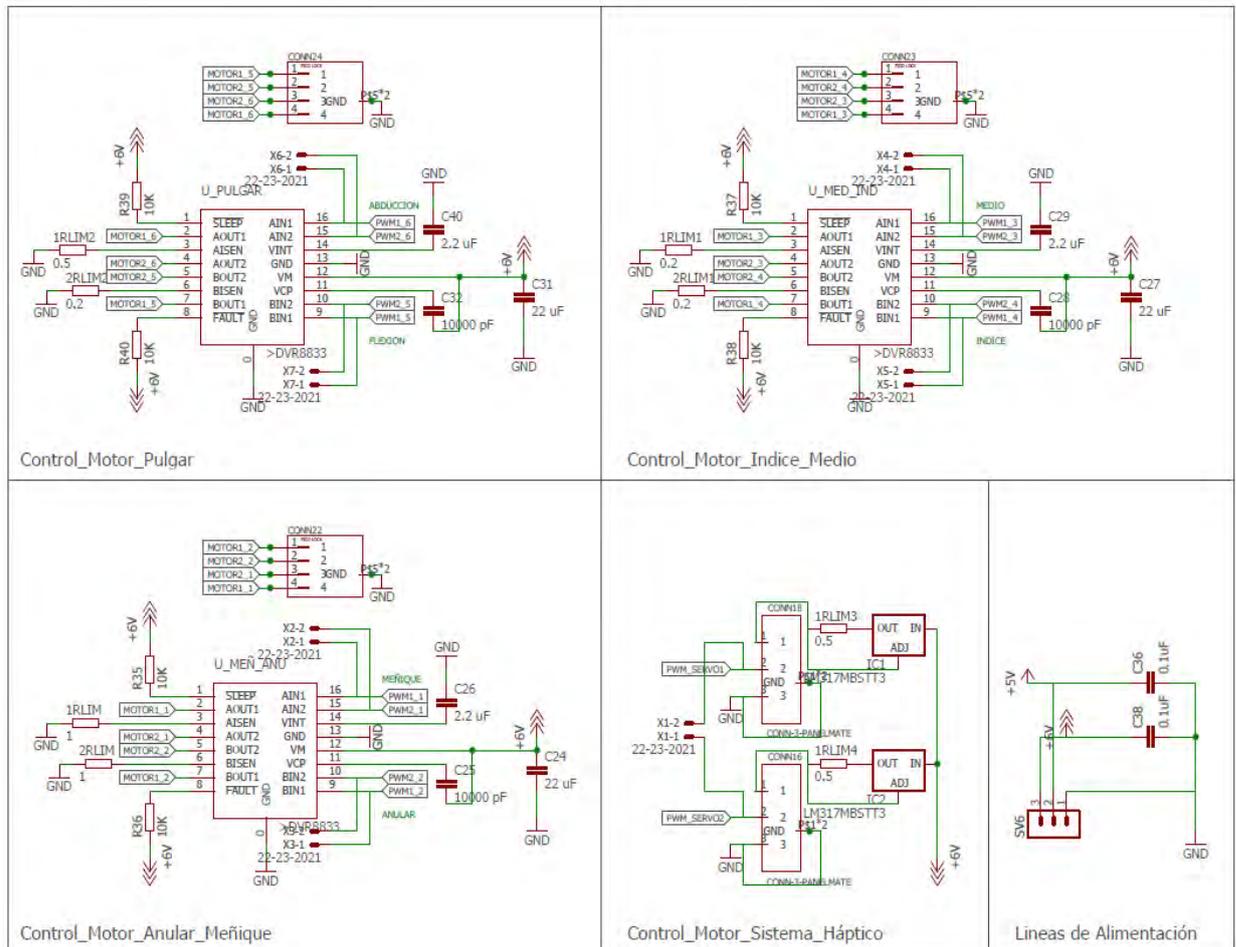


Figura 3.22 - Plano electrónico de tarjeta de excitadores de motores.

A continuación, es presentado en la siguiente Figura 3.22, se muestra el diagrama de componentes.

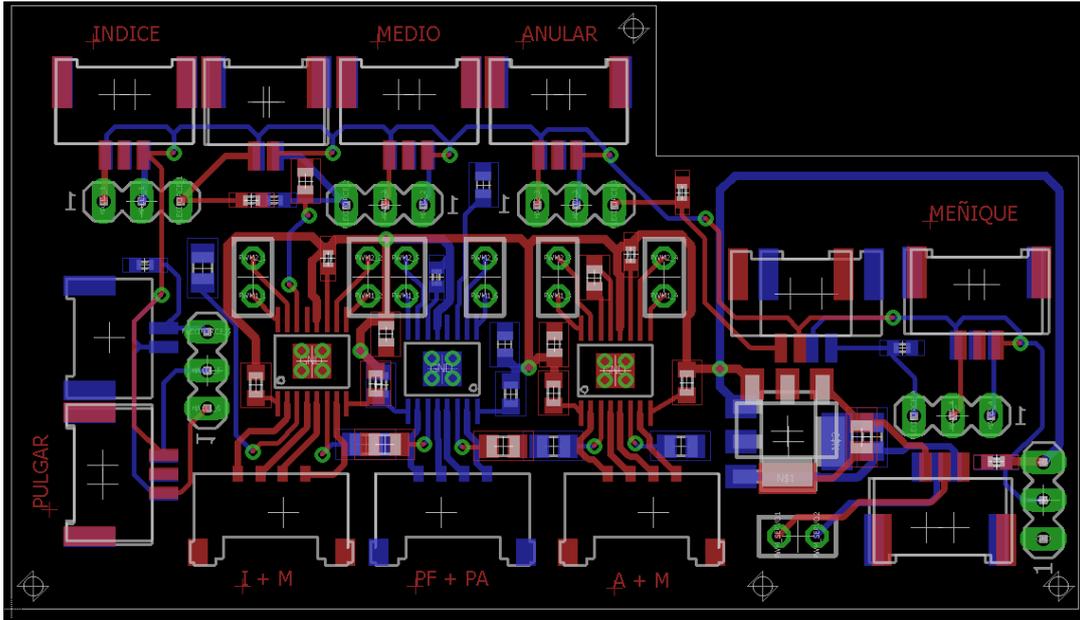


Figura 3.23 - Tarjeta de excitadores de motores.

### 3.7.2 Tarjeta del sensor de posición.

La tarjeta fue desarrollada acorde al modelo recomendado obtenido de las hojas técnicas del fabricante Melexis, el cual es mostrado en la Figura 3.24 y 3.25, para ello requerimos de una tarjeta de control adicional que deberá ser montada a una distancia mínima permitida de 2 – 5 mm para la detección del sensor.

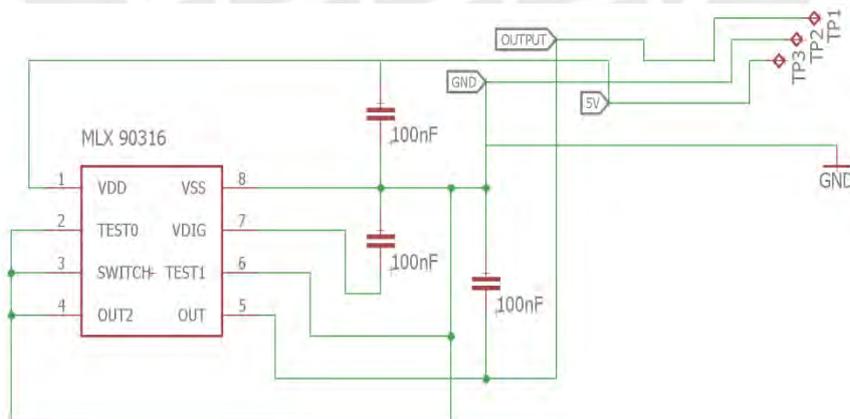


Figura 3.24 - Circuito del acondicionador.

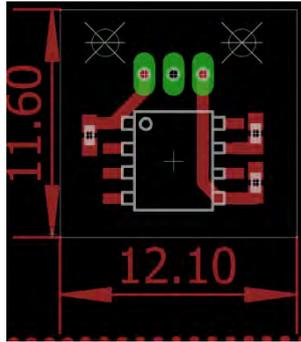


Figura 3.25 - Tarjeta del sensor (dimensiones en mm).

### 3.7.3 Tarjeta del excitador del motor

En base a los modelos seleccionados de motores vistos en la sección 3.3.4., se seleccionó el excitador más adecuado para el control de velocidad de los motores, a la vez se considera que estos dispositivos posean como característica la limitación de la corriente de salida para evitar los sobrecalentamientos y sobre corrientes al motor. En la Figura 3.26. se muestra el circuito del excitador del motor seleccionado, que permite a la vez el control de dos motores DC.

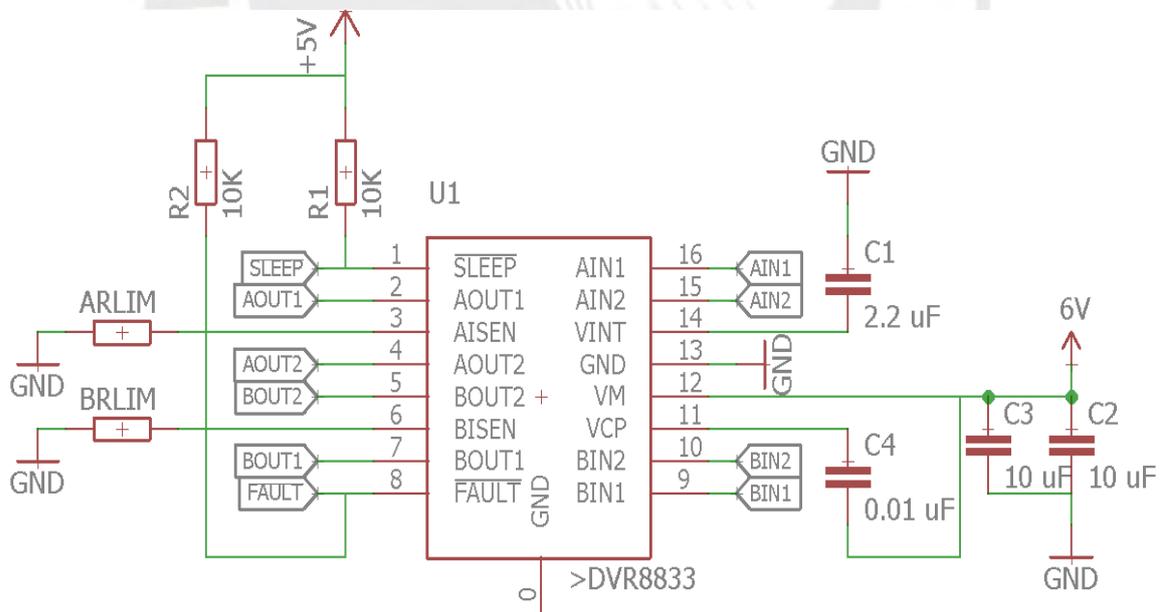


Figura 3.26 - Circuito del excitador del motor.

En la tabla 3.15, se muestran los valores comerciales obtenidos para la limitación de la corriente de entrada y protección de los motores DC, basados en los valores obtenidos de las hojas de especificaciones técnicas.

Tabla 3.15 – Valores comerciales para limitación de corriente.

Motor	I nom (A)	I parada (A)	Modelo de Driver	R comercial (ohm)
Meñique-Anular	0.13	0.207	DRV8838	1
Índice-Medio	0.338	0.66		0.2
Pulgar rotación	0.233	0.335		0.5
Pulgar flexión	0.436	0.937		0.2



## CAPÍTULO 4 EXPERIMENTOS Y RESULTADOS

En esta sección se realizará la evaluación de sistema desarrollado, la descripción de los experimentos realizados y presentación de los resultados obtenidos.

### 4.1. Experimentos

En la siguiente parte, se realiza algunas pruebas con las tarjetas fabricadas para la calibración de los sensores, circuito de control del motor y la tarjeta de control principal de la mano protésica.

#### 4.1.1 Prueba de calibración del sensor de posición

Esta prueba tiene como principal objetivo evaluar la respuesta obtenida de los sensores tipo hall y obtener un valor numérico para el ángulo de giro realizado. En la siguiente Figura 4.1, se muestran las tarjetas fabricadas para los sensores de posición.

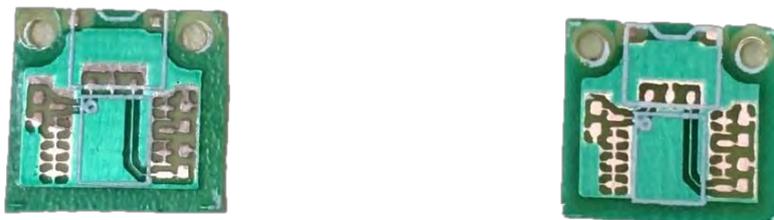


Figura 4.1 - Tarjeta del sensor con 0.8mm de espesor

Esta prueba se realiza mediante el giro del imán, el cual debe estar distanciado en un rango máximo entre 2 a 5mm respecto al sensor hall (Figura 4.2). En la adquisición de los datos se empleó una placa de control Arduino, de la cual se obtuvo los valores digitales del sensor, a partir de este se comparó la data obtenida respecto al ángulo realizado, como se observa en la Figura 4.3.

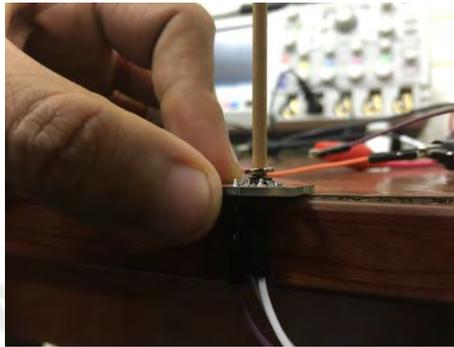


Figura 4.2 - Modulo de prueba del sensor de posición

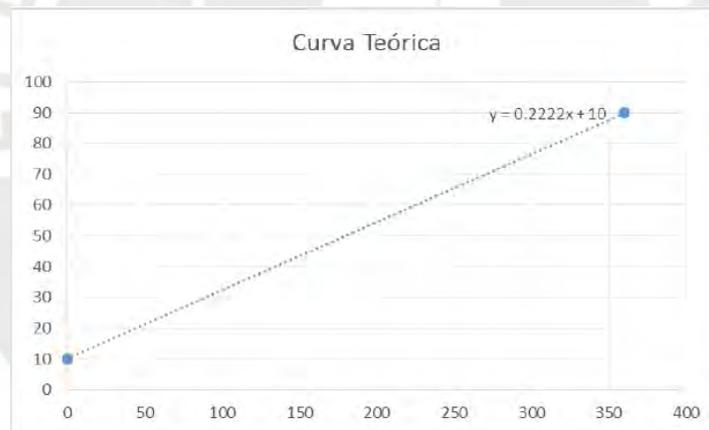


Figura 4.3 - Valores ADC del sensor MLX 90316 vs ángulo de giro

#### 4.1.2 Prueba de calibración del sensor de fuerza

Esta prueba tiene como principal objetivo evaluar la respuesta obtenida de los sensores de fuerza elegidos, tipo FSR del fabricante Teskcan, y así obtener una ecuación de la relación del valor de fuerza ejercido al punto de contacto vs el valor de fuerza medido por el dispositivo. En la Figura 4.4 se muestra el entorno de trabajo realizado para las pruebas. Se empleó el módulo de adquisición y dos sensores de fuerza calibrados, del fabricante PASCO, para el ensayo del sensor de fuerza seleccionado. Para ello, se fabricó un “dedo”

de prueba en el cual se posicionó el sensor ubicado delante de la yema del dedo, también se empleó un recubrimiento de silicona para la sujeción del sensor al dedo fabricado. Se empleó una placa de control Arduino para la adquisición de los datos obtenidos del sensor y utilizando la PC se realizó la toma de datos de la fuerza aplicada al punto de contacto.

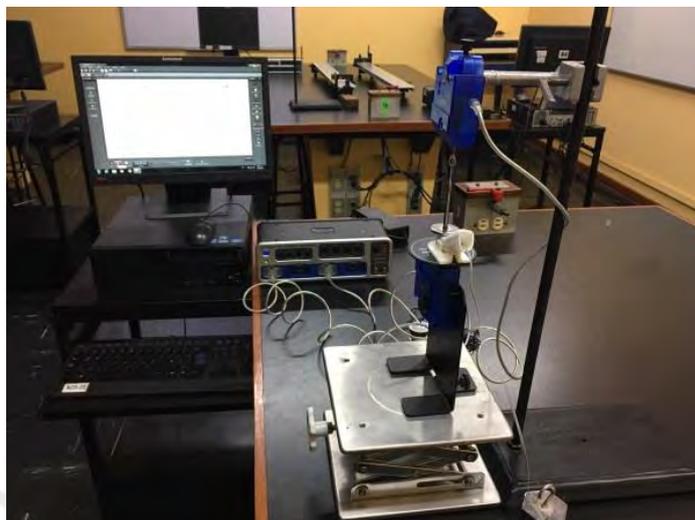


Figura 4.4 - Entorno de prueba del sensor de fuerza

En la Figura 4.5 se muestra las curvas de las respuestas obtenidas del valor digital de fuerza leída por el sensor vs el valor de fuerza ejercida en Newton. De las pruebas, se obtuvo la ecuación del comportamiento del sensor, se realizaron dos tipos de ajustes, uno exponencial y uno polinómico, del cual se seleccionó el primer gráfico ya que presenta un mejor ajuste al error ( $R=0.9963$ ) respecto a los valores muestreados.

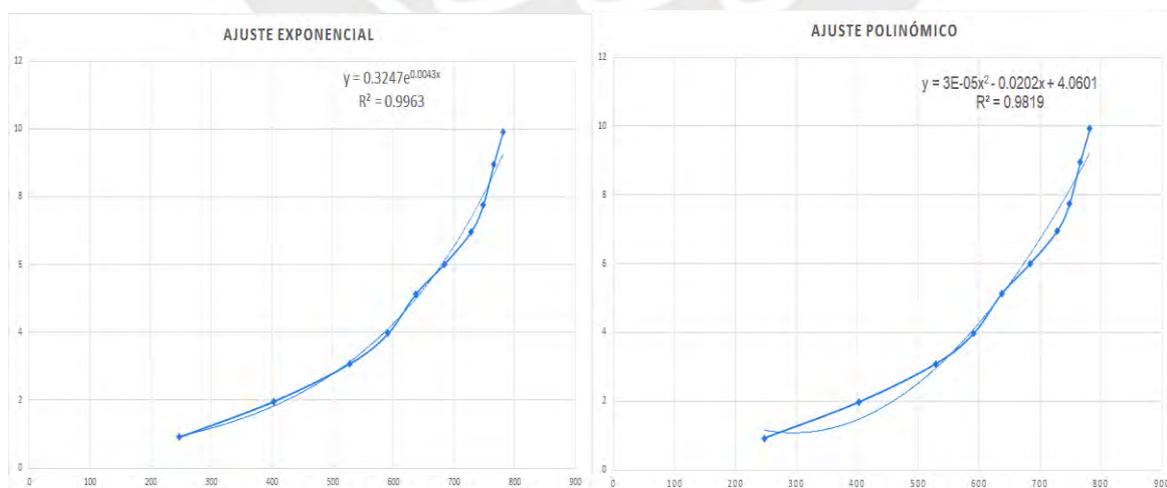


Figura 4.5 – Valores medidos del sensor FSR (eje x) vs fuerza ejercida (eje y)

### 4.1.3 Prueba del excitador

Las pruebas consisten en realizar el control de velocidad utilizando la tarjeta del excitador y un motor DC, empleando como entrada dos señales moduladas PWM; para generar esta señal se empleó un módulo de control Arduino. En la Figura 4.6 se muestra la tarjeta fabricada que posee un driver DRV8833 para dos motores del fabricante Texas Instrument.



