

**PONTIFICIA UNIVERSIDAD
CATÓLICA DEL PERÚ**

Escuela de Posgrado



Diseño de un sistema de control de una prótesis transhumeral
con actuación híbrida activada por medio de señales fisiológicas

Tesis para obtener el grado académico de Maestro en Ingeniería
Mecatrónica que presenta:

Milenko Fabian Gonzales Pareja

Asesor:

Renato Alonso Mio Zaldívar

Lima, 2023


Informe de Similitud

Yo, Renato Alonso Mio Zaldívar, docente de la Escuela de Posgrado de la Pontificia Universidad Católica del Perú, asesor(a) de la tesis/el trabajo de investigación titulado Diseño de un Sistema de Control de una Prótesis Transhumeral con Actuación Híbrida Activada por Medio de Señales Fisiológicas, del autor Milenko Fabián Gonzales Pareja, dejo constancia de lo siguiente:

- El mencionado documento tiene un índice de puntuación de similitud de 15%. Así lo consigna el reporte de similitud emitido por el software *Turnitin* el 20/09/2023.
- He revisado con detalle dicho reporte y la Tesis o Trabajo de Suficiencia Profesional, y no se advierte indicios de plagio.
- Las citas a otros autores y sus respectivas referencias cumplen con las pautas académicas.

Lugar y fecha:

Bayreuth, 02/10/2023

Apellidos y nombres del asesor / de la asesora: <u>Mio Zaldívar, Renato Alonso</u>	
DNI: 48117773	Firma 
ORCID: 0000-0001-8419-2633	

RESUMEN

Las complicaciones que llevan a las personas a tener alguna amputación de miembro superior son cada vez más frecuentes, por ello para mantener la calidad de vida de estas personas se han venido desarrollando prótesis de todo tipo a lo largo de los años. Sin embargo, la mayoría de las prótesis funcionales no son accesibles por su elevado precio. Lo que provocó que el desarrollo de estos sistemas se mecanice mediante la impresión 3D, reduciendo considerablemente los costos de manufactura. Esta técnica puede ser más barata pero no termina de ser eficiente en cuanto a su interacción. Siendo el objetivo de estas prótesis que el usuario se fidelice con el sistema para que no lo abandone. Un sistema de control activado por señales EMG que coloque al usuario dentro del lazo de control con un sistema háptico, que retroalimente la fuerza de presión de la prótesis directamente al usuario mejora este tipo de interacción de los usuarios con el medio. El sistema de control más robusto para este tipo de aplicaciones que tiene la practicidad y rapidez que se necesita, es el control directo de posición-fuerza.

En el presente trabajo de tesis se muestra el desarrollo de un sistema de control para una prótesis transhumeral con actuación híbrida (actuación mecánica de codo y mioeléctrica de mano). Este sistema será activado mediante el reconocimiento de la intención de movimiento del usuario, que se activa mediante la lectura de señales EMG del bíceps, y para tener un sistema de lazo cerrado con el usuario se implementa también un sistema háptico de retroalimentación que consta de un disco vibrador que traduce la cantidad de fuerza que ejerce el brazo con una frecuencia directamente proporcional de vibración. El desarrollo de este sistema de control permite interactuar al usuario con objetos y realizar la apertura y cierre de la mano de manera automática y manual. El control tiene un tiempo de establecimiento de aproximadamente 3.623 segundos y el sistema de control puede llegar a costar 3233 soles. Por ende, se puede mejorar las prótesis mecanizadas en impresión 3D mediante este sistema de control que es accesible, económico, y eficiente en cuanto al control de posición-fuerza para las personas que hayan sufrido alguna amputación de miembro superior.



Quiero dedicar este trabajo a mis padres Milenko Gonzales y Vilma Pareja, que me apoyaron en todo mi proceso de formación personal y profesional siendo mis pilares y ejemplo a seguir en la vida. A quienes les estoy eternamente agradecido

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a mi hermana Vanessa Gonzales por su compañía y apoyo incondicional. Agradezco también a mi asesor Renato Mio por haberme dado la oportunidad de formar parte de esta investigación, brindarme su valioso tiempo y consejos. Quiero agradecer al proyecto NO.158-2020-FONDECYT. quienes financiaron esta investigación y también al grupo de investigación LIBRA por haberme abierto las puertas del laboratorio en especial a la profesora Victoria Abarca, el ingeniero Enzo Romero, y el doctor Dante Elías.

Quiero terminar agradeciendo a mi yo del pasado por la perseverancia y resiliencia a lo largo de mi vida profesional y en torno a este trabajo de tesis.



ÍNDICE DE CONTENIDO

INTRODUCCIÓN	1
ALCANCE Y OBJETIVO	2
Alcance y limitaciones	3
Objetivos	3
METODOLOGÍA Y RECURSOS	4
MARCO TEÓRICO Y ESTADO DEL ARTE	6
1.1 Biomecánica del miembro superior	6
1.1.1 Biomecánica del codo.....	7
1.1.2 Biomecánica de la mano.....	8
1.1.3 Biomecánica de los dedos	9
1.2 Señal electromiográfica	12
1.3 Sistema háptico	13
1.4 Prótesis transhumeral	13
1.4.1 Prótesis pasivas.....	14
1.4.2 Prótesis activas	14
1.5 Estrategias de control utilizadas en prótesis transhumerales	16
1.5.1 Control directo.....	17
1.5.2 Control mediante reconocimiento de patrones	19
1.5.3 Control de nivel superior y de bajo nivel	20
1.6 Aplicación de estrategias de control para prótesis transhumeral	21
1.7 Prótesis transhumerales comerciales.....	24
1.7.1 Prótesis transhumeral DynamicArm y ErgoArm.....	24
1.7.2 LUKE Arm	25
1.7.3 Utah Arm 3	26
1.7.4 Tabla comparativa	27
DISEÑO CONCEPTUAL	28
2.1 Matriz de requerimientos	28
2.1.1 Requerimientos generales.....	30
2.1.2 Requerimientos mecánicos	30
2.1.3 Requerimientos eléctricos.....	31
2.1.4 Requerimientos de control.....	32
2.2 Árbol de funciones y medios	37
2.2.1 Primer nivel	37
2.2.2 Segundo nivel	38
2.2.3 Matriz morfológica segundo nivel.....	43

2.2.4	Tercer nivel.....	44
2.2.5	Matriz morfológica tercer nivel.....	50
2.3	Arquitectura general del sistema mecatrónico.....	54
2.4	Arquitectura general del sistema eléctrico.....	55
2.5	Diagrama de flujo inicial.....	55
DISEÑO DEL SISTEMA ELECTRONICO Y DE CONTROL.....		57
3.1	Arquitectura de control.....	57
3.2	Selección de componentes.....	58
3.2.1	Subsistema de monitoreo.....	58
3.2.2	Subsistema de actuación.....	62
3.2.3	Interfaz de usuario.....	63
3.2.4	Sistema háptico.....	64
3.2.1	Unidad de control principal.....	65
3.2.2	Alimentación.....	66
3.3	Diseño del software de control.....	68
3.3.1	Algoritmo de control principal.....	69
3.3.2	Algoritmo de cierre.....	70
3.3.3	Algoritmo de apertura.....	72
3.3.4	Algoritmo de control de Posición.....	73
3.3.5	Algoritmo de control de Posición -Fuerza.....	73
3.4	Diseño del sistema electrónico.....	74
3.4.1	Esquemas de conexión.....	74
3.4.2	Diseño de tarjetas electrónicas.....	79
3.5	Planta a controlar.....	81
3.5.1	Modelo de la planta.....	82
3.6	Diseño del controlador.....	90
3.6.1	Control de posición.....	90
3.7	Implementación del sistema eléctrico y de control.....	92
3.7.1	Tarjetas soldadas.....	92
DISEÑO DEL SISTEMA MECÁNICO.....		94
4.1	Acondicionamiento del sistema mecánico.....	94
4.1.1	Modificación de los elementos mecánicos.....	94
4.1.2	Modificaciones para la instrumentación.....	97
4.2	Diseño del módulo contenedor del sistema electrónico.....	99
4.3	Implementación del sistema mecánico.....	100
4.3.1	Impresión 3D de las piezas.....	100
4.3.2	Acople y fijación.....	102

EXPERIMENTACIÓN Y VALIDACIÓN	104
5.1 Pruebas de acondicionamiento.....	104
5.1.1 Pruebas del sensor de posición.....	104
5.1.2 Pruebas del <i>driver</i> del motor	106
5.1.3 Pruebas del sensor de fuerza.....	106
5.1.4 Pruebas del motor vibratorio	107
5.1.5 Pruebas del sensor EMG	108
5.1.6 Pruebas del controlador PD de posición.....	110
5.1.7 Pruebas del controlador Posición-Fuerza	113
5.2 Integración del sistema	117
5.2.1 Instrumentación del sistema mecánico.....	117
5.2.2 Integración del sistema de eléctrico y de control en el chasis....	118
5.2.3 Integración final.....	119
5.3 Estimación de costos.....	120
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	123
BIBLIOGRAFIA.....	126
ANEXOS.....	129