Figura 4.6 - Tarjeta electrónica del driver DRV 8838.

En la Tabla 4.1, se muestra las funciones del dispositivo utilizado para el control de velocidad del motor DC.

Tabla 4.1 - Tabla de funciones, obtenida de hoja técnica DRV8833.

xIN1	xIN2	FUNCTION
PWM	0	Forward PWM, fast decay
1	PWM	Forward PWM, slow decay
0	PWM	Reverse PWM, fast decay
PWM	1	Reverse PWM, slow decay

Se realizaron las pruebas en vacío de la tarjeta y con el motor DC, obteniéndose los cambios de giro acorde a la relación de la tabla de funciones y a la variación de la velocidad correspondiente para distintos ciclos de trabajo de la señal de entrada.

### 4.1.4 Prueba de tarjetas electrónicas

Las pruebas que se realizaron fueron de continuidad de las pistas, de punto a punto y de verificación del diseño realizado versus la tarjeta fabricada. Se verificó los niveles de voltajes, la alimentación del sistema fue suministrado utilizando una fuente regulada de voltaje.

En las figuras 4.7 y 4.8 se muestran las tarjetas fabricadas implementadas con todos sus componentes electrónicos.

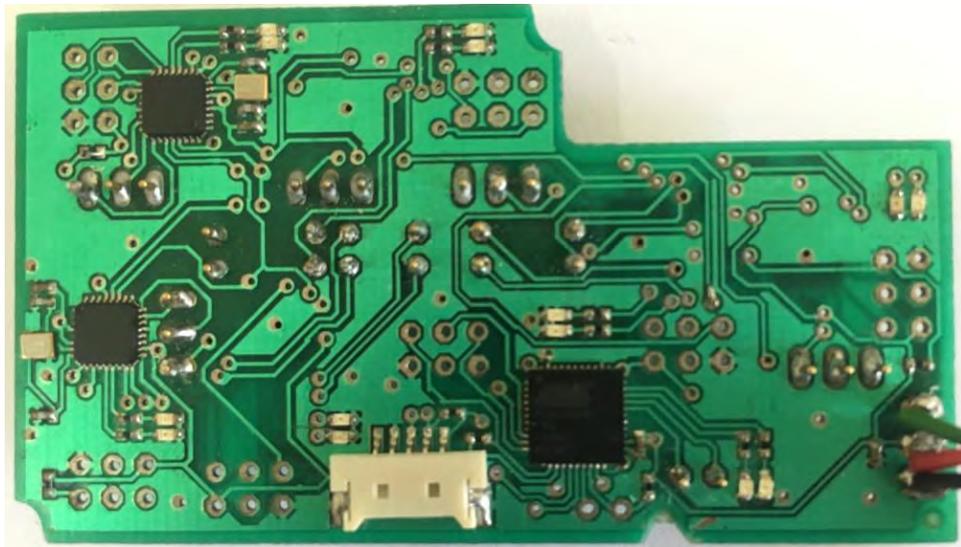


Figura 4.7 - Tarjeta de controladores.

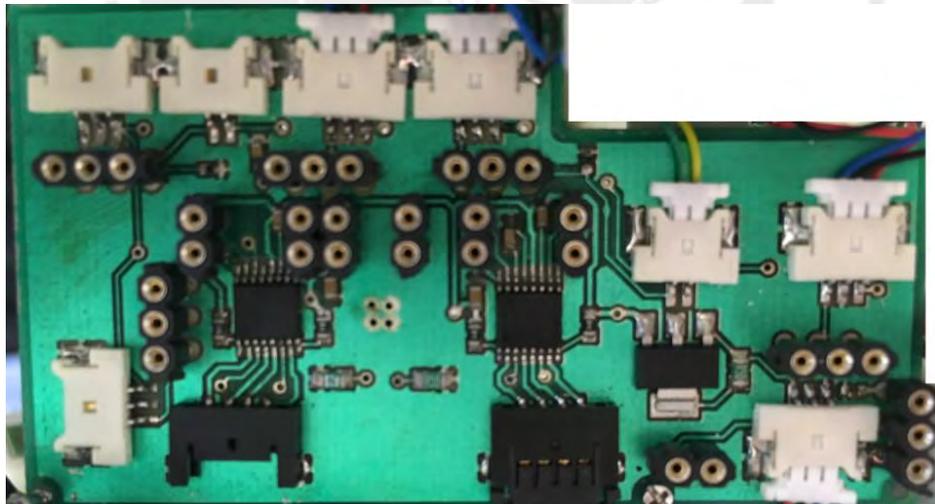


Figura 4.8 - Tarjeta de excitadores de motores.

Finalmente, en la Figura 4.8, se presenta la lista de componentes utilizados para la fabricación de la tarjeta electrónica.

Tabla 4.2 Lista de componentes electrónicos.

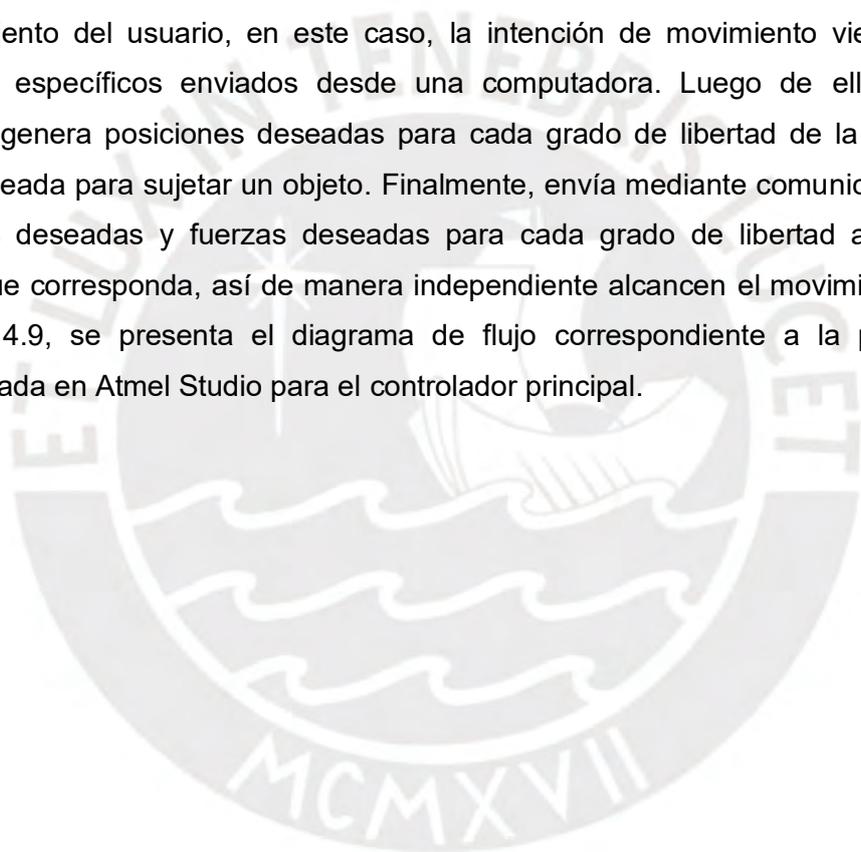
#	Descripción	Cantidad
R1	RES SMD 1K OHM 0.1% 1/16W 0402	6
R2	RES SMD 330 OHM 1% 1/16W 0402	18
R3	RES SMD 4.7K OHM 1% 1/16W 0402	2
R4	RES SMD 10K OHM 0.1% 1/16W 0402	6
R5	RES SMD 0.2 OHM 1% 1/3W 0805	4
R6	RES SMD 0.5 OHM 1% 1/3W 0805	4
R7	RES SMD 10K OHM 1% 1/8W 0603	4
R8	RES SMD 49.9K OHM 1% 1/4W 0603	6
R9	RES SMD 100K OHM 1% 1/8W 0603	6
C1	CAP CER 2.2UF 16V X5R 0603	6
C2	CAP CER 22UF 10V X5R 0603	6
C3	CAP CER 10UF 16V X5R 0603	12
C4	CAP CER 10000PF 16V X7R 0603	6
C5	CAP CER 18PF 50V C0G/NP0 0402	6
U1	DRIVER DRV8833	4
U2	ATMEGA328P-MU-ND	6
U3	CRYSTAL 16.0000MHZ 18PF SMD	8
U4	ATMEGA32U4QFN	2
LED1	LED RED CLEAR 0603 SMD	8
LED2	LED BLUE CLEAR 0603 SMD	8
IC1	IC REG LINEAR ADJ 1.5A SOT223-4	2
IC2	MOSFET N-CH 50V 220MA SOT-23	2
IC3	IC SENSOR ROT ANALOG 8-SOIC	12
IC4	EMU FOR SAM AND AVR MCU BASIC	1
CONN1	CONN HEADER 2POS 1.25MM R/A SMD	10
CONN2	CONN HEADER 3POS 1.25MM R/A SMD	20
CONN3	CONN HEADER 4POS 1.25MM R/A SMD	5
CONN4	CONN RECEPT 2POS 1.25MM LO PRO	10
CONN5	CONN RECEPT 3POS 1.25MM LO PRO	20
CONN6	CONN RECEPT 4POS 1.25MM LO PRO	5
CONN7	CONN TERM FEMALE 24-28AWG	50
CONN8	CONN TERM FEMALE 28-30AWG GOLD	100
CONN9	TOOL HAND CRIMPER 28-32AWG SIDE	1
X1	Cables	1
X2	Otros Insumos	1

## 4.2. Configuración de sistema de control

A continuación, se muestran los diagramas de flujo empleados para el controlador principal y los locales, los que han sido realizados en lenguaje de programación C utilizando el software AVR STUDIO de Atmel.

### 4.2.1 Diagramas de Flujo

El sistema principal tendrá la función de recibir mediante comunicación USART la intención de movimiento del usuario, en este caso, la intención de movimiento viene dada por comandos específicos enviados desde una computadora. Luego de ello, analiza la intención, genera posiciones deseadas para cada grado de libertad de la prótesis y la fuerza deseada para sujetar un objeto. Finalmente, envía mediante comunicación i2c, las posiciones deseadas y fuerzas deseadas para cada grado de libertad al subsistema esclavo que corresponda, así de manera independiente alcancen el movimiento final. En la Figura 4.9, se presenta el diagrama de flujo correspondiente a la programación implementada en Atmel Studio para el controlador principal.



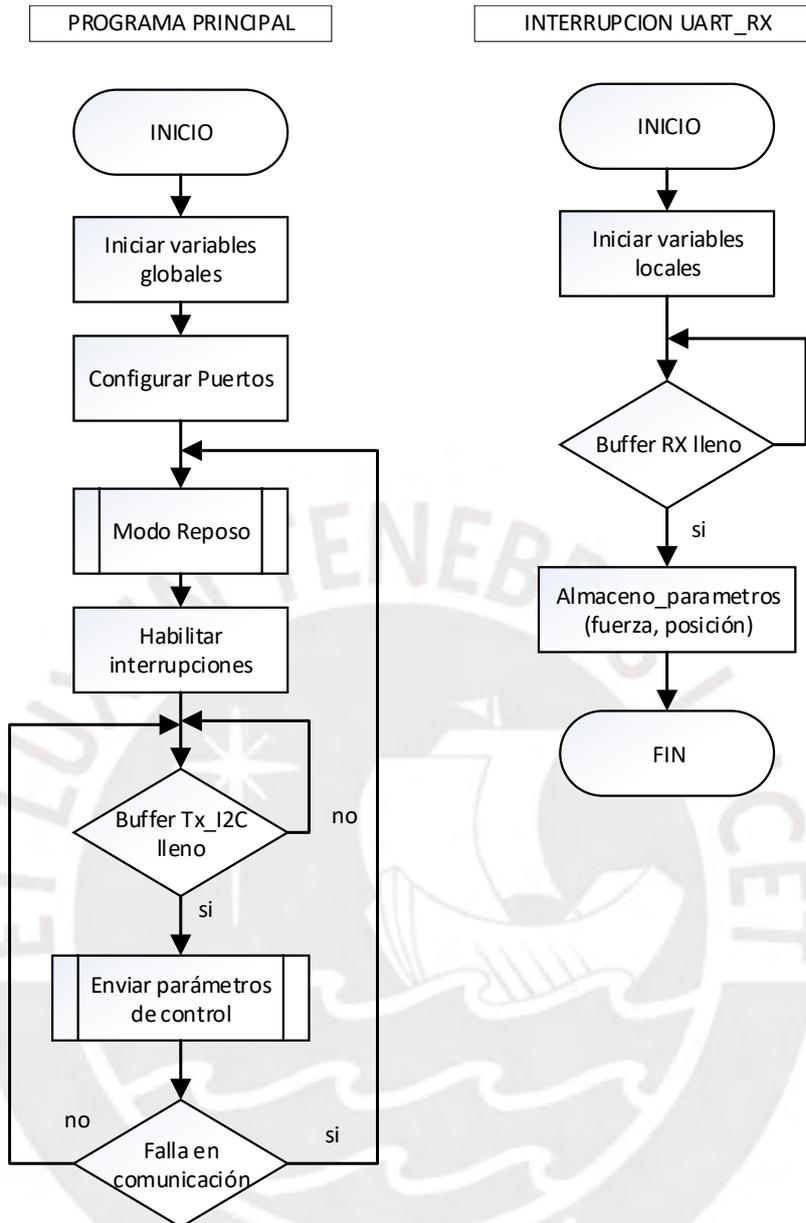


Figura 4.9 - Diagrama de flujo para el controlador principal

En la Figura 4.10, se presenta el diagrama de flujo correspondiente a la programación implementada en Atmel Studio para los controladores locales donde fue implementado el algoritmo de control.

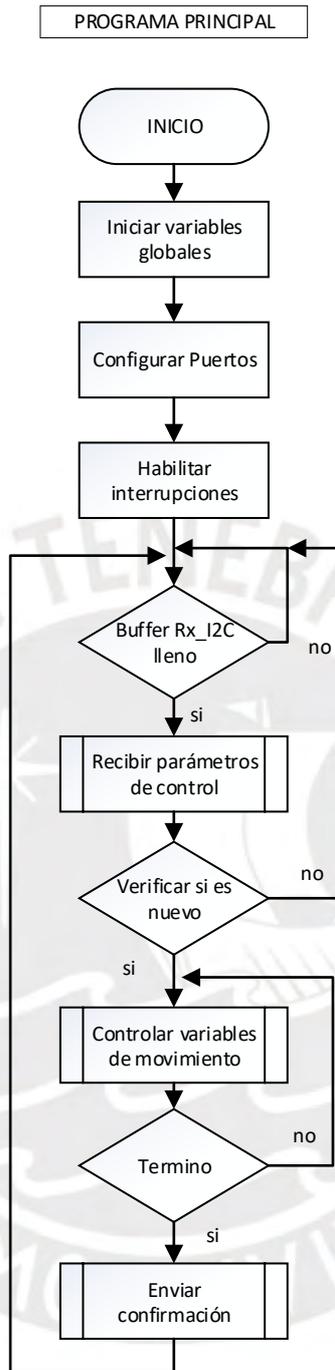


Figura 4.10 - Diagrama de flujo para los controladores locales

#### 4.2.2 Programas

Los programas fueron desarrollados en lenguaje C que son presentados en el ANEXO 3 y para la programación de los controladores se empleó el software Atmel Studio 7.0.

### 4.3 Integración con el sistema mecánico

En adelante se mostrará la implementación de las tarjetas electrónicas realizadas en la anterior sección con el sistema mecánico de la mano protésica.

#### 4.3.1. Implementación de tarjeta de sensor de posición.

En la Figura 4.11, se observa la ubicación de los sensores para la medición de la flexión de los dedos índice al meñique.

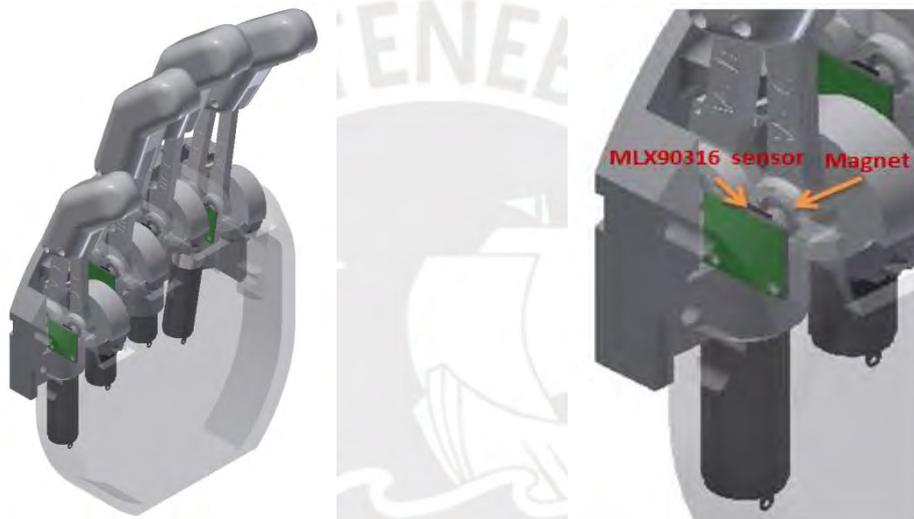


Figura 4.11 - Ubicación de sensores Índice, Medio, Anular y Meñique

En la Figura 4.12, se observa la ubicación de los sensores para la medición de la flexión y abducción del dedo pulgar.



Figura 4.12 - Ubicación de sensores en el Pulgar

#### 4.3.1. Implementación del sensor de fuerza.

En la Figura 4.13, se observa la ubicación de los sensores de fuerza ubicadas en la parte delantera de la yema de los dedos con un recubrimiento blanco de silicona.

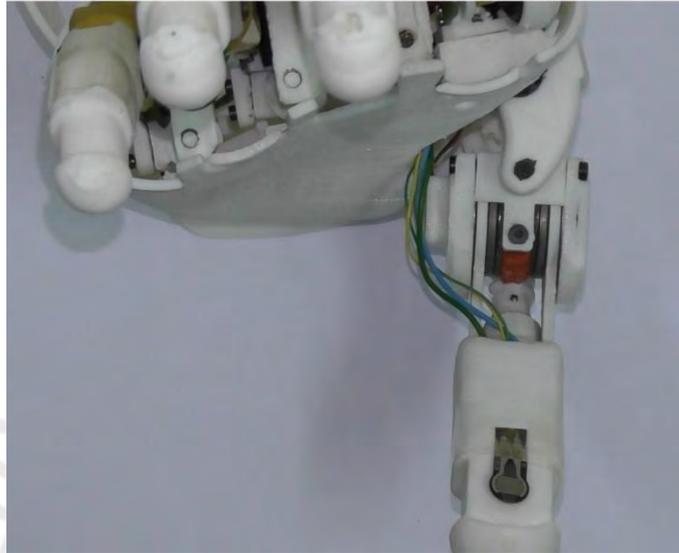


Figura 4.13 - Ubicación de sensores de fuerza en dedos.

#### 4.4 Pruebas del sistema integrado

Las siguientes pruebas se realizaron en dos fases, uno es el control de gestos de la mano y el segundo es la manipulación con objetos.

##### 4.4.1 Pruebas Preliminares.

Las pruebas preliminares se realizaron para los controladores locales y el controlador principal, los que son detallados a continuación:

- Verificar señales de control en los controladores locales: En esta etapa se realiza una inspección de las señales recibidas por los sensores, las señales de control transmitidas a los circuitos de control (drivers) de los motores DC y testeo de los leds de inspección, visto en la Figura 4.14.

- Verificar señales de control y comunicación del controlador principal: Para ello, se realizaron pruebas de las señales de control transmitidas a los circuitos de control (drivers) de los motores DC. Además, se realizan pruebas de comunicación serial utilizando el sistema hyperterminal de la PC (se utilizó el protocolo USART), para la simulación de la recepción de la información con el controlador del Sistema EMG.
- Verificar comunicación entre controladores locales y el principal: Se realizaron pruebas de comunicación y velocidad de transferencia/recepción de datos con los controladores locales, empleando el protocolo I2C.



Figura 4.14 - Pruebas de Testeo de tarjetas electrónicas.

Una vez verificado los pasos anteriores, se realizan pruebas con los algoritmos de control de posición para el control de gestos y control de impedancia para la manipulación de objetos, de esta manera se optimizan los tiempos de procesamiento y se evalúa el comportamiento real del sistema.

En la siguiente Figura 4.15, se muestra la tarjeta en funcionamiento integrada en la estructura de la prótesis desarrollada.

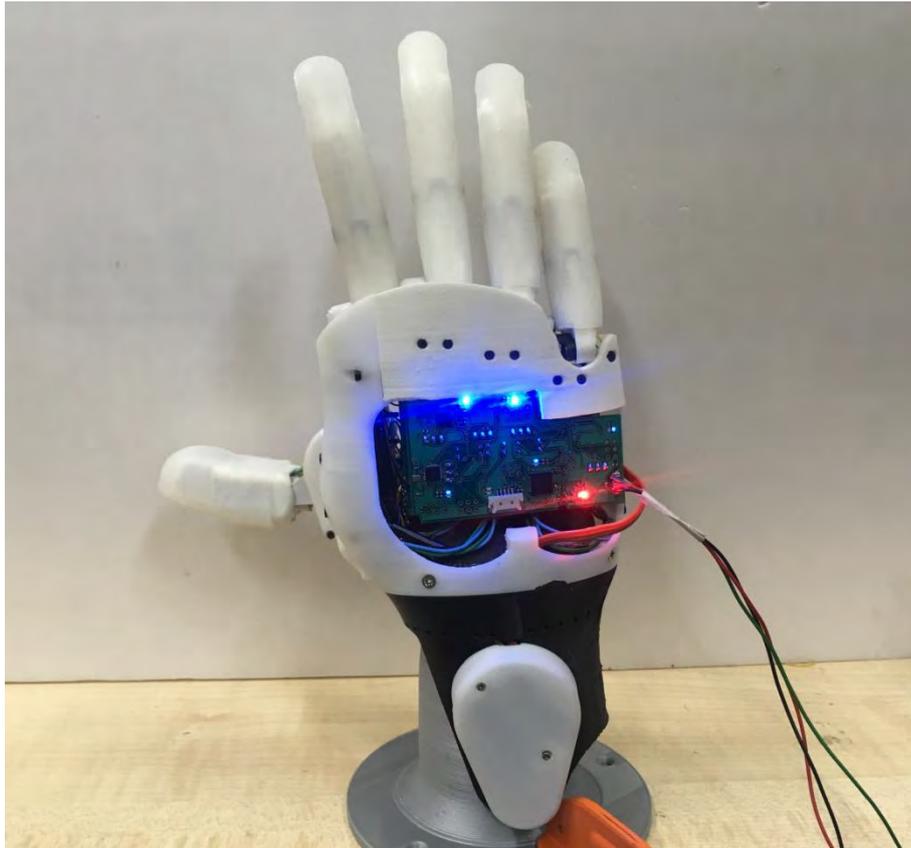
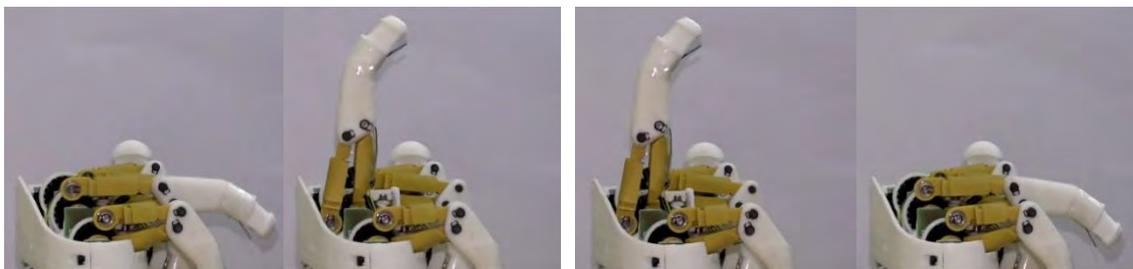


Figura 4.15 - Ubicación de tarjetas electrónicas en prótesis de mano.

#### 4.4.2 Control de movimiento de los dedos.

En la Figura 4.16 se muestra la respuesta de las pruebas realizadas para generar los movimientos de flexión y extensión de cada dedo, como también la abducción/aducción del dedo pulgar. En la Tabla 4.3 se detallan los valores obtenidos del tiempo de respuesta por cada movimiento realizado.



(a) Extensión (t=0.45s)

(b) Flexión (t=0.38s)

Figura 4.16 - Extensión y flexión del dedo anular

Tabla 4.3 – Tiempo de respuesta por dedo.

Dedos	Tiempo (segundos)	
	Flexión	Extensión
Índice	0.3835	0.4585
Medio	0.3835	0.4585
Anular	0.3515	0.4265
Meñique	0.292	0.367
Pulgar	0.383	0.3
Todos	0.382	0.442
	Abducción	Aducción
Pulgar	0.4835	0.492

#### 4.4.3 Control de gestos de la mano.

Se debe generar el control del gesto de la mano y se observa la acción que realiza la prótesis. Se comprueba la ejecución correcta del gesto de la mano, como se puede apreciar en la Figura 4.17 para un gesto de agarre tipo pinza.



Figura 4.17 - Modo de reposo y gesto en pinza (t=0.42s)

#### 4.4.4 Manipulación de objetos.

Los objetos utilizados son de dos tipos, de materiales deformables y no deformables, los objetos deformables son de plástico y los objetos no deformables de madera o de metal que no posean residuos filosos o cortantes. En las pruebas, primero se coloca el objeto a mover frente a la prótesis, seguidamente se dan las indicaciones del gesto adecuado para el tipo de agarre que debe realizar para manipular el objeto, luego se solicita al participante que acerque la mano protésica al objeto y que inicie a sujetarlo. En las Figuras 4.18, 4.19

y 4.20, se observa la respuesta del sistema a distintos tipos de agarre cilíndrico, en C, lateral y trípode.



(t=0.52s)



(t=0.5s)

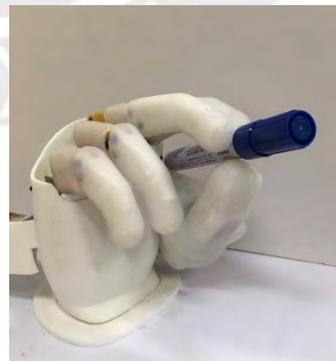
Figura 4.18 - Agarre Cilíndrico de objetos.



Figura 4.19 - Agarre en C. (t=0.42s)



(t=0.49s)



(t=0.45s)

Figura 4.20 - Agarre en lateral (izquierda) y trípode (derecha).

#### 4.4.5 Pruebas de medición de fuerza.

En la realización de las pruebas con los sensores de fuerza ubicados en la yema de los dedos se procedió a implementar un programa en el entorno Atmel Studio.

Los datos proporcionados por el sensor de fuerza son leídos por el puerto análogo-digital (ADC). El programa implementado contempla una configuración en la lectura en el pin ADC0, pre escalador igual a 8. También se configuró el USART con 9600 bits por segundo, 8 bits de trama de datos, 1 bit de parada y no paridad. Por último, se declaró una variable, la cual fue la encargada de almacenar el valor digital de la lectura del sensor.

El experimento realizado consistió en aplicar diferentes niveles de fuerza durante la flexión de los dedos índice, medio y pulgar (desde 1N hasta 3N) a un objeto deformable (para ello se utilizó un vaso de plástico), en este caso se utilizó un vaso de plástico que presenta una deformación visible, en las siguientes Figuras 4.21 y 4.22 se presentan dos experimentos al aplicar un nivel de sujeción de fuerza en los dedos pulgar, índice y medio. En este experimento se aplicó un nivel de fuerza de 1N a 2N y en una prueba siguiente un cambio de nivel de sujeción de fuerza 2N a 3N.

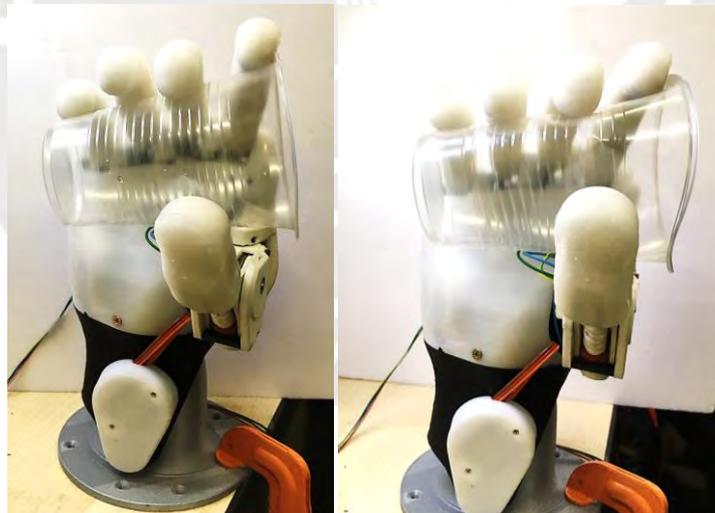


Figura 4.21 - Prueba de agarre de fuerza de 1N a 2N.

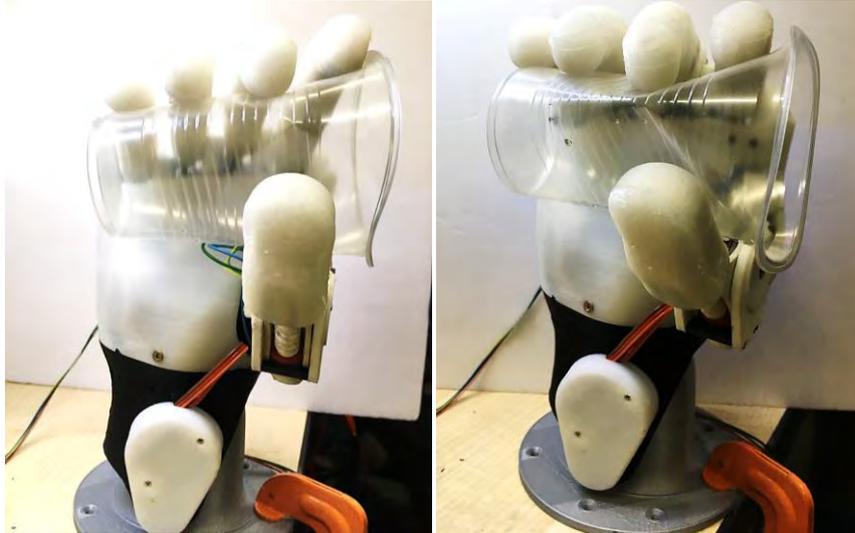


Figura 4.22 - Prueba de agarre de fuerza de 2N a 3N.

En la Figura 4.23, se presenta un gráfico del resultado de la medición del sensor de fuerza del dedo índice, donde el eje X representa el tiempo de muestreo de 10ms para cada lectura del sensor y en el eje Y se obtiene la representación digital del valor de fuerza cada 0.01N.

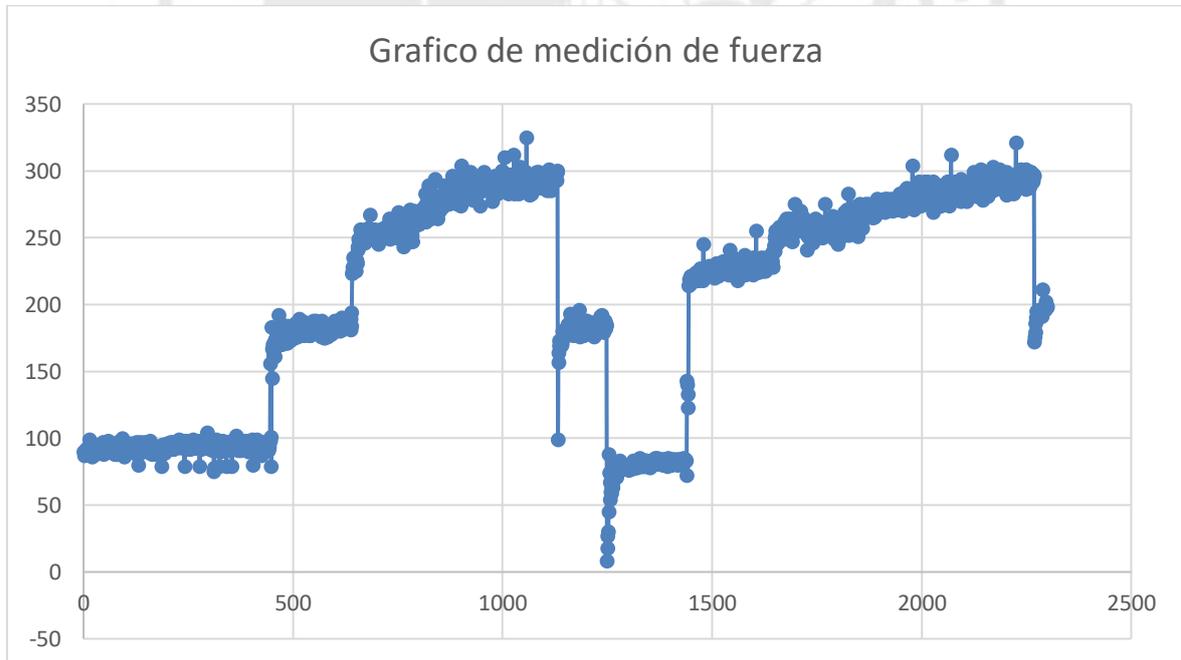


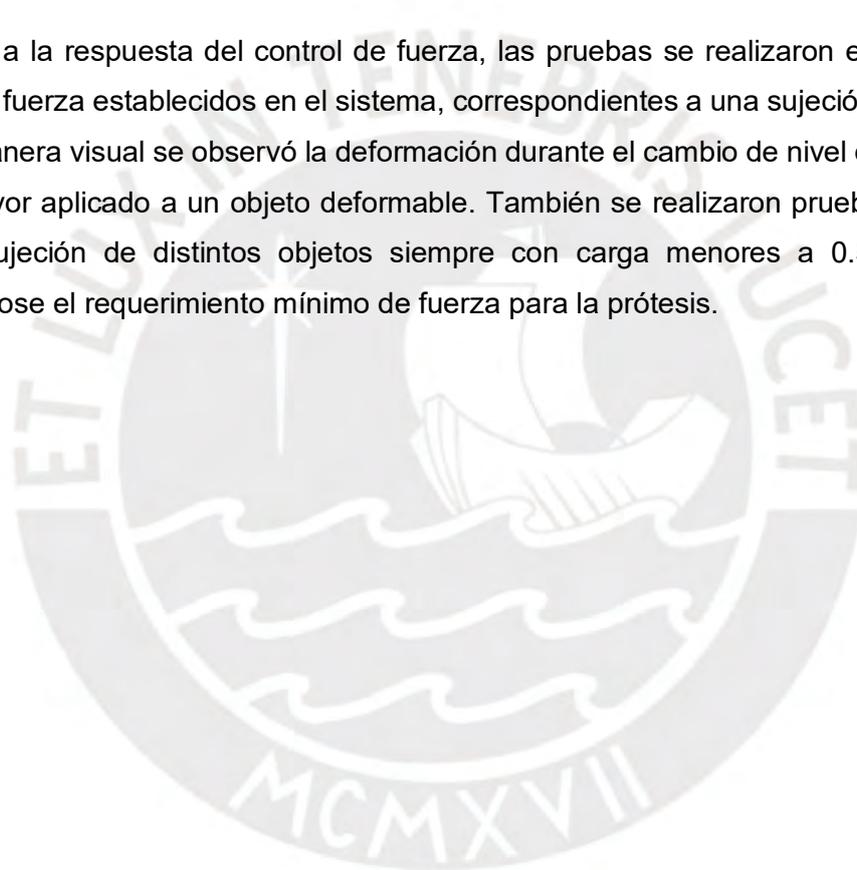
Figura 4.25 - Gráfico de valor de Fuerza (eje y) vs t=10ms (eje x).

Por lo tanto, se obtuvo el resultado esperado de la medición de la fuerza en los valores digitales promedios de 100 (1N), 192 (2N) y 297 (3N) con una toleración de error del 5%, al aplicar diferentes valores de fuerza en el agarre de un objeto deformable.

#### **4.5 Discusión de Resultados.**

De las pruebas realizadas se obtuvieron tablas con los tiempos de respuesta de los dedos, lo cual verifica que los parámetros de control determinados en la simulación del control de posición fueron los correctos. Si bien estos tiempos de respuestas menores a 0,5 segundos corresponde al movimiento de flexión y extensión de un dedo humano, sin embargo, esto únicamente se cumplió hasta una flexión de 90 grados, ya que al realizar una flexión completa del dedo el tiempo de respuesta fue mayor debido a la resistencia existente de la silicona que cubre a cada dedo.

Referente a la respuesta del control de fuerza, las pruebas se realizaron en base a tres niveles de fuerza establecidos en el sistema, correspondientes a una sujeción de 1N hasta 3N. De manera visual se observó la deformación durante el cambio de nivel de fuerza bajo a uno mayor aplicado a un objeto deformable. También se realizaron pruebas de control para la sujeción de distintos objetos siempre con carga menores a 0.5 kilogramos, cumpliéndose el requerimiento mínimo de fuerza para la prótesis.



## **CAPÍTULO 5**

### **PLANOS Y ESTIMACIÓN DE COSTOS**

En este capítulo se presentan los planos que permiten la fabricación e implementación del sistema de control desarrollado en el presente trabajo. Asimismo, se estima el costo de implementación, que incluye los costos de diseño, fabricación, ensamble y las pruebas de puesta a punto.

#### **5.1. Lista de planos**

Los planos para la fabricación e implementación del sistema de control son presentados en el ANEXO 4.

#### **5.2. Estimación de costos**

A continuación, se presentan las tablas 5.1 a 5.2 que contienen información sobre la adquisición de componentes por importación y localmente respectivamente.