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1. Flexión y extensión en la articulación del codo.	7
Figura 1.2. Pronación y supinación del antebrazo.	8
Figura 1.3. Movimientos de la mano en la articulación de la muñeca.....	9
Figura 1.4. Movimientos de las articulaciones metacarpofalángicas.	10
Figura 1.5. Movimientos de las articulaciones metacarpofalángicas.	10
Figura 1.6. Algunos factores que influyen la señal electromiográfica.	12
Figura 1.7. Diseño conceptual de un sistema háptico híbrido	13
Figura 1.8. Prótesis de miembro superior	16
Figura 1.9. Diagrama control de posición/velocidad – fuerza.	18
Figura 1.10. Diagrama de control de impedancia y deslizamiento.....	19
Figura 1.11. Diagrama de adquisición y procesamiento de señales EMG.....	21
Figura 1.12. (a) Ley de Fitts Discreto, (b) Modelo Mecánico Simulado, (c) Movimientos Generado	22
Figura 1.13. Bucle cerrado para control protésico mioeléctrico	23
Figura 1.14. Descripción general del marco propuesto por Swami et al.	23
Figura 1.15. Esquema de Acondicionamiento de señal	24
Figura 1.16. Prótesis transhumeral DynamicArm.....	25
Figura 1.17. Prótesis de miembro superior: Luke Arm	26
Figura 1.18. Utah Arm 3.	26
Figura 2.1. Función principal: sustituir el miembro superior perdido (1er nivel)	37
Figura 2.2. Subfunción: interactuar con el usuario (2do nivel)	39
Figura 2.3. Subfunción: controlar la prótesis (2do nivel)	39

Figura 2.4. Subfunción: suministrar energía (2do nivel)	40
Figura 2.5. Subfunción: accionar el codo (2do nivel).....	40
Figura 2.6. Subfunción: accionar la mano (2do nivel).....	41
Figura 2.7. Subfunción: retroalimentar el sentido táctil (2do nivel).....	42
Figura 2.8. Subfunción: Detectar Intención de Movimiento (2do nivel).....	42
Figura 2.9. Subfunción: indicar el estado (3er nivel).....	45
Figura 2.10. Subfunción: encender/apagar (3er nivel).....	45
Figura 2.11. Subfunción: controlar el sistema (3er nivel)	46
Figura 2.12. Subfunción: algoritmo de control (3er nivel)	46
Figura 2.13. Subfunción: sensar la posición/velocidad (3er nivel).....	47
Figura 2.14. Subfunción: monitorear la fuerza (3er nivel)	47
Figura 2.15. Subfunción: proporcionar energía mecánica (3er nivel)	48
Figura 2.16. Subfunción: controlar motores (3er nivel)	48
Figura 2.17. Subfunción: accionar dedos (3er nivel).....	49
Figura 2.18. Subfunción: sensar señales EMG (3er nivel)	49
Figura 2.19. Subfunción: Algoritmo de detección (3er nivel)	50
Figura 2.20. Arbol de funciones y medios	53
Figura 2.21. Arquitectura general del sistema mecatrónico	54
Figura 2.22. Arquitectura general del sistema eléctrico	55
Figura 2.23. Diagrama de flujo inicial	56
Figura 3.1. Arquitectura de control.....	58
Figura 3.2. Sensor de fuerza FSR400.	59
Figura 3.3. Sensor EMG Myobock	60

Figura 3.4. Sensor de efecto hall MLX90316.....	61
Figura 3.5. Motor Maxon DC-max16S con reductorGPX19	62
Figura 3.6. Adafruit Vibrating Mini Motor Disc	65
Figura 3.7. Icr 18650 4400mAh 3.7 V.....	68
Figura 3. 8. Diagrama de flujo algoritmo principal	69
Figura 3.9. Diagrama de flujo algoritmo de cierre.....	71
Figura 3.10. Diagrama de flujo algoritmo de apertura.....	72
Figura 3.11. Lazo de control de Posición	73
Figura 3.12. Lazo de control de Posición-fuerza	73
Figura 3.13. Esquema de conexiones del microcontrolador	75
Figura 3.14. Esquema de energización y alimentación.....	76
Figura 3.15. Esquema de conexión del driver del motor	76
Figura 3.16. Esquema de conexión del motor vibratorio.....	77
Figura 3.17. Esquema de conexión del sensor de fuerza	77
Figura 3.18. Esquema de conexión de sensores EMG y sensor de posición	78
Figura 3.19. Esquema de conexión del sensor de posición.....	78
Figura 3.20. Esquema de conexión de pulsadores y LED.	79
Figura 3.21. Tarjeta de control.....	80
Figura 3.22. Tarjeta de interacción.	81
Figura 3.23. Mecanismo de transmisión de fuerza	82
Figura 3.24. Esquema de identificación de la planta	83
Figura 3.25. Sistema de identificación de la planta	83
Figura 3.26. Sistema de adquisición	84