**Tabla 5.1 - Costo por compras de importación**

#	Descripción	Cantidad	Costo unidad	Costo Total
R1	RES SMD 1K OHM 0.1% 1/16W 0402	6	\$ 0.129	\$ 0.771
R2	RES SMD 330 OHM 1% 1/16W 0402	18	\$ 0.006	\$ 0.101
R3	RES SMD 4.7K OHM 1% 1/16W 0402	2	\$ 0.006	\$ 0.011
R4	RES SMD 10K OHM 0.1% 1/16W 0402	6	\$ 0.128	\$ 0.766
R5	RES SMD 0.2 OHM 1% 1/3W 0805	4	\$ 0.141	\$ 0.563
R6	RES SMD 0.5 OHM 1% 1/3W 0805	4	\$ 0.194	\$ 0.776
R7	RES SMD 10K OHM 1% 1/8W 0603	4	\$ 0.012	\$ 0.049
R8	RES SMD 49.9K OHM 1% 1/4W 0603	6	\$ 0.061	\$ 0.365
R9	RES SMD 100K OHM 1% 1/8W 0603	6	\$ 0.060	\$ 0.358
C1	CAP CER 2.2UF 16V X5R 0603	6	\$ 0.044	\$ 0.264
C2	CAP CER 22UF 10V X5R 0603	6	\$ 0.307	\$ 1.840
C3	CAP CER 10UF 16V X5R 0603	12	\$ 0.209	\$ 2.504
C4	CAP CER 10000PF 16V X7R 0603	6	\$ 0.025	\$ 0.152
C5	CAP CER 18PF 50V C0G/NP0 0402	6	\$ 0.006	\$ 0.037
U1	DRIVER DRV8833	4	\$ 1.521	\$ 6.084
U2	ATMEGA328P-MU-ND	6	\$ 1.895	\$ 11.371
U3	CRYSTAL 16.0000MHZ 18PF SMD	8	\$ 1.419	\$ 11.352
U4	ATMEGA32U4QFN	2	\$ 4.100	\$ 8.200
LED1	LED RED CLEAR 0603 SMD	8	\$ 0.148	\$ 1.184
LED2	LED BLUE CLEAR 0603 SMD	8	\$ 0.168	\$ 1.342
IC1	IC REG LINEAR ADJ 1.5A SOT223-4	2	\$ 0.680	\$ 1.360
IC2	MOSFET N-CH 50V 220MA SOT-23	2	\$ 0.196	\$ 0.392
IC3	IC SENSOR ROT ANALOG 8-SOIC	12	\$ 5.175	\$ 62.102
IC4	EMU FOR SAM AND AVR MCU BASIC	1	\$ 97.520	\$ 97.520
CONN1	CONN HEADER 2POS 1.25MM R/A SMD	10	\$ 0.879	\$ 8.794
CONN2	CONN HEADER 3POS 1.25MM R/A SMD	20	\$ 1.183	\$ 23.668
CONN3	CONN HEADER 4POS 1.25MM R/A SMD	5	\$ 1.618	\$ 8.090
CONN4	CONN RECEPT 2POS 1.25MM LO PRO	10	\$ 0.178	\$ 1.779
CONN5	CONN RECEPT 3POS 1.25MM LO PRO	20	\$ 0.267	\$ 5.342
CONN6	CONN RECEPT 4POS 1.25MM LO PRO	5	\$ 0.313	\$ 1.564
CONN7	CONN TERM FEMALE 24-28AWG	50	\$ 0.110	\$ 5.486
CONN8	CONN TERM FEMALE 28-30AWG GOLD	100	\$ 0.076	\$ 7.577
CONN9	TOOL HAND CRIMPER 28-32AWG SIDE	1	\$ 345.260	\$ 345.260
X1	Cables	1	\$ 25.000	\$ 25.000
X2	Otros Insumos menores	1	\$ 100.000	\$ 100.000
			Sub-total	\$ 742.03
			Shipping	\$ 200.00
				\$ 942.03
			\$ to S/.	\$ 3.24
			en soles	S/ 3,052.16
			IGV (18%)	S/ 3,052.16
			TOTAL	S/ 3,794.19

**Tabla 5.2 - Costo por compras locales**

#	Descripción	Cantidad	Costo unidad	Costo Total	
1	Resistencias	100	0.100	10.000	
2	Condensadores	50	0.100	5.000	
3	Reguladores	10	2.500	25.000	
4	Controladores	10	12.000	120.000	
5	LEDS	30	0.500	15.000	
6	Conectores	25	0.500	12.500	
7	Cables (x metro)	10	1.000	10.000	
8	Tarjetas electrónicas	3	12.000	36.000	
9	Baterías	2	30.000	60.000	
10	Otro insumos	1	100.000	100.000	
				Sub-total	S/. 393.50
				IGV (18%)	S/. 70.83
				<b>TOTAL</b>	<b>S/. 464.33</b>

En las tablas 5.3 y 5.4 se muestran los costos de diseño y fabricación correspondientes al proyecto desarrollado.

**Tabla 5.3 - Costo de diseño, ensamble y puesta a punto**

Actividad	Descripción	Precio (soles)	
1	Elaboración del Estado del Arte	S/. 2,000.00	
2	Diseño Conceptual	S/. 4,000.00	
3	Desarrollo del sistema de control	S/. 8,000.00	
4	Ensamble, pruebas y resultados	S/. 8,000.00	
5	Elaboración de Planos	S/. 3,000.00	
		Sub-total	S/. 25,000.00
		IGV (18%)	S/. 4,500.00
		<b>TOTAL</b>	<b>S/. 29,500.00</b>

**Tabla 5.4 - Costo de fabricación**

Actividad	Descripción	Precio (soles)	
1	Fabricación de Tarjetas	S/. 800.00	
2	Soldadura de Componentes	S/. 1,400.00	
		Sub-total	S/. 2,200.00
		IGV (18%)	S/. 396.00
		<b>TOTAL</b>	<b>S/. 2,596.00</b>

En la tabla 5.5 se muestran los conceptos que se deben considerar para estimar el costo de desarrollar e implementar el sistema de control para una prótesis mioeléctrica de miembro superior con control de fuerza y posición. En el caso de la prótesis desarrollada en la PUCP, el costo total resulta de S/. 38,200 soles aproximadamente.

Tabla 5.5 - Presupuesto Total

Tipo de costos	Valor
Diseño, ensamble y puesta a punto	S/. 29,500.00
Fabricación	S/. 2,596.00
Compra local	S/. 464.33
Compra por importación	S/. 3,794.19
Imprevistos (5% aprox.)	S/. 1,845.48
TOTAL	S/. 38,200.00



## OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES

El sistema desarrollado comprende las entradas suficientes y de comunicación para que puedan realizarse pruebas en conjunto con el sistema de adquisición de señales mioeléctricas y el sistema de retroalimentación háptica.

Se evaluaron varias pruebas para la verificación del control de posición de los dedos, debido a los cambios presentados en el diseño del sistema mecánico, por lo que siempre se actualizó el modelamiento del sistema y se obtuvieron los nuevos parámetros de control hasta el último diseño presentado.

El sistema de control desarrollado posea una interfaz de comunicación serial que puede ser comandada desde una computadora portátil y pueda ser manipulado directamente por el usuario. Los valores de fuerza logrados se encuentran en un rango limitado, por lo cual en el control de fuerza sobre objetos de considerada rigidez la deformación no es apreciable en fotografía.

Se seleccionó un sistema de alimentación adaptable y de facilidad en la implementación para un usuario con amputación transradial. En el caso de usuario de amputación parcial de mano, debido a la reducción de espacios, se presenta un diseño para ser implementado de manera externa.

Se recomienda realizar el análisis del control con distintos algoritmos de control de posición y fuerza integrados como tipo cascada, impedancia, predictivos entre otros y realizar el análisis y evaluación del sistema más óptimo, en el presente documento se evaluaron los algoritmos de control de posición y de fuerza de manera independiente.

## CONCLUSIONES

Usando la metodología de diseño VDI2206 se desarrolló el sistema de control de posición y fuerza de una prótesis de mano desarrollada en la PUCP para realizar el control de gestos y la sujeción de objetos.

Se desarrollaron tarjetas electrónicas en base a los requerimientos de un usuario con amputación parcial mano, superando así el diseño solicitado en el proyecto y adaptable para una prótesis con otros niveles de amputación, tal como desarticulada de muñeca, amputación transradial larga o corta.

El sistema de control desarrollado puede ser comandado desde una computadora portátil directamente usando la interfaz de comunicación serial que se diseñó.

El sistema de alimentación desarrollado es adaptable para un usuario con amputación transradial, y en el caso de amputación parcial de mano este sistema de alimentación se implementa de manera externa.

El costo de desarrollo e implementación del sistema de control para la prótesis mioeléctrica de miembro superior con control de fuerza y posición de la PUCP se estima en S/. 38,200 soles.

## BIBLIOGRAFÍA

- [ANDRECIOLI, 2013] R. Andrecioli, «Grasped object Detection for Adaptive Control of a Prosthetic Hand,» The University of Akron, 2013.
- [B.MASSA, 2002] B.Massa, S.Roccella, M. Carrozza and P.Dario (2002)  
Design and Development of an Underactuated  
Prosthetic Hand, in Proceedings of the 2002 IEEE International Conference on Robotics and Automation,  
Washington DC, pp. 3374–3379
- [BELTER, 2013] J. Belter, J. L. Segil y A. M. Dollar, «Mechanical design and performance specifications of antropomorphic prosthetic hands: A review,» *Journal of Rehabilitation Research & Development*, vol. 5, nº 5, pp. 599-618, 2013.
- [CRANNY, 2005] A. Cranny, D. Cotton, P. H. Chappell y N. M. White, «Thick-film force and slip sensors for a prosthetic hand,» *Sensors and Actuators, A: Physical*, Vols. %1 de %2123-124, pp. 162-171, 2005.
- [DRAKE, 2015] R. L. Drake, A. W. Vogl y A. W. M. Mitchel, *Gray's Anatomy for Students*. Ed. Elsevier, Philadelphia: Churchill Livingstone, 2015
- [ENGERBERG, 2008] E. D. Engeberg, S. G. Meek y M. A. Mino, «Hybrid Force-Velocity Sliding Mode Control of a Prosthetic Hand,» *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 5, nº 5, pp. 1572-1581, 2008.
- [FEIX, 2016] Thomas Feix, Javier Romero, Heinz-Bodo Schmedmayer, Aaron M. Dollar, and Danica Kragic, «The GRASP Taxonomy of Human Grasp Types» *IEEE TRANSACTIONS ON HUMAN-MACHINE SYSTEMS*, VOL. 46, NO. 1, FEBRUARY 2016,.
- [GAMEZ, 2015] B. Gámez, M. Cabrera, L. Serpa y J. Cabrera, «Mechatronic Hand Prosthesis for Child,» *Asia-Pacific Conference on Computer Aided System Engineering (APCASE)*, 2015.
- [GEBEREMICHAEL, 2010] Geberemichael Differ, H. Design and Implementation of an Impedance Controller for Prosthetic Grasping, University of Twente, pp. 1-78, 2010.
- [HOGAN, 1985a] N. Hogan, «Impedance Control: An Approach to Manipulation: Part I - Theory,» *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, vol. 107, pp. 1-7, 1985a.
- [HOGAN, 1985b] N. Hogan, «Impedance Control: An approach to manipulation: Part II-Implementation,» *Dynamic Systems, Measurement, and Control*, vol. 107, pp. 8-16, 1985b.
- [HOGAN, 1985c] N. Hogan, «Impedance Control: An Approach to Manipulation: Part III - Applications,» *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, vol. 107, pp. 17-24, 1985c.
- [I-LIMB, 2016] "i-limb™ quantum | Touch Bionics", Touchbionics.com, 2017. [Online]. Available: <http://www.touchbionics.com/products/active-prostheses/i-limb%E2%84%A2-quantum>. [Accessed: 10- Nov- 2016].
- [IH2-AZURRA, 2016] "IH2 Azzurra - Robotic Hands", Prensilia.com, 2016. [Online]. Available: <http://www.prensilia.com/index.php?q=en/node/40>. [Accessed: 10- Nov- 2016].
- [INEI, 2012] Primera Encuesta Nacional Especializada sobre la discapacidad, 2012  
[https://www.inei.gob.pe/media/MenuRecursivo/publicaciones\\_digitales/Est/Lib1171/ENE%202012%20-%20COMPLETO.pdf](https://www.inei.gob.pe/media/MenuRecursivo/publicaciones_digitales/Est/Lib1171/ENE%202012%20-%20COMPLETO.pdf)

- [INR, 2015] Instituto Nacional de Rehabilitación "Dra. Adriana Rebaza Flores", "Indicadores de Gestión". Biblioteca Nacional del Perú, Lima, 2015.
- [KUPHALDT, 2006] T. Kuphaldt, «Lessons in Electric Circuits,» pp. 321-328, 2006.
- [MATSUOKA, 1997] Y. Matsuoka, «The mechanisms in a humanoid robot hand,» Autonomous Robots, vol. 4, pp. 199-209, 1997.
- [MICHELANGELO, 2016] "Michelangelo prosthetic hand — Ottobock", Ottobockus.com, 2016. [Online]. Available: <http://www.ottobockus.com/prosthetics/upper-limb-prosthetics/solution-overview/michelangelo-prosthetic-hand/>. [Accessed: 10- Nov- 2016].
- [MILLER, 2010] R. Miller, «Artificial Skin Tactile Sensor for Prosthetic and Robotic Application,» p. 128, 2010.
- [MOORE, 2014] K. L. Moore y A. M. R. A. Arthur F. Dalley, Clinically Oriented Anatomy, Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 2014.
- [TIWANA, 2012] M. Tiwana, S. Redmond y N. Lovell, «A review of tactile sensing technologies with applications in biomedical,» Sensors & Actuators A: Physical, vol. 179, pp. 17-31, 2012.
- [VINCENT, 2016] "VINCENTevolution 2", Vincentsystems.de, 2016. [Online]. Available: <https://vincentsystems.de/en/prosthetics/vincent-evolution-2/>. [Accessed: 10- Nov- 2016].
- [ZHAO, 2006a] Zhao, J., Z. Xie, L. Jiang, H. Cai, H. Liu and G. Hirzinger, A Five-fingered Underactuated Prosthetic Hand Control Scheme, in Robotics Institute of Harbin Institute of Technology, China, 2006a.
- [ZHAO, 2006b] D. W. Zhao, L. Jiang, H. Huang, M. H. Jin, H. G. Cai y H. Liu, «Development of a Multi-DOF Anthropomorphic Prosthetic Hand,» IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, pp. 878-883, 2006b.

## ANEXO 1

### Cálculo de Capacidad de Batería

Primero, se define la cantidad de movimientos a ser realizados por la mano protésica por un periodo de autonomía, del artículo [1] para un periodo de 8 horas se realizan 120 movimientos, para nuestro estudio se definen una cantidad máxima de 1000 movimientos de agarre.

$$Número\_movimiento_{mano} = 1000$$

Adicionalmente, según [2], el tiempo máximo en el cual la prótesis debería de realizar un tipo de agarre es de 1.5s. De no ser así, la mano protésica se considera obsoleta. Para nuestro caso consideramos un periodo máximo de 1 segundo.

$$Tiempo_{movimiento} = 1 \text{ segundo}$$

Entonces, el tiempo total en el cual los motores de la prótesis mioeléctrica estarán en movimiento, es de:

$$T_{total} = N\_Mov_{mano} * T_{mov}$$

$$T_{total} = 1000s$$

Consumo de parte de control y sensores:

Corriente promedio microcontrolador ATmega 328p (entradas y salidas):

$$I_{ATmega\ 328P} = 50 \text{ mA}$$

Corriente promedio sensor de posición MLX 90316:

$$I_{MLX90316} = 11 \text{ mA}$$

Corriente promedio sensor de fuerza:

$$I_{FlexiForceA101} \cong 0 \text{ mA}$$

Corriente promedio parte lógica del driver:

$$I_{DRV883\_control} = 3 \text{ mA}$$

Corriente promedio parte lógica del driver:

$$I_{DRV883\_control} = 3 \text{ mA}$$

Corriente promedio parte lógica del sistema de sensores EMG:

$$I_{EMG} = 120 \text{ mA}$$

Corriente promedio total:

$$I_{total\_control}=6 \cdot I_{ATmega328P}+6 \cdot I_{MLX90316}+5 \cdot I_{FlexiForceA101}+6 \cdot I_{DRV8833\_control}+I_{EMG}$$

$$I_{total\_control}=6 \cdot 50 \text{ mA} + 6 \cdot 11 \text{ mA} + 5 \cdot 0 \text{ mA} + 6 \cdot 3 \text{ mA} + 120 \text{ mA}$$

$$I_{total\_control} = 506 \text{ mA}$$

Consumo de servomotores y motores:

El motor de los dedos meñique, anular, medio e índice será un Faulhaber 1024 SR que según su hoja técnica tiene las siguientes características:

$$I_{1024Lnominal} = 350 \text{ mA}$$

$$t_{1024Larranque} = 3.4 \text{ ms}$$

$$I_{1024Lparada} = 998 \text{ mA}$$

Asimismo, el motor encargado de la rotación del pulgar será un Faulhaber 1016 G, el cual cuenta con las siguientes características:

$$I_{1016Lnominal} = 170 \text{ mA}$$

$$t_{1016Larranque} = 12.8 \text{ ms}$$

$$I_{1016Lparada} = 300 \text{ mA}$$

El motor Maxon 10 L será el responsable de la flexión del pulgar, el cual cuenta con las siguientes características:

$$I_{10Lnominal} = 436 \text{ mA}$$

$$t_{10Larranque} = 3.34 \text{ ms}$$

$$I_{10Lparada} = 937 \text{ mA}$$

Y, por último, Corriente promedio servomotores Turnigy TGY-210DMH:

$$I_{TGY-210DMH} = 150 \text{ mA}$$

Calculo de consumo total:

Finalmente, para calcular la batería necesaria que otorgará a la prótesis de una autonomía hasta de un día, se realizan los siguientes cálculos:

$$\frac{\text{Capacidad batería (mAh)}}{\text{Consumo de corriente (mA)}} = \text{Tiempo de vida (s)}$$

$$\text{Capacidad batería mAh} = \text{Tiempo de vida} * \text{Consumo de corriente}$$

$$\text{Capacidad batería mAh} = 180s * (4 * 350 + 170 + 436 + 3 * 150)\text{mA} + 1000 * (4 * 0.0034s * 998 + 0.0128s * 300 + 0.0034s * 937)\text{mA} + 1000s * 3 * 150 \text{ mA mAs}$$

$$\text{Capacidad batería} = 898.98 \text{ mAh}$$

Adicionando el consumo total de la parte de control, obtenemos una capacidad total de:

$$\text{Capacidad batería total} = 898.98 \text{ mAh} + 506 \text{ mAh}$$

$$\text{Capacidad batería total} = 1408.98 \text{ mAh}$$

#### Bibliografía:

- [1] T. Van Lunteren y E. Van Lunteren-Gerritsen , «In search of design specifications for arm prostheses,» *Perspectives on the human controller: Essays in honor of Henk G. Stassen*, 1997.
- [2] N. Dechev , W. L. Cleghorn y Naumann S., «Multiple finger, passive adaptive grasp prosthetic hand,» *Mechanism Mach Theory*, pp. 1157-73, 2001.

## ANEXO 2

### Modelamiento y Simulación del Algoritmo

Antes de iniciar con las simulaciones, requerimos primero obtener el modelo de la planta, conformado por el motor DC, una reducción de tornillo corona y el mecanismo del dedo que viene dado por un mecanismo de 4 barras.

#### 1. Cálculo del Motor DC con reductor:

Se realiza el cálculo de las ecuaciones diferenciales del motor de manera analítica. En la Figura 1, se muestra el esquema del motor DC FaulHaber 1024 M 006 SR, el cual cuenta con una entrada de voltaje  $u$  y una salida de torque de carga  $T_L$  que viene dada por una posición angular  $\Theta$ .

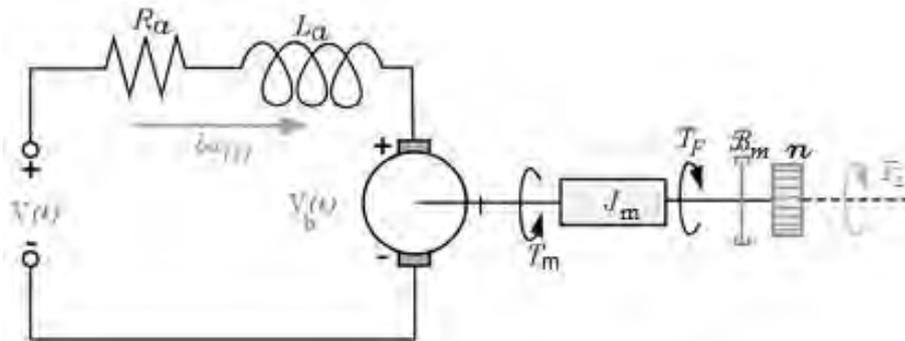


Figura 1: Esquema del motor DC

Parámetros del motor DC:

$u$ : Tensión de entrada del motor

$R_a$ : Resistencia del terminal

$L_a$ : Inductancia del rotor

$V_b$ : Fuerza contra electromotriz

$T_m$ : Par del motor

$J_m$ : Inercial del rotor

$B_m$ : Constante de fricción viscosa

$T_L$ : Par de la carga

$T_f$  = Par de fricción

$K_b$ : constante de fuerza contra electromotriz

$K_m$ : Constante de torque

En la obtención de las ecuaciones diferenciales requeridas para el modelamiento del motor DC se desarrolló las siguientes ecuaciones.

Se plantea la ecuación eléctrica del motor DC:

$$u(t) = R_a I_a(t) + L_a \dot{I}_a(t) + V_b(t) \quad (1)$$

Se plantea la ecuación mecánica del motor DC:

$$J_m \ddot{\Theta}(t) = T_m(t) - T_f(t) - T_L(t) \quad (2)$$

Además, se tiene las relaciones:

$$V_b(t) = K_b \dot{\Theta}(t) \quad (3)$$

$$T_m(t) = K_m I_a(t) \quad (4)$$

Asimismo, la constante de fuerza contra-electromotriz y la constante de torque presentan la misma magnitud por lo cual se tiene la siguiente relación:

$$K = K_m = K_b \quad (5)$$

Se reemplaza (4) y (5) en la ecuación (2):

$$J_m \ddot{\Theta}(t) = K I_a(t) - T_f(t) - T_L(t)$$

Del cual se despeja  $I_a(t)$  :

$$K I_a(t) = J_m \ddot{\Theta}(t) + T_f(t) + T_L(t)$$

$$I_a(t) = \frac{1}{K} [J_m \ddot{\Theta}(t) + T_f(t) + T_L(t)] \quad (6)$$

Derivando la ecuación (6):

$$\dot{I}_a(t) = \frac{1}{K} [J_m \ddot{\Theta}(t) + \dot{T}_f(t) + \dot{T}_L(t)] \quad (7)$$

Se reemplaza (7), (6), (3) y (5) en (1):

$$u(t) = \frac{R_a}{K} [J_m \ddot{\Theta}(t) + T_f(t) + T_L(t)] + \frac{L_a}{K} [J_m \ddot{\Theta}(t) + \dot{T}_f(t) + \dot{T}_L(t)] + K \dot{\Theta}(t)$$

Se ordena la ecuación anterior:

$$Ku(t) = R_a [J_m \ddot{\Theta}(t) + T_f(t) + T_L(t)] + L_a [J_m \ddot{\Theta}(t) + \dot{T}_f(t) + \dot{T}_L(t)] + K^2 \dot{\Theta}(t)$$

$$\frac{K}{R_a} u(t) = [J_m \ddot{\Theta}(t) + T_f(t) + T_L(t)] + \frac{L_a}{R_a} [J_m \ddot{\Theta}(t) + \dot{T}_f(t) + \dot{T}_L(t)] + \frac{K^2}{R_a} \dot{\Theta}(t)$$

$$\frac{K}{R_a J_m} u(t) = \ddot{\Theta}(t) + \frac{T_f}{J_m}(t) + \frac{T_L}{J_m}(t) + \frac{L_a}{R_a} \ddot{\Theta}(t) + \frac{L_a}{R_a J_m} \dot{T}_f(t) + \frac{L_a}{R_a J_m} \dot{T}_L(t) + \frac{K^2}{R_a J_m} \dot{\Theta}(t)$$

Se obtiene la siguiente ecuación diferencial del motor DC:

$$\frac{K}{R_a J_m} u(t) - \frac{1}{J_m} [T_f(t) + T_L(t)] - \frac{L_a}{R_a J_m} [\dot{T}_f(t) + \dot{T}_L(t)] = \frac{L_a}{R_a} \ddot{\Theta}(t) + \ddot{\Theta}(t) + \frac{K^2}{R_a J_m} \dot{\Theta}(t) \quad (8)$$

Como se aprecia la ecuación diferencial (8) es de tercer orden por lo cual se busca reducir su grado para lo cual se analiza los datos proporcionados por el fabricante del motor FaulHaber. Asimismo, se define como la constante de tiempo eléctrico a la relación entre  $\frac{L_a}{R_a}$ , la cual debe ser muy pequeña para motores usados en aplicaciones protésicas. Además, se define la constante de tiempo mecánico, la cual considera la respuesta de la velocidad sin carga y se determinada con las características de la fricción y viene dada por la hoja técnica del fabricante.

Del motor FaulHaber 1024 SR 006 SR se tiene los siguientes datos:

- La = 62 uH
- Ra = 5.92 Ω
- tm = 3.4 ms

Con lo cual se obtiene la relación:

- te = 10.48 us

Se tiene que la constante del tiempo mecánico es 324 veces más lenta. Por lo cual se puede considerar que la relación La/Ra = 0 para que la ecuación diferencial del motor DC

sea de segundo orden. Con lo cual se obtiene la siguiente ecuación:

$$\frac{K}{RaJ_m}u(t) - \frac{1}{J_m}[T_f(t) + T_L(t)] = \ddot{\Theta}(t) + \frac{K^2}{RaJ_m}\dot{\Theta}(t)$$

En donde,  $T_f(t)$  representa el par de fricción y  $T_L(t)$  el par de la carga desde el eje del motor. Se tiene que la fricción en el eje del motor viene dada por la expresión:

$$T_f(t) = B_m\dot{\Theta}(t)$$

Finalmente, se obtiene la ecuación diferencial del motor DC viene dada por:

$$\frac{K}{RaJ_m}u(t) - \frac{B_m}{J_m}\dot{\Theta}(t) - \frac{1}{J_m}T_L(t) = \ddot{\Theta}(t) + \frac{K^2}{RaJ_m}\dot{\Theta}(t) \quad (9)$$

Ahora considerando una reducción de 16:1, en la Figura 2, se muestra el esquema del mecanismo de reducción que viene dado por una transmisión de engranajes. El mecanismo de reducción se conecta al eje del motor DC.

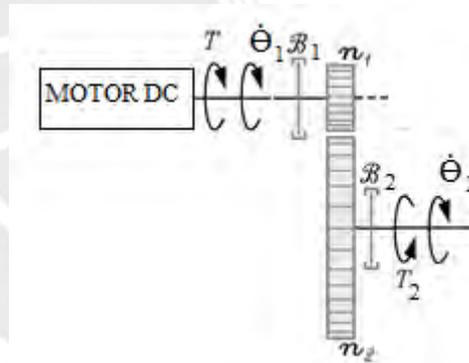


Figura 2: Mecanismo de reducción de engranajes

En donde se tiene los siguientes símbolos:

$T_L$  = Par del motor

$T_j$  = Par de la carga

$B_1$  = Coeficiente de fricción del engranaje 1

$B_2$  = Coeficiente de fricción del engranaje 2

$J_1$  = Inercia del engranaje 1

$J_2$  = Inercia del engranaje 2

$\eta$  = Relación de transmisión

$T_1$  = Par producido en el engranaje 1 debido al engranaje 2

$T_2$  = Par producido en el engranaje 2 debido al engranaje 1

El mecanismo presenta la siguiente relación de reducción,  $\eta$ , 16:1 por lo cual:

$$\eta = \frac{N_2}{N_1} = 16$$

Se plantea la relación cinemática de la reducción:

$$\frac{\theta(t)}{\theta_2(t)} = \frac{\dot{\theta}(t)}{\dot{\theta}_2(t)} = \frac{\ddot{\theta}(t)}{\ddot{\theta}_2(t)} = \frac{N_2}{N_1} = \eta$$

De la relación anterior se obtienen las siguientes relaciones:

$$\eta\theta_2(t) = \theta(t) \quad (10)$$

$$\eta\dot{\theta}_2(t) = \dot{\theta}(t) \quad (11)$$

$$\eta\ddot{\theta}_2(t) = \ddot{\theta}(t) \quad (12)$$

Asimismo, se plantea las ecuaciones dinámicas del mecanismo:

En el eje 1:

$$J_1\ddot{\theta}(t) = T_L(t) - b_1\dot{\theta}(t) - T_1(t) \quad (13)$$

En donde  $T_1(t)$  es el par producido en el engranaje 1 debido al engranaje 2.

En el eje 2:

$$J_2\ddot{\theta}_2(t) = T_2(t) - b_2\dot{\theta}_2(t) - T_j(t) \quad (14)$$

En donde  $T_2(t)$  es el par producido en el engranaje 2 debido al engranaje 1. En ambos ejes el trabajo se conserva por lo cual se tiene la siguiente relación:

$$T_1\theta(t) = T_2\theta_2(t)$$

$$T_1(t) \frac{\theta(t)}{\theta_2(t)} = T_2(t)$$

$$\eta T_1(t) = T_2(t) \quad (15)$$

Se despeja  $T_1(t)$  de la ecuación (13):

$$T_1(t) = T_L(t) - J_1\ddot{\theta}(t) - b_1\dot{\theta}(t) \quad (16)$$

Se reemplaza (15) en (14):

$$J_2\ddot{\theta}_2(t) + b_2\dot{\theta}_2(t) + T_j(t) = \eta T_1(t) \quad (17)$$

Se reemplaza (16) en (17)

$$J_2\ddot{\theta}_2(t) + b_2\dot{\theta}_2(t) + T_j(t) = \eta T_L(t) - \eta J_1\ddot{\theta}(t) - \eta b_1\dot{\theta}(t) \quad (18)$$

Se reemplaza las relaciones (10), (11) y (12) en (18):

$$J_2\ddot{\theta}_2(t) + b_2\dot{\theta}_2(t) + T_j(t) = \eta T_L(t) - \eta^2 J_1\ddot{\theta}_2(t) - \eta^2 b_1\dot{\theta}_2(t)$$

Finalmente, se obtiene la ecuación diferencial del mecanismo de reducción:

$$[J_2 + \eta^2 J_1]\ddot{\theta}_2(t) + [b_2 + \eta^2 b_1]\dot{\theta}_2(t) = \eta T_L(t) - T_j(t) \quad (19)$$

## 2. Calculo de la transmisión de Tornillo-Corona

En la Figura 3, se muestra el esquema del mecanismo de transmisión Tornillo-Corona, el cual va unido al eje de salida de la reducción Faulhaber.

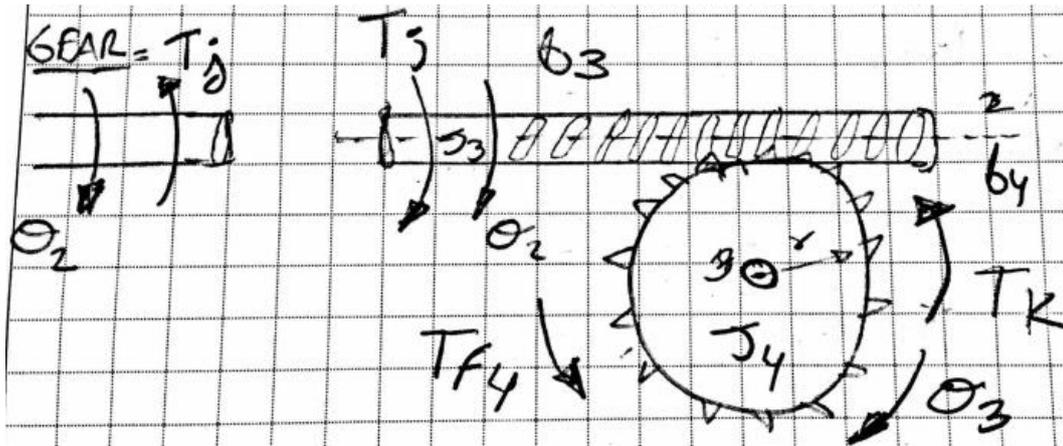


Figura 3: Mecanismo de transmisión Tornillo-Corona

En donde se tiene los siguientes símbolos:

$T_k$  = Par de la carga

$T_j$  = Par de la reducción

$B_3$  = Coeficiente de fricción del tornillo

$B_4$  = Coeficiente de fricción de la corona

$J_3$  = Inercia del tornillo

$J_4$  = Inercia de la corona

$r$  = Relación de reducción

$T_2$  = Par producido en tornillo debido a la corona

$T_3$  = Par producido en la corona debido al tornillo

El mecanismo presenta la siguiente relación de reducción,  $r$ , por lo cual:

$$r = \frac{\text{Número de dientes (Corona)}}{\text{Número de Hilos (Tornillo)}} = \frac{D}{H} = \frac{20}{2} = 10$$

Se plantea la relación cinemática de la reducción:

$$\frac{\theta_2(t)}{\theta_3(t)} = \frac{\dot{\theta}_2(t)}{\dot{\theta}_3(t)} = \frac{\ddot{\theta}_2(t)}{\ddot{\theta}_3(t)} = \frac{D}{H} = r$$

De la relación anterior se obtienen las siguientes relaciones:

$$r\theta_3(t) = \theta_2(t) \quad (20)$$

$$r\dot{\theta}_3(t) = \dot{\theta}_2(t) \quad (21)$$

$$r\ddot{\theta}_3(t) = \ddot{\theta}_2(t) \quad (22)$$

Asimismo, se plantea las ecuaciones dinámicas del mecanismo:

En el eje 2:

$$J_3\ddot{\theta}_2(t) = T_j(t) - b_3\dot{\theta}_2(t) - T_2(t) \quad (23)$$

En donde  $T_2$  es el par producido en la corona debido al tornillo.

En el eje 3:

$$J_4\ddot{\theta}_3(t) = T_3(t) - b_4\dot{\theta}_3(t) - T_k(t) \quad (24)$$

En ambos ejes el trabajo se conserva por lo cual se tiene la siguiente relación:

$$T_2(t)\theta_2(t) = T_3(t)\theta_3(t)$$

$$T_2(t) \frac{\theta_2(t)}{\theta_3(t)} = T_3(t)$$

$$rT_2(t) = T_3(t) \quad (25)$$

Se despeja  $T_2$  de la ecuación (23):

$$T_2(t) = T_j(t) - b_3\dot{\theta}_2(t) - J_3\ddot{\theta}_2(t) \quad (26)$$

Se reemplaza (25) en (24):

$$J_4\ddot{\theta}_3(t) + b_4\dot{\theta}_3(t) + T_k(t) = rT_2(t) \quad (27)$$

Se reemplaza (26) en (27)

$$J_4\ddot{\theta}_3(t) + b_4\dot{\theta}_3(t) + T_k(t) = rT_j(t) - rb_3\dot{\theta}_2(t) - rJ_3\ddot{\theta}_2(t) \quad (28)$$

Se reemplaza las relaciones (20), (21) y (22) en (28):

$$J_4 \ddot{\theta}_3(t) + b_4 \dot{\theta}_3(t) + T_k(t) = rT_j(t) - r^2 b_3 \dot{\theta}_3(t) - r^2 J_3 \ddot{\theta}_3(t)$$

Finalmente, se obtiene la ecuación diferencial del mecanismo de transmisión:

$$[J_4 + r^2 J_3] \ddot{\theta}_3(t) + [b_4 + r^2 b_3] \dot{\theta}_3(t) = rT_j(t) - T_k(t) \quad (29)$$

### 3. Cálculo con el Mecanismo de cuatro barras

En la Figura 4, se muestra el mecanismo de cuatro barras que representa cada dedo en la prótesis. En esta ocasión, el mecanismo mencionado no estará afectado por una fuerza externa o perturbación debido a que para esta fase preliminar, la prótesis no interactuará con su entorno y solo realizará pre-shapes establecidos.

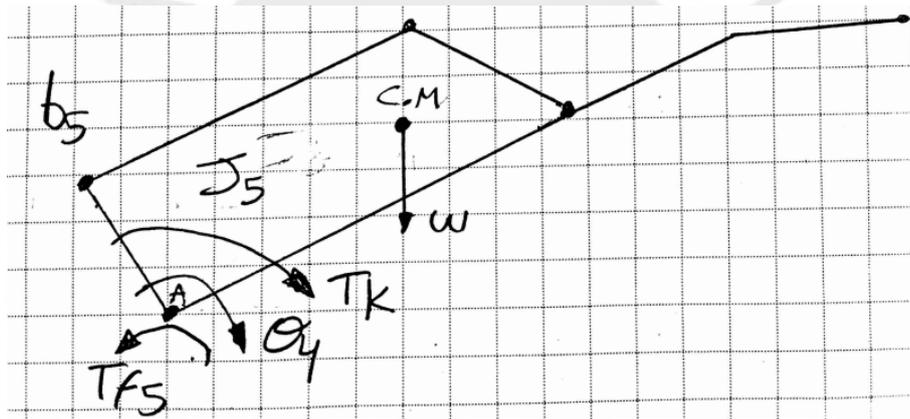


Figura 4: Mecanismo de sujeción de cuatro barras

En donde se tiene los siguientes símbolos:

$T_k$  = Par de entrada de la transmisión

$B_5$  = Coeficiente de fricción del mecanismo de cuatro barras

$J_5$  = Inercia del mecanismo de cuatro barras

$w$  = Peso del mecanismo de cuatro barras

C.M. = Centro de masa

Como se aprecia en la Figura 4, el mecanismo de cuatro barras al estar en movimiento su centro de masa (C.M.) describirá un movimiento circular con respecto al punto A, el cual representa la articulación del metacarpo que permite el movimiento del mecanismo, por lo cual, en la Figura 5, se muestra como el C.M. describe el movimiento circular con respecto al punto A y como se halla el torque producido por el peso con respecto al punto A.

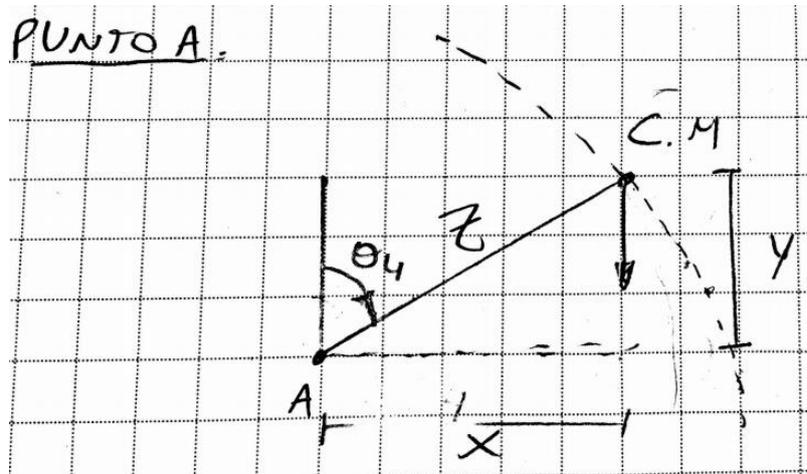


Figura 5: Esquema del movimiento circular descrito por el C.M.

En donde se tiene los siguientes símbolos:

- $Z$  = Radio de la circunferencia que describe el C.M.
- $X$  = Posición en el eje X del C.M. en un instante determinado
- $Y$  = Posición en el eje Y del C.M. en un instante determinado
- $\theta_4$  = Angulo de la articulación del metacarpo con respecto al eje Y

Se tiene como dato la posición del C.M. con sus coordenadas respecto al eje X e Y en un instante determinado, por lo cual es posible hallar el radio,  $Z$ , de la circunferencia que describe el C.M.

$$z = \sqrt{x^2 + y^2} \quad (30)$$

Con la relación (30) se obtiene la posición del C.M. para todo instante del tiempo. El torque producido por el peso se puede obtener con el brazo de palanca perpendicular al peso para lo cual se tiene en todo instante del tiempo:

$$x(t) = \sin(\theta_4(t)) \quad (31)$$

El mecanismo de cuatro barras ira unido al eje de la corona, por lo cual, se plantea las siguientes relaciones cinemáticas:

$$\frac{\theta_3(t)}{\theta_4(t)} = \frac{\dot{\theta}_3(t)}{\dot{\theta}_4(t)} = \frac{\ddot{\theta}_3(t)}{\ddot{\theta}_4(t)} = 1$$

De la relación anterior se obtienen las siguientes relaciones:

$$\theta_3(t) = \theta_4(t) \quad (32)$$

$$\dot{\theta}_3(t) = \dot{\theta}_4(t) \quad (33)$$

$$\ddot{\theta}_3(t) = \ddot{\theta}_4(t) \quad (34)$$

Asimismo, se plantea las ecuaciones dinámicas del mecanismo con respecto al punto A:

$$[J_5 + Mz^2]\ddot{\theta}_4(t) = T_k(t) - b_5\dot{\theta}_4(t) + wx(t) \quad (35)$$

Reemplazando (31) en (35):

$$[J_5 + Mz^2]\ddot{\theta}_4(t) = T_k(t) - b_5\dot{\theta}_4(t) + wz \cos(90 - \theta_4(t))$$

Finalmente, se obtiene la ecuación diferencial del mecanismo de cuatro barras cuando no presenta perturbaciones:

$$[J_5 + Mz^2]\ddot{\theta}_4(t) + b_5\dot{\theta}_4(t) = T_k(t) + wz \sin(\theta_4(t)) \quad (36)$$

#### 4. Obtención del modelo de la Planta

La planta viene constituida por el motor DC, el mecanismo de reducción, el mecanismo de transmisión Tornillo-Corona y el mecanismo de cuatro barras. El eje del motor está conectado con el eje de entrada de la reducción, la salida de la reducción está conectada al tornillo del mecanismo de transmisión y la corona está conectada al punto A del mecanismo de cuatro barras. Por lo cual, se necesita encontrar la ecuación diferencial de toda la planta el cual tiene como entrada el voltaje  $u(t)$  del motor y como salida la posición angular  $\theta_4(t)$  del mecanismo de cuatro barras.

En la obtención de la ecuación diferencial de la planta se siguieron los siguientes pasos:

Se despeja  $T_L$  de la ecuación (9):

$$T_L(t) = \frac{K}{R_a} u(t) - J_m \ddot{\theta}(t) - B_m \dot{\theta}(t) - \frac{K^2}{R_a} \dot{\theta}(t) \quad (37)$$

Se reemplaza (37) en (19):

$$[J_2 + \eta^2 J_1] \ddot{\theta}_2(t) + [b_2 + \eta^2 b_1] \dot{\theta}_2(t) = \frac{\eta K}{R_a} u(t) - \eta J_m \ddot{\theta}(t) - \eta B_m \dot{\theta}(t) - \frac{\eta K^2}{R_a} \dot{\theta}(t) - T_j(t)$$

Se reemplaza (10), (11) y (12) en la ecuación anterior:

$$\begin{aligned} [J_2 + \eta^2 J_1] \ddot{\theta}_2(t) + [b_2 + \eta^2 b_1] \dot{\theta}_2(t) \\ = \frac{\eta K}{R_a} u(t) - \eta^2 J_m \ddot{\theta}_2(t) - \eta^2 B_m \dot{\theta}_2(t) - \frac{\eta^2 K^2}{R_a} \dot{\theta}_2(t) - T_j(t) \end{aligned}$$

$$[J_2 + \eta^2 J_1 + \eta^2 J_m] \ddot{\theta}_2(t) + \left[ b_2 + \eta^2 b_1 + \eta^2 B_m + \frac{\eta^2 K^2}{R_a} \right] \dot{\theta}_2(t) = \frac{\eta K}{R_a} u(t) - T_j(t) \quad (38)$$

Se despeja  $T_j$  de (38):

$$T_j(t) = \frac{\eta K}{R_a} u(t) - [J_2 + \eta^2 J_1 + \eta^2 J_m] \ddot{\theta}_2(t) - \left[ b_2 + \eta^2 b_1 + \eta^2 B_m + \frac{\eta^2 K^2}{R_a} \right] \dot{\theta}_2(t) \quad (39)$$

Se reemplaza (39) en (29):

$$\begin{aligned}
& [J_4 + r^2 J_3] \ddot{\theta}_3(t) + [b_4 + r^2 b_3] \dot{\theta}_3(t) \\
&= \frac{r\eta K}{R_a} u(t) - [rJ_2 + r\eta^2 J_1 + r\eta^2 J_m] \ddot{\theta}_2(t) \\
&\quad - \left[ r b_2 + r\eta^2 b_1 + r\eta^2 B_m + \frac{r\eta^2 K^2}{R_a} \right] \dot{\theta}_2(t) - T_k(t)
\end{aligned}$$

Se reemplaza (20), (21) y (22) en la ecuación anterior:

$$\begin{aligned}
& [J_4 + r^2 J_3] \ddot{\theta}_3(t) + [b_4 + r^2 b_3] \dot{\theta}_3(t) \\
&= \frac{r\eta K}{R_a} u(t) - [r^2 J_2 + r^2 \eta^2 J_1 + r^2 \eta^2 J_m] \ddot{\theta}_3(t) \\
&\quad - \left[ r^2 b_2 + r^2 \eta^2 b_1 + r^2 \eta^2 B_m + \frac{r^2 \eta^2 K^2}{R_a} \right] \dot{\theta}_3(t) - T_k(t)
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
& [J_4 + r^2 J_3 + r^2 J_2 + r^2 \eta^2 J_1 + r^2 \eta^2 J_m] \ddot{\theta}_3(t) + [b_4 + r^2 b_3 + r^2 b_2 + r^2 \eta^2 b_1 + r^2 \eta^2 B_m + \\
&\quad \frac{r^2 \eta^2 K^2}{R_a}] \dot{\theta}_3(t) = \frac{r\eta K}{R_a} u(t) - T_k(t) \quad (40)
\end{aligned}$$

Se despeja  $T_k$  de la ecuación (40):

$$\begin{aligned}
T_k(t) = \frac{r\eta K}{R_a} u(t) - [J_4 + r^2 J_3 + r^2 J_2 + r^2 \eta^2 J_1 + r^2 \eta^2 J_m] \ddot{\theta}_3(t) - [b_4 + r^2 b_3 + r^2 b_2 + r^2 \eta^2 b_1 + \\
r^2 \eta^2 B_m + \frac{r^2 \eta^2 K^2}{R_a}] \dot{\theta}_3(t) \quad (41)
\end{aligned}$$

Se reemplaza (41) en la ecuación (36):

$$\begin{aligned}
& [J_5 + Mz^2] \ddot{\theta}_4(t) + b_5 \dot{\theta}_4(t) \\
&= \frac{r\eta K}{R_a} u(t) - [J_4 + r^2 J_3 + r^2 J_2 + r^2 \eta^2 J_1 + r^2 \eta^2 J_m] \ddot{\theta}_3(t) \\
&\quad - \left[ b_4 + r^2 b_3 + r^2 b_2 + r^2 \eta^2 b_1 + r^2 \eta^2 B_m + \frac{r^2 \eta^2 K^2}{R_a} \right] \dot{\theta}_3(t) \\
&\quad + wz \cos(90 - \theta_4(t))
\end{aligned}$$

Se reemplaza (32), (33) y (34) en la ecuación anterior:

$$\begin{aligned}
& [J_5 + Mz^2]\ddot{\theta}_4(t) + b_5\dot{\theta}_4(t) \\
&= \frac{r\eta K}{R_a}u(t) - [J_4 + r^2J_3 + r^2J_2 + r^2\eta^2J_1 + r^2\eta^2J_m]\ddot{\theta}_4(t) \\
&- \left[ b_4 + r^2b_3 + r^2b_2 + r^2\eta^2b_1 + r^2\eta^2B_m + \frac{r^2\eta^2 K^2}{R_a} \right] \dot{\theta}_4(t) \\
&+ wz \cos(90 - \theta_4(t))
\end{aligned}$$

Finalmente, se obtiene la ecuación diferencial de la planta que viene dada por la siguiente ecuación:

$$\begin{aligned}
& [J_5 + Mz^2 + J_4 + r^2J_3 + r^2J_2 + r^2\eta^2J_1 + r^2\eta^2J_m]\ddot{\theta}_4(t) \\
&+ \left[ b_5 + b_4 + r^2b_3 + r^2b_2 + r^2\eta^2b_1 + r^2\eta^2B_m + \frac{r^2\eta^2 K^2}{R_a} \right] \dot{\theta}_4(t) \\
&= \frac{r\eta K}{R_a}u(t) + wz \sin(\theta_4(t))
\end{aligned}$$

A continuación, se especifican los valores de las variables mostradas en la ecuación de la planta tomando como ejemplo el modelo para el dedo meñique, obtenidos de las hojas técnicas del motor y del software Autodesk Inventor 2017.

#### **Motor DC FaulHaber 1024 K 006 SR**

El motor seleccionado para la flexión del mecanismo del dedo es el motor FaulHaber 1024 K 006 SR del cual se tienen los siguientes datos, como se muestra en la Figura 6.

Series 1024 ... SR						
Values at 22°C and nominal voltage		1024 K	006 SR	009 SR	012 SR	
1	Nominal voltage	$U_N$	6	9	12	V
2	Terminal resistance	$R$	5,96	14,9	23,7	$\Omega$
3	Output power	$P_{2nom}$	1,49	1,34	1,49	W
4	Efficiency, max.	$\eta_{max}$	83	82	82	%
5	No-load speed	$n_0$	12 300	12 000	12 800	$\text{min}^{-1}$
6	No-load current, typ. (with shaft $\varnothing$ 1 mm)	$I_0$	0,008	0,005	0,004	A
7	Stall torque	$M_H$	4,6	4,28	4,45	mNm
8	Friction torque	$M_f$	0,037	0,037	0,038	mNm
9	Speed constant	$k_n$	2 071	1 337	1 078	$\text{min}^{-1}/\text{V}$
10	Back-EMF constant	$k_E$	0,483	0,748	0,928	$\text{mV}/\text{min}^{-1}$
11	Torque constant	$k_M$	4,61	7,14	8,86	$\text{mNm}/\text{A}$
12	Current constant	$k_i$	0,217	0,14	0,113	$\text{A}/\text{mNm}$
13	Slope of n-M curve	$\Delta n/\Delta M$	2 678	2 791	2 883	$\text{min}^{-1}/\text{mNm}$
14	Rotor inductance	$L$	62	151	218	$\mu\text{H}$
15	Mechanical time constant	$\tau_m$	3,4	3,5	3,3	ms
16	Rotor inertia	$J$	0,12	0,12	0,11	$\text{gcm}^2$
17	Angular acceleration	$\alpha_{max}$	384	356	404	$\cdot 10^3 \text{rad}/\text{s}^2$
18	Thermal resistance	$R_{\theta 1} / R_{\theta 2}$	16 / 51			K/W
19	Thermal time constant	$\tau_{th1} / \tau_{th2}$	6,1 / 251			s
20	Operating temperature range:					
	– motor		-30 ... +85			$^{\circ}\text{C}$
	– winding, max. permissible		+85			$^{\circ}\text{C}$
21	Shaft bearings		sintered bearings			
22	Shaft load max.:					
	– with shaft diameter		1			mm
	– radial at 3 000 $\text{min}^{-1}$ (1,5 mm from bearing)		1			N
	– axial at 3 000 $\text{min}^{-1}$		0,1			N
	– axial at standstill		20			N
23	Shaft play:					
	– radial	$\leq$	0,02			mm
	– axial	$\leq$	0,15			mm
24	Housing material		steel, nickel plated			
25	Mass		10,8			g
26	Direction of rotation		clockwise, viewed from the front face			
27	Speed up to	$n_{max}$	15 000			$\text{min}^{-1}$
28	Number of pole pairs		1			
29	Magnet material		NdFeB			
<b>Rated values for continuous operation</b>						
30	Rated torque	$M_N$	1,5	1,5	1,4	mNm
31	Rated current (thermal limit)	$I_N$	0,35	0,22	0,18	A
32	Rated speed	$n_N$	7 460	6 910	7 780	$\text{min}^{-1}$

Figura 6: Hojas de datos del motor FaulHaber 1024 K 006 SR

Los datos relevantes para la ecuación de la planta son:

Constante de torque ( $K$ ) = 4.61 mNm/A

Resistencia del terminal ( $R_a$ ) = 5.96  $\Omega$

Inercia del rotor ( $J_m$ ) = 0.12  $\text{gcm}^2$

Los valores anteriores se pasan al S.I.:

Constante de torque ( $K$ ) = 0.00461 Nm/A

Resistencia del terminal ( $R_a$ ) = 5.96  $\Omega$

Inercia del rotor ( $J_m$ ) =  $12 \times 10^{-9}$   $\text{kg.m}^2$

## Reducción FaulHaber 10/1 16:1

La reducción seleccionada es el FaulHaber 10/1 16:1 del cual se tienen los siguientes datos como se muestra la Figura 7:

Series 10/1		10/1	10/1K
Housing material		metal	metal
Geartrain material		steel	steel
Recommended max. input speed for:			
– continuous operation		5 000 min <sup>-1</sup>	5 000 min <sup>-1</sup>
Backlash, at no-load		≤ 3 °	≤ 3 °
Bearings on output shaft		sintered bearings	ball bearings, preloaded
Shaft load, max.:			
– radial (5 mm from mounting face)		≤ 1 N	≤ 7 N
– axial		≤ 2 N	≤ 5 N
Shaft press fit force, max.		≤ 10 N	≤ 5 N
Shaft play			
– radial (5 mm from mounting face)		≤ 0,06 mm	≤ 0,04 mm
– axial		≤ 0,1 mm	= 0 mm
Operating temperature range		- 30 ... + 100 °C	- 30 ... + 100 °C

Specifications							
		1	2	3	4	5	6
Number of gear stages							
Continuous torque	mNm	5	15	54	100	100	100
Intermittent torque	mNm	200	200	200	200	200	200
Mass without motor, ca.	g	6	7	8	10	11	13
Efficiency, max.	%	90	80	70	60	55	48
Direction of rotation, drive to output		=	=	=	=	=	=
Reduction ratio (exact)		4:1	16:1	64:1	256:1	1 024:1	4 096:1
L2 [mm] = length without motor		9,7	12,8	15,9	19,0	22,1	25,2
L1 [mm] = length with motor							
	0816M...SR	25,6	28,7	31,8	34,9	38,0	41,1
	1016M...G	25,4	28,5	31,6	34,7	37,8	40,9
	1024M...S	33,4	36,5	39,6	42,7	45,8	48,9
	1219M...G	28,4	31,5	34,6	37,7	40,8	43,9
	1224M...SR	33,9	37,0	40,1	43,2	46,3	49,4
	0824M...B	33,8	36,9	40,0	43,1	46,2	49,3
	1028M...B	37,8	40,9	44,0	47,1	50,2	53,3
	1218M...B	27,7	30,8	33,9	37,0	40,1	43,2
	1226M...B	35,7	38,8	41,9	45,0	48,1	51,2
	ADM1220S...55	27,1	30,2	33,3	36,4	39,5	42,6
	AM0820...-10	23,5	26,6	29,7	32,8	35,9	39,0
	AM1020...-08	25,6	28,7	31,8	34,9	38,0	41,1

Figura 7: Hojas de datos del motor FaulHaber 1024 K 006 SR

Los datos relevantes de la hoja de datos son:

Inercia del sistema ( $J_2 + \eta^2 J_1$ ) = 0.34 gmm<sup>2</sup>

Relación de transmisión ( $\eta$ ) = 16

Coefficiente de fricción ( $b_2$ ) =

Los valores anteriores se pasan al S.I.:

Inercia del sistema ( $J_2 + \eta^2 J_1$ ) = 34x10<sup>-11</sup> kgm<sup>2</sup>

Coefficiente de fricción ( $b_2$ ) =

## Transmisión Tornillo-Corona

La obtención de los parámetros de la transmisión Tornillo-Corona se realizó mediante el software Autodesk Inventor. La herramienta iProperties del programa antes mencionado permite obtener los siguientes valores, como se muestra en la Figura 8.

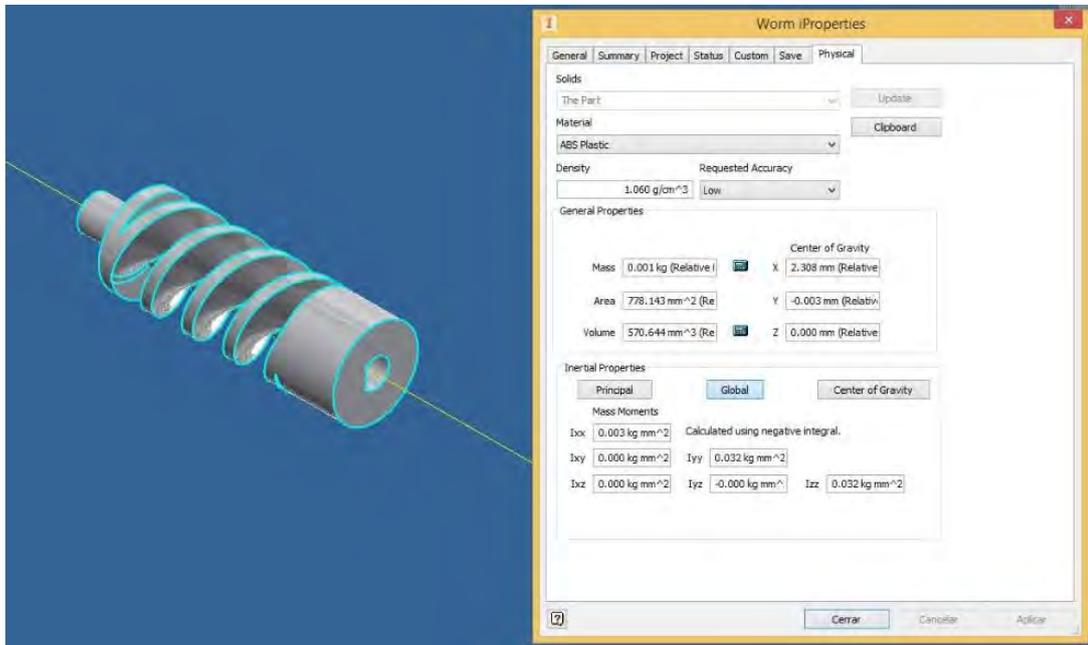


Figura 8: Datos del Tornillo

De la Figura anterior se obtiene la Inercia del tornillo con respecto al eje de rotación (línea amarilla) que en este caso es el eje X. Asimismo se aproxima el coeficiente de fricción del tornillo. A continuación, se presenta los valores mencionados:

Inercia con respecto al eje de giro ( $J_3$ ) = 0.003 kg mm<sup>2</sup>

Coefficiente de fricción( $b_3$ ) = 0.2 Ns

Los valores anteriores se pasan al S.I:

Inercia con respecto al eje de giro ( $J_3$ ) = 3x10<sup>-9</sup> kg m<sup>2</sup>

Coefficiente de fricción( $b_3$ ) = 0.2 Ns

Se obtuvo los datos de la corona (incluyendo el rodamiento) mediante la herramienta iProperties del programa antes mencionado como se muestra en la Figura 9.

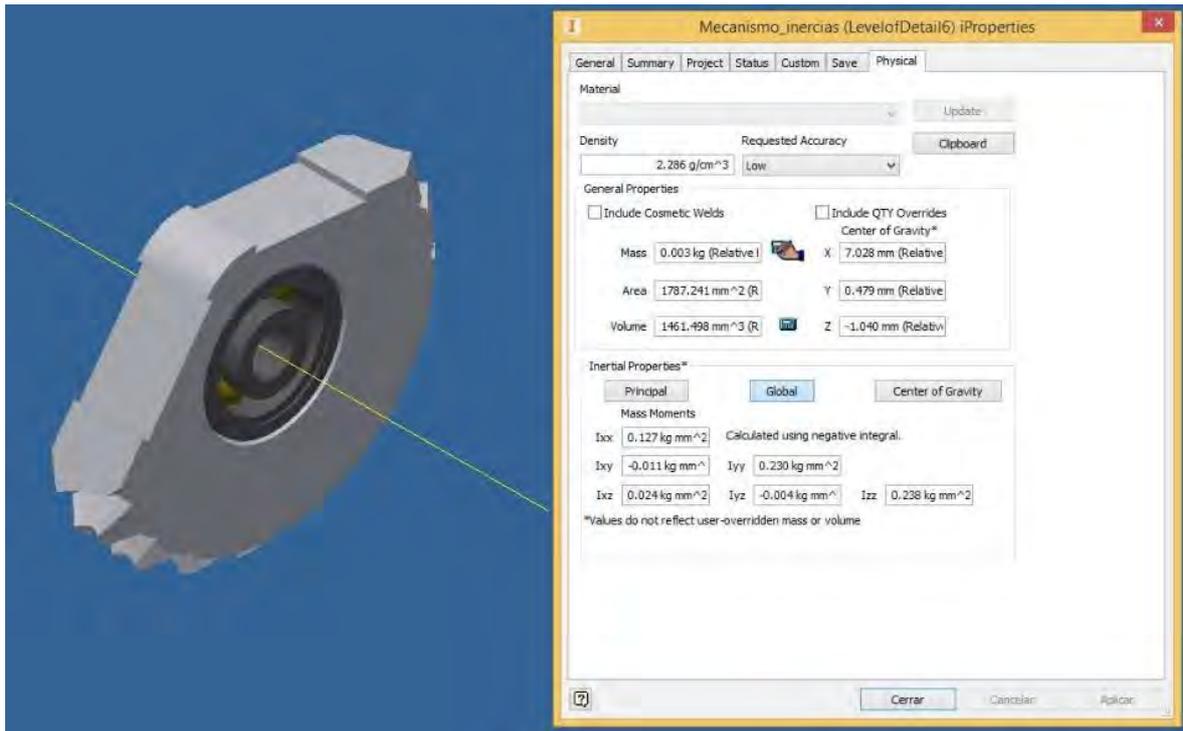


Figura 9: Datos de la Corona (con rodamiento)

De la Figura anterior se obtiene la Inercia de la corona con respecto al eje de rotación (línea amarilla) que en este caso es el eje X. Asimismo se aproxima el coeficiente de fricción de la corona. A continuación, se presenta los valores mencionados:

Inercia con respecto al eje de giro ( $J_4$ ) = 0.127 kg mm<sup>2</sup>

Coefficiente de fricción( $b_4$ ) = 0.2 Ns

Los valores anteriores se pasan al S.I:

Inercia con respecto al eje de giro ( $J_4$ ) = 127x10<sup>-9</sup> kg m<sup>2</sup>

Coefficiente de fricción( $b_4$ ) = 0.2 Ns

Finalmente se tiene la relación de transmisión entre el Tornillo-Corona:

$$\text{Relación de transmisión } (r) = \frac{\text{Número de dientes}}{\text{Número de hilos}} = \frac{20}{2} = 10$$

### Mecanismo del dedo meñique

La obtención de los parámetros del mecanismo del dedo meñique se realizó mediante el software Autodesk Inventor 2017. La herramienta iProperties del programa antes mencionado permite obtener los siguientes valores, como se muestra en la Figura 10.

En la Figura 10, se puede apreciar la Inercia del mecanismo con respecto al eje de rotación (línea amarilla) que en este caso es el eje X. Asimismo, se aprecia la masa del mecanismo y finalmente la distancia desde el punto central al centro de gravedad. A continuación, se presenta los valores mencionados:

Inercia del mecanismo con respecto al eje de rotación ( $J_5 + Mz^2$ ) = 25.947 kgmm<sup>2</sup>

Masa del mecanismo ( $M$ ) = 0.014 kg

Posición del centro de gravedad en los 3 ejes = (0.087, -0.725, 34.599) mm

Con la posición del centro de gravedad con respecto al punto centro, que está ubicado en el eje de rotación y al medio del eslabon del mecanismo, se procede a sacar el radio de giro del centro de gravedad en todo momento. Para ello se aplica la distancia desde la posición del centro de gravedad al origen y se obtiene:

Radio de giro ( $Z$ ) = 34.6067 mm

Los valores anteriores se pasan al S.I:

Inercia del mecanismo con respecto al eje de rotación ( $J_5 + Mz^2$ ) = 25947x10<sup>-9</sup> kgm<sup>2</sup>

Masa del mecanismo ( $M$ ) = 0.014 kg

Radio de giro ( $Z$ ) = 0.0346067 m

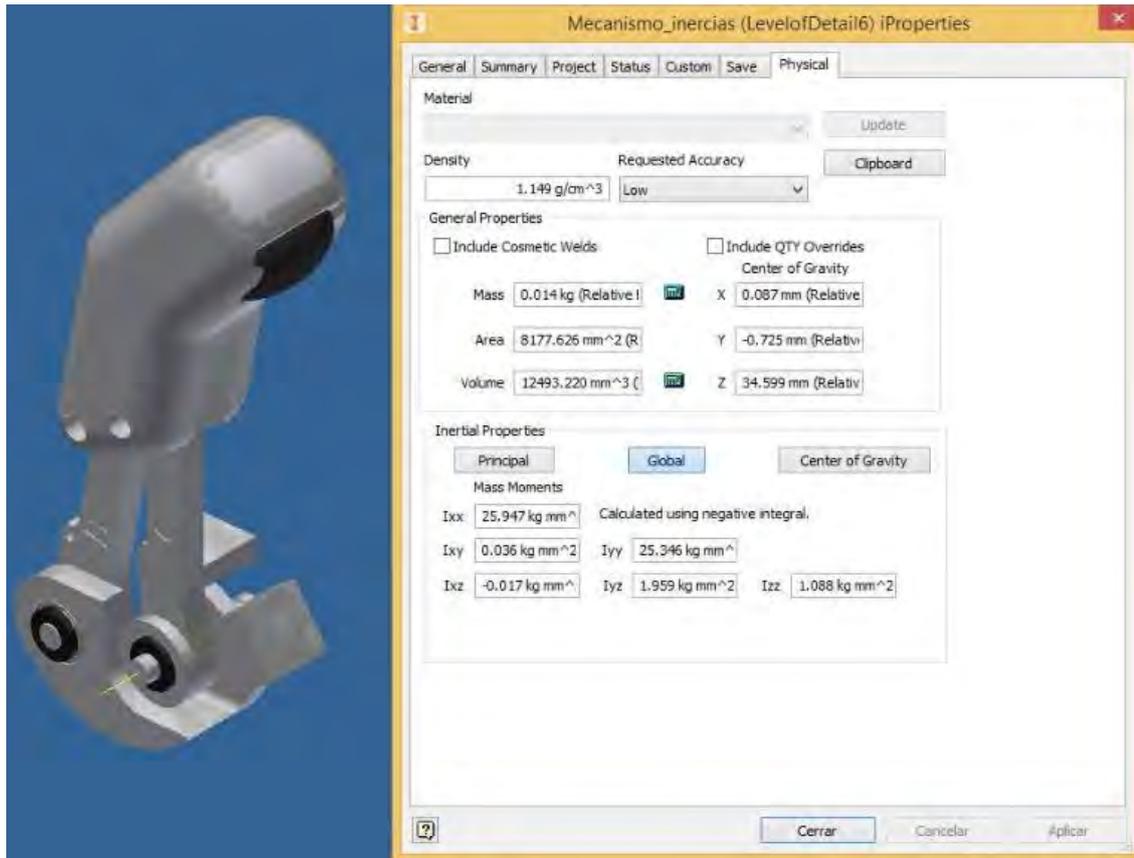


Figura 10: Datos del mecanismo del dedo meñique

Finalmente se obtiene la planta de la siguiente manera:

$$[3.336 \times 10^{-4}] \ddot{\theta}_4(t) + [20.2913] \dot{\theta}_4(t) = [0.1238] u(t) + [0.0048] \sin(\theta_4(t))$$

##### 5. Simulación del modelo obtenido

Primero, se despeja la aceleración de la ecuación diferencial de la planta, por lo cual se obtiene lo siguiente:

$$\ddot{\theta}_4(t) = [371.1031] u(t) + [14.3885] \sin(\theta_4(t)) - [60825.2398] \dot{\theta}_4(t)$$

A continuación, se hizo uso del software Matlab 2015b, que nos permite desarrollar el controlador de posición. Para lo cual, se implemente la ecuación diferencial de la planta en simulink mediante la función "Matlab Function", como se muestra en la Figura 11.

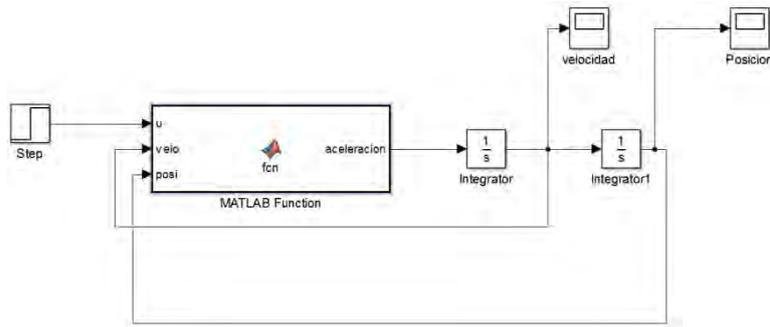


Figura 11 - Implementación de la planta en simulink

## 6. Obtención de controlador para Posición

Una vez implementado la planta en simulink se procede al desarrollo del control de posición mediante un controlador PID, para ello se agrega el bloque “PID Controller” a la planta y una retroalimentación de posición con una entrada escalón unitario, como muestra la Figura 12.

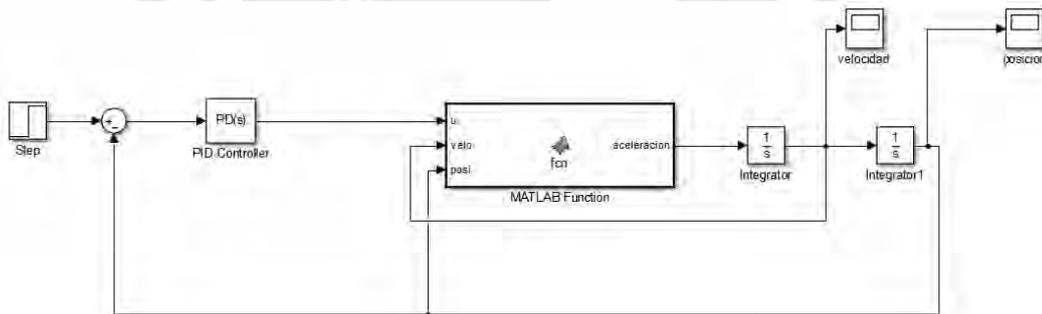


Figura 12 - Controlador PID en la planta

En el análisis del controlador se optó por utilizar un control PD y no un PID debido a que la planta cuenta con un integrador y se redundaría al usar un controlador que incluya un integrador. Por ello, se pasó a la configuración del PD Controller, los valores seleccionados para el proporcional (P) y derivativo (D) son 3.35 y 0.05 respectivamente. Estos valores se obtuvieron gracias a la ayuda de la herramienta “Tune”, en la cual se puede observar el tiempo de respuesta, el valor final, tiempo de subida etc.

Al colocar los valores mencionados anteriormente, la herramienta “Tune” arroja el siguiente resultado, como se muestra en la Figura 13. La línea punteada es la respuesta de la planta ante una entrada escalón unitario y se puede observar que cuenta con un tiempo de subida de 0.526 seg, un tiempo de estabilización de 0.932 seg, sin sobre impulso y un pico de 1.

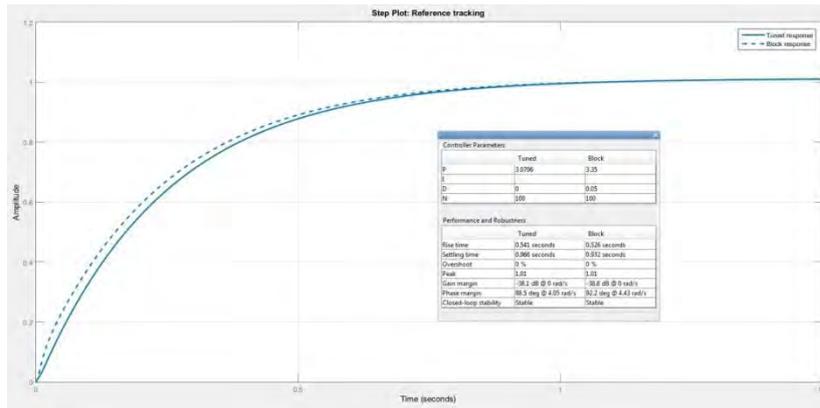


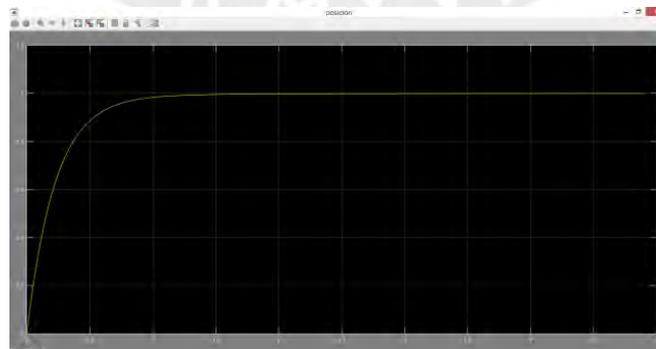
Figura 13 - Respuesta a los valores proporcional y derivativo

## 7. Comprobación de resultados

Finalmente, se comprueba que los valores se adecuan a la necesidad de la prótesis, por lo cual, los valores son introducidos a la planta para poder visualizar la gráfica de posición y velocidad del mecanismo del meñique. En la Figura 13 se muestra la respuesta de la velocidad angular y la posición angular del mecanismo mencionado.



a) velocidad angular



b) posición angular

Figura 14 - Grafica de la respuesta del mecanismo del meñique

## ANEXO 3

### Programas desarrollados

#### Programa de control de fuerza y posición:

El siguiente programa corresponde a los controladores que posee el algoritmo de control y fuerza para el control de cada dedo. El lenguaje de programación utilizado es en C y se utilizó el módulo de programación Atmel Studio versión 7 correspondiente a la familia de controladores del fabricante Microchip.

```
/* Programa de control de movimiento de dedos. */
```

```
/* Configuración Inicial */
```

```
#ifndef F_CPU
```

```
#define F_CPU 16000000UL
```

```
#endif
```

```
#include <avr/io.h>
```

```
#include <util/delay.h>
```

```
#include <math.h>
```

```
#include <stdlib.h>
```

```
#include <avr/interrupt.h>
```

```
#include "TWI_Slave.h"
```

```
uint16_t adc_hall1;
```

```
uint16_t adc_fuerza;
```

```
uint16_t adc_hall2;
```

```
uint16_t fuerzaquerida;
```

```
float kppos,kdpos,kpfuer,kdfuer;
```

```
float control,derivativo,proporcional,maximo,minimo;
```

```
int controlinteger;
```

```
float errorposicion;
```

```
float error_anteriorposicion;
```

```
int hall1;
```

```
int posicioninicial;
```

```
int setpointposicion;
```

```

int setpointfuerza;
int fuerzainicial;
float anguloprevio;
int angulofinal;

int fuerza;
float fuerzaprevia;
int fuerzafinal;
float fuerzadeseada;
float errorfuerza;
float error_anteriorfuerza;
int fsilicona;

unsigned char messageBuf[TWI_BUFFER_SIZE];
unsigned char TWI_slaveAddress;

void InitTimer0()
{
TCCR0A |= (1 << COM0A1)|(1 << COM0B1)|(0<< WGM01)|(1 << WGM00);
//Modo:Corrección de fase. Top = 0xFF.
TCCR0B |= (1 << CS02)|(0 << CS01)|(0 << CS00);
// Setea el preescalador a 1024.
}

void adc_init1()
{
ADMUX = (0<<REFS1)|(1<<REFS0)|(0<<MUX3)|(0<<MUX2)|(0<<MUX1)|(1<<MUX0);
// ADC Enable and prescaler of 128
// 16000000/128 = 125000
ADCSRA = (1<<ADEN)|(1<<ADPS2)|(1<<ADPS1)|(1<<ADPS0);
}

void adc_init0()
{
ADMUX = (0<<REFS1)|(1<<REFS0)|(0<<MUX3)|(0<<MUX2)|(0<<MUX1)|(0<<MUX0);
// ADC Enable and prescaler of 128

```

```

// 16000000/128 = 125000
ADCSRA = (1<<ADEN)((1<<ADPS2)((1<<ADPS1)((1<<ADPS0);
}

void adc_init2()
{
ADMUX = (0<<REFS1)((1<<REFS0)((0<<MUX3)((0<<MUX2)((1<<MUX1)((0<<MUX0);
// ADC Enable and prescaler of 128
// 16000000/128 = 125000
ADCSRA = (1<<ADEN)((1<<ADPS2)((1<<ADPS1)((1<<ADPS0);
}

uint16_t adc_read()
{
ADCSRA |= (1<<ADSC);
while(ADCSRA & (1<<ADSC));
return (ADC);
}

void PWMB(int valorpwm)
{
if(valorpwm <= 60 && valorpwm != 0){
    OCR0B = 60;
}
else{
    OCR0B = valorpwm;
}
}

void PWMA(int valorpwm)
{
if(valorpwm <= 60 && valorpwm != 0){
    OCR0A = 60;
}
else{
    OCR0A = valorpwm;
}
}

```

```

}
}
void girohorario(int valorpwm)
{
    PWMA(valorpwm);
    PWMB(0);
    PORTB = (1<<PINB1);
}
void giroantihorario(int valorpwm)
{
    PWMA(0);
    PWMB(valorpwm);
    PORTB = (1<<PINB1);
}
void parada()
{
    PWMB(255);
    PWMA(255);
    PORTB = (0<<PINB1);
}
unsigned char TWI_Act_On_Failure_In_Last_Transmission ( unsigned char TWIerrorMsg
)
{
    TWI_Start_Transceiver();
    PORTB = (1<<PINB0);
    return TWIerrorMsg;
}
void configuracion()
{
    TWI_slaveAddress = 0x3C;

    kppos = 5.646; //estabilizacion: 0.5sec ...subida: 0.279sec
    kdpos = 0;
    kpfuer = 2;
    kdfuer = 0.05;
    errorposicion = 0;
}

```

```

errorfuerza = 0;
error_anteriorposicion = 0;
error_anteriorfuerza = 0;
control = 0;
derivativo = 0;
proporcional = 0;
maximo = 255;
minimo = -255;
posicioninicial = 210;
setpointposicion = 210;
fuerzainicial = 0;
setpointfuerza = 0;
fuerzaquerida = 0;
fsilicona = 0;
}
void prenderledfuerza(int valor)
{
    if (valor>=0 && valor<50){
        PORTD = (0<<PIND2)|(0<<PIND1)|(0<<PIND0);
    }
    else if (valor>=50 && valor<150){
        PORTD = (0<<PIND2)|(0<<PIND1)|(1<<PIND0);
    }
    else if (valor>=150 && valor<250){
        PORTD = (0<<PIND2)|(1<<PIND1)|(0<<PIND0);
    }
    else if (valor>=250 && valor<350){
        PORTD = (0<<PIND2)|(1<<PIND1)|(1<<PIND0);
    }
    else if (valor>=350 && valor<450){
        PORTD = (1<<PIND2)|(0<<PIND1)|(0<<PIND0);
    }
    else if (valor>=450 && valor<550){
        PORTD = (1<<PIND2)|(0<<PIND1)|(1<<PIND0);
    }
}

```

```

else if (valor>=550 && valor<650){
    PORTD = (1<<PIND2)|(1<<PIND1)|(0<<PIND0);
}
else if (valor>=650 && valor<750){
    PORTD = (1<<PIND2)|(1<<PIND1)|(1<<PIND0);
}
}
/* Programa Principal */
int main(void)
{
    DDRD = (1<<PIND0)|(1<<PIND1)|(1<<PIND2)|(1<<PIND5)|(1<<PIND6);
    DDRB = (1<<PINB0)|(1<<PINB1);
    configuracion();
    InitTimer0();
    TWI_Slave_Initialise( (unsigned char)(TWI_slaveAddress<<TWI_ADR_BITS));
    sei();
    TWI_Start_Transceiver();
    while (1)
    {
        adc_init2();
        adc_hall1 = adc_read();
        hall1 = adc_hall1;
        anguloprevio = (hall1*0.44)-44.8;
        angulofinal = (int)anguloprevio;

        adc_init0();
        adc_fuerza = adc_read();
        fuerza = adc_fuerza;
        fuerzaprevia = (((0.3247*exp(fuerza*0.0043)))*100)-32;
        fuerzafinal = (int)fuerzaprevia;
        prenderledfuerza(fuerzafinal);
        if ( ! TWI_Transceiver_Busy() )
        {
            if ( TWI_statusReg.lastTransOK )
            {
                if ( TWI_statusReg.RxDatInBuf )

```

```

{
PORTB = (0<<PINB0);
TWI_Get_Data_From_Transceiver(messageBuf, 2);
if (messageBuf[0] != 0xFF && messageBuf[1] != 0xFF)
    {
        setpointposicion = posicioninicial + messageBuf[0];
        fuerzaquerida = messageBuf[1]*100;
        if (fuerzaquerida != 0){
            setpointfuerza = fsilicona + fuerzaquerida;
        }
    }
}
else
{
TWI_Act_On_Failure_In_Last_Transmission( TWI_Get_State_Info() );
}
}
if (fuerzaquerida != 0)
{
    errorposicion = setpointposicion - angulofinal;
    fsilicona = fuerzafinal;
    if (errorposicion<-5 || errorposicion>5)
    {
        fuerzadeseada = (setpointfuerza)/100;
        errorfuerza = fuerzadeseada - (fuerzaprevia/100);
        if (errorfuerza<-0.5 || errorfuerza>0.5)
        {
            proporcional = kpfuer*errorfuerza;
            derivativo = kdfuer*(errorfuerza-error_anteriorfuerza);
            control = proporcional+derivativo;
            controlinteger = (int)control;
            if (controlinteger>0){
                if (controlinteger>maximo){
                    controlinteger = maximo;
                    girohorario(controlinteger);
                }
            }
        }
    }
}
}

```

```

    }
    else{
        girohorario(controlinteger);
    }
}
else if (controlinteger<0){
    if (controlinteger<minimo){
        controlinteger = minimo;
        giroantihorario(abs(controlinteger));
    }
    else{
        giroantihorario(abs(controlinteger));
    }
}
error_anteriorfuerza = errorfuerza;
}
else {
    parada();
}
}
else {
    parada();
}
}
}
else if (fuerzaquerida == 0){
    errorposicion = setpointposicion - angulofinal;
    fsilicona = fuerzafinal;
    if (errorposicion<-5 || errorposicion>5)
    {
        proporcional = kppos*errorposicion;
        derivativo = kdpos*(errorposicion-error_anteriorposicion);
        control = proporcional+derivativo;
        controlinteger = (int)control;
        if (controlinteger>0){
            if (controlinteger>maximo){
                controlinteger = maximo;

```

```
        girohorario(controlinteger);
    }
    else{
        girohorario(controlinteger);
    }
}
else if (controlinteger<0){
    if (controlinteger<minimo){
        controlinteger = minimo;
        giroantihorario(abs(controlinteger));
    }
    else{
        giroantihorario(abs(controlinteger));
    }
}
error_anteriorposicion = errorposicion;
}
else {
    parada();
}
}
}
}
```

## Programa principal:

El siguiente programa corresponde al controlador principal que establece comunicación entre los controladores y el módulo de adquisición de las señales electromiografías para el cual se utiliza una interfaz de comunicación serial. El lenguaje de programación utilizado es en C y se utilizó el módulo de programación Atmel Studio versión 7 correspondiente a la familia de controladores del fabricante Microchip.

```
/* Programa para el control de movimiento mediante comandos usando el hyperterminal*/
/* Configuración Inicial */
#ifndef F_CPU
#define F_CPU 16000000UL
#endif

#define BAUD 9600
#define MYUBRR F_CPU/16/BAUD-1

#include <avr/io.h>
#include <util/delay.h>
#include <math.h>
#include <stdlib.h>
#include <avr/interrupt.h>
#include <string.h>
#include "TWI_Master.h"

#define SEND_DATA_INDICE    0x15
#define SEND_DATA_MEDIO     0x20
#define SEND_DATA_ANULAR    0x25
#define SEND_DATA_MENIQUE   0x30
#define SEND_DATA_PULGAR_FLEXION  0x35
#define SEND_DATA_PULGAR_ROTACION  0x40
#define SEND_DATA_TODOS     0x55

uint8_t angulo_INDICE = 0;
uint8_t angulo_MEDIO = 0;
uint8_t angulo_ANULAR = 0;
```

```

uint8_t angulo_MENIQUE = 0;
uint8_t angulo_PULGAR_FLEXION = 0;
uint8_t angulo_PULGAR_ROTACION = 0;
uint8_t fuerza_INDICE = 0;
uint8_t fuerza_MEDIO = 0;
uint8_t fuerza_ANULAR = 0;
uint8_t fuerza_MENIQUE = 0;
uint8_t fuerza_PULGAR_FLEXION = 0;

unsigned char messageBuf[4];
unsigned char Address_INDICE = 0x3C;
unsigned char Address_MEDIO = 0x4B;
unsigned char Address_ANULAR = 0x9F;
unsigned char Address_MENIQUE = 0x7E;
unsigned char Address_PULGAR_FLEXION = 0x8A;
unsigned char Address_PULGAR_ROTACION = 0x6D;

unsigned char TWI_operation = 0;

void USART_Init( unsigned int baud )
{
    /* Set baud rate */
    UBRR1H = (unsigned char)(baud>>8);
    UBRR1L = (unsigned char)baud;
    /* Set Asynchronous Double Speed Mode (1<<U2X1) */
    UCSR1A = (0<<U2X1);
    /* Enable receiver and transmitter */
    UCSR1B = (1<<RXEN1)|(1<<TXEN1)|(1<<RXCIE1)|(0<<TXCIE1);
    /* Set frame format: 8data, 1stop bit (0<<USBS1) */
    UCSR1C = (0<<USBS1)|(2<<UCSZ10);
}

void USART_Transmit(unsigned char data )
{
    /* Wait for empty transmit buffer */
    while ( !( UCSR1A & (1<<UDRE1)) )
        ;
}

```

```

        /* Put data into buffer, sends the data */
        UDR1 = data;
    }
    unsigned char USART_Receive( void )
    {
        /* Wait for data to be received */
        while ( !(UCSR1A & (1<<RXC1)) );
        /* Get and return received data from buffer */
        return UDR1;
    }
    unsigned char TWI_Act_On_Failure_In_Last_Transmission(unsigned char TWIerrorMsg)
    {
        if ( (TWIerrorMsg == TWI_MTX_ADR_NACK) | (TWIerrorMsg ==
TWI_MRX_ADR_NACK) )
            TWI_Start_Transceiver();
            PORTC = (1<<PINC7);
            return TWIerrorMsg;
    }

void USART_string(unsigned char v[]) {
    int i;
    for (i = 0; i < strlen((char*)v); i++) {
        USART_Transmit(v[i]);
        _delay_ms(10);
    }
}

/* Inicio de Programa Principal */
int main(void)
{
    DDRB =
(1<<PINB0)|(1<<PINB1)|(1<<PINB2)|(1<<PINB3)|(1<<PINB5)|(1<<PINB6)|(1<<PINB7);
    DDRC = (1<<PINC6)|(1<<PINC7);
    DDRD = (1<<PIND5)|(1<<PIND6)|(1<<PIND7);
    DDRF = (1<<PINF5)|(1<<PINF6)|(1<<PINF7);
    USART_Init(MYUBRR);
}

```

```

    TWI_Master_Initialise();
    sei();
    _delay_ms(40);
    messageBuf[0] = (Address_INDICE<<TWI_ADR_BITS) | (FALSE<<TWI_READ_BIT);
    messageBuf[1] = 0xFF;
    messageBuf[2] = 0xFF;
    TWI_Start_Transceiver_With_Data( messageBuf, 3 );
    _delay_ms(40);
    messageBuf[0] = (Address_MEDIO<<TWI_ADR_BITS) | (FALSE<<TWI_READ_BIT);
    messageBuf[1] = 0xFF;
    messageBuf[2] = 0xFF;
    TWI_Start_Transceiver_With_Data( messageBuf, 3 );
    _delay_ms(40);
    messageBuf[0] = (Address_ANULAR<<TWI_ADR_BITS) | (FALSE<<TWI_READ_BIT);
    messageBuf[1] = 0xFF;
    messageBuf[2] = 0xFF;
    TWI_Start_Transceiver_With_Data( messageBuf, 3 );
    _delay_ms(40);
    messageBuf[0] = (Address_MENIQUE<<TWI_ADR_BITS) | (FALSE<<TWI_READ_BIT);
    messageBuf[1] = 0xFF;
    messageBuf[2] = 0xFF;
    TWI_Start_Transceiver_With_Data( messageBuf, 3 );
    _delay_ms(40);
    messageBuf[0] = (Address_PULGAR_FLEXION<<TWI_ADR_BITS) |
    (FALSE<<TWI_READ_BIT);
    messageBuf[1] = 0xFF;
    messageBuf[2] = 0xFF;
    TWI_Start_Transceiver_With_Data( messageBuf, 3 );
    _delay_ms(40);
    messageBuf[0] = (Address_PULGAR_ROTACION<<TWI_ADR_BITS) |
    (FALSE<<TWI_READ_BIT);
    messageBuf[1] = 0xFF;
    TWI_Start_Transceiver_With_Data( messageBuf, 2 );
    _delay_ms(40);

```

```

/* Communication entre controladores locales y principal */
while (1)
{
    if ( ! TWI_Transceiver_Busy() )
    {
        if ( TWI_statusReg.lastTransOK )
        {
            PORTC = (0<<PINC7);
            if (TWI_operation == SEND_DATA_INDICE){
messageBuf[0] = (Address_INDICE<<TWI_ADR_BITS) | (FALSE<<TWI_READ_BIT);
            messageBuf[1] = angulo_INDICE;
            messageBuf[2] = fuerza_INDICE;
            TWI_Start_Transceiver_With_Data( messageBuf, 3 );
            TWI_operation = SEND_DATA_INDICE;
        }
        else if (TWI_operation == SEND_DATA_MEDIO){
messageBuf[0] = (Address_MEDIO<<TWI_ADR_BITS) | (FALSE<<TWI_READ_BIT);
            messageBuf[1] = angulo_MEDIO;
            messageBuf[2] = fuerza_MEDIO;
            TWI_Start_Transceiver_With_Data( messageBuf, 3 );
            TWI_operation = SEND_DATA_MEDIO;
        }
        else if (TWI_operation == SEND_DATA_ANULAR){
messageBuf[0] = (Address_ANULAR<<TWI_ADR_BITS) | (FALSE<<TWI_READ_BIT);
            messageBuf[1] = angulo_ANULAR;
            messageBuf[2] = fuerza_ANULAR;
            TWI_Start_Transceiver_With_Data( messageBuf, 3 );
            TWI_operation = SEND_DATA_ANULAR;
        }
        else if (TWI_operation == SEND_DATA_MENIQUE){
messageBuf[0] = (Address_MENIQUE<<TWI_ADR_BITS) | (FALSE<<TWI_READ_BIT);
            messageBuf[1] = angulo_MENIQUE;
            messageBuf[2] = fuerza_MENIQUE;
            TWI_Start_Transceiver_With_Data( messageBuf, 3 );
            TWI_operation = SEND_DATA_MENIQUE;
        }
    }
}

```

```

        else if (TWI_operation == SEND_DATA_PULGAR_FLEXION){
messageBuf[0] = (Address_PULGAR_FLEXION<<TWI_ADR_BITS) |
(FALSE<<TWI_READ_BIT);

        messageBuf[1] = angulo_PULGAR_FLEXION;
        messageBuf[2] = fuerza_PULGAR_FLEXION;
        TWI_Start_Transceiver_With_Data( messageBuf, 3 );
        TWI_operation = SEND_DATA_PULGAR_FLEXION;
        }
    else if (TWI_operation == SEND_DATA_PULGAR_ROTACION){
messageBuf[0] = (Address_PULGAR_ROTACION<<TWI_ADR_BITS) |
(FALSE<<TWI_READ_BIT);

        messageBuf[1] = angulo_PULGAR_ROTACION;
        TWI_Start_Transceiver_With_Data( messageBuf, 2 );
        TWI_operation = SEND_DATA_PULGAR_ROTACION;
        }
    else if (TWI_operation == SEND_DATA_TODOS){
messageBuf[0] = (Address_INDICE<<TWI_ADR_BITS) | (FALSE<<TWI_READ_BIT);
        messageBuf[1] = angulo_INDICE;
        messageBuf[2] = fuerza_INDICE;
        TWI_Start_Transceiver_With_Data( messageBuf, 3 );
messageBuf[0] = (Address_MEDIO<<TWI_ADR_BITS) | (FALSE<<TWI_READ_BIT);
        messageBuf[1] = angulo_MEDIO;
        messageBuf[2] = fuerza_MEDIO;
        TWI_Start_Transceiver_With_Data( messageBuf, 3 );
messageBuf[0] = (Address_ANULAR<<TWI_ADR_BITS) | (FALSE<<TWI_READ_BIT);
        messageBuf[1] = angulo_ANULAR;
        messageBuf[2] = fuerza_ANULAR;
        TWI_Start_Transceiver_With_Data( messageBuf, 3 );
messageBuf[0] = (Address_MENIQUE<<TWI_ADR_BITS) | (FALSE<<TWI_READ_BIT);
        messageBuf[1] = angulo_MENIQUE;
        messageBuf[2] = fuerza_MENIQUE;
        TWI_Start_Transceiver_With_Data( messageBuf, 3 );
messageBuf[0] = (Address_PULGAR_FLEXION<<TWI_ADR_BITS) |
(FALSE<<TWI_READ_BIT);

        messageBuf[1] = angulo_PULGAR_FLEXION;

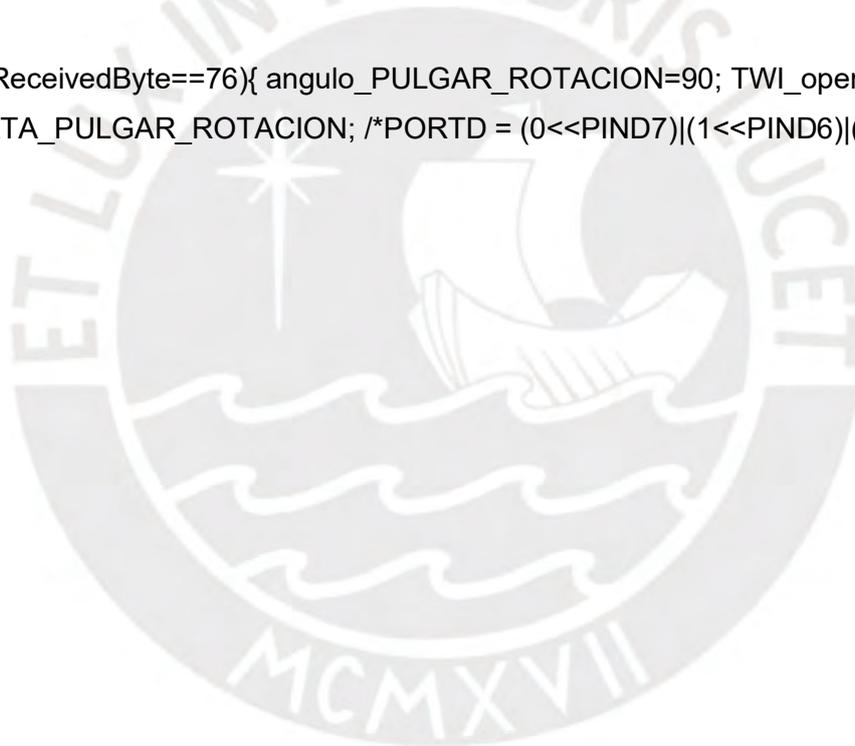
```



```

        if (ReceivedByte==71){ angulo_MENIQUE=0; fuerza_MENIQUE = 0;
TWI_operation = SEND_DATA_MENIQUE; PORTC = (0<<PINC7)|(1<<PINC6);} //G
        if (ReceivedByte==72){ angulo_MENIQUE=50; fuerza_MENIQUE = 0;
TWI_operation = SEND_DATA_MENIQUE; PORTC = (1<<PINC7)|(0<<PINC6); } //H
        if (ReceivedByte==73){ angulo_PULGAR_FLEXION=0;
fuerza_PULGAR_FLEXION = 0; TWI_operation = SEND_DATA_PULGAR_FLEXION;
/*PORTD = (0<<PIND7)|(0<<PIND6)|(0<<PIND5);*/ } //I
        if (ReceivedByte==74){ angulo_PULGAR_FLEXION=70;
fuerza_PULGAR_FLEXION = 0; TWI_operation = SEND_DATA_PULGAR_FLEXION;
/*PORTD = (0<PIND7)|(0<<PIND6)|(1<<PIND5); */ } //J
        if (ReceivedByte==75){ angulo_PULGAR_ROTACION=0; TWI_operation =
SEND_DATA_PULGAR_ROTACION; /*PORTD = (0<<PIND7)|(1<<PIND6)|(0<<PIND5);*/
} //K
        if (ReceivedByte==76){ angulo_PULGAR_ROTACION=90; TWI_operation =
SEND_DATA_PULGAR_ROTACION; /*PORTD = (0<<PIND7)|(1<<PIND6)|(1<<PIND5);
*/ } //L
    }

```



## ANEXO 4

### Lista de Planos

Los planos para fabricación e implementación del sistema de control para la prótesis mioeléctrica de miembro superior con control de fuerza y posición desarrollada en la PUCP son los siguientes.

Plano A.1 Plano del controlador principal.

Plano A.2 Plano del subsistema Pulgar.

Plano A.3 Plano del subsistema Índice y Medio.

Plano A.4 Plano del subsistema Anular y Meñique.

Plano B.1 Plano del circuito de potencia de motores.

Plano B.2 Plano de conexiones de sensores.