Figura 3.27. Señal cuadrada a 1 rad/s	85
Figura 3.28. Señal de posición adquirida.....	86
Figura 3.29. Ventana de configuración de la herramienta Ident.....	86
Figura 3.30. Comparación de 4 modelos distintos.....	87
Figura 3.31. Comparación de la respuesta al escalón entre “tf1” y “tf2”	88
Figura 3.32. Comportamiento del modelo “tf2”	88
Figura 3.33. Polos del modelo” tf2”	89
Figura 3.34. Respuesta al escalón del modelo” tf1”	89
Figura 3.35. Lazo cerrado de control de posición.....	90
Figura 3.36. Respuesta al escalón del control de posición	91
Figura 3.37. Lazo de control posición-fuerza.	92
Figura 3.38. Tarjeta de interacción soldada.....	93
Figura 3.39. Tarjeta de control soldada	93
Figura 4.1. Distancia entre centros	95
Figura 4.2. Adaptación de la palma	95
Figura 4.3. Acople del engranaje	96
Figura 4.4. Modificación de ejes del sistema de transmisión mecánico	96
Figura 4.5. Disco de activación.....	97
Figura 4.6. Tapa izquierda de la palma.....	98
Figura 4.7. Falange medio distal del dedo medio	98
Figura 4.8. Vista exterior del antebrazo	99
Figura 4.9. Vista interior del antebrazo	100
Figura 4.10. Mano protésica impresa.....	101

Figura 4.11. Vista posterior (IZQ) y anterior (DER) de las partes del antebrazo fabricado.....	102
Figura 4.12. Mano protésica acoplada y sistema de transmisión de fuerza.....	103
Figura 5.1. Prueba del Sensor de Posición.....	105
Figura 5.2. curva del sensor de posición.....	105
Figura 5.3. Curva del sensor FSR.....	107
Figura 5.4. Prueba del motor vibratorio.....	107
Figura 5.5. Captura del sensor EMG1 colocados en el bíceps con sensibilidad 6....	109
Figura 5.6. Captura del sensor EMG2 colocados en el bíceps con sensibilidad 5....	109
Figura 5.7. Posicionamiento de los sensores EMG en el bíceps del brazo.....	110
Figura 5.8. Esquema de control de posición PD en Simulink.....	111
Figura 5.9. Prueba de control de apertura y cierre.....	111
Figura 5.10. Prueba de control PD de posición con diversos <i>setpoints</i>	112
Figura 5.11. Prueba de control PD de posición con diversos <i>setpoints</i>	113
Figura 5.12. Esquema de control de posición-fuerza en Simulink.....	114
Figura 5.13. Prueba de control de posición-fuerza con diversos <i>setpoint</i> (gráfico posición).....	115
Figura 5.14. Prueba de control de posición-fuerza con diversos <i>setpoint</i> (gráfico fuerza).....	115
Figura 5.15. Prueba de control de posición-fuerza con diversos con una esponja ...	116
Figura 5.16. Instrumentación de la mano mioeléctrica.....	117
Figura 5.17. Vista interior del antebrazo montado.....	118
Figura 5.18. Vista exterior del antebrazo montado.....	119
Figura 5.19. Foto del sistema protésico implementado.....	120

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.1. Rangos de movimiento del miembro superior y fuerzas.	11
Tabla 1.2. Tabla comparativa de prótesis transhumerales	27
Tabla 2.1. Requerimientos de usuario.....	29
Tabla 2.2. Factor de importancia	29
Tabla 2.3. Requerimientos de diseño	34
Tabla 2.4. Matriz de requerimientos	35
Tabla 2.5. Evaluación de la función principal.	38
Tabla 2.6. Matriz morfológica segundo nivel.....	43
Tabla 2.7. Evaluación de las soluciones del segundo nivel	44
Tabla 2.8. Matriz morfológica del tercer nivel	51
Tabla 2.9. Evaluación de las soluciones del tercer nivel	52
Tabla 3.1. Comparativa sensores de fuerza	59
Tabla 3.2. Comparativa sensores EMG	60
Tabla 3.3. Comparativa sensores de posición	61
Tabla 3.4. Comparación de drivers	63
Tabla 3.5. Entradas y salidas unidad de control.....	65
Tabla 3.6. Comparativa microcontrolador	66
Tabla 3.7. Consumo de energía actuadores	67
Tabla 3.8. Consumo de energía de sensores y unidades de control	67
Tabla 3.9. Capacidad de batería necesaria	67
Tabla 3.10. Comparativa de baterías Li-Ion	68
Tabla 3.11. Disposición de pines del controlador.....	75

Tabla 3.12. Parámetros para la identificación de la planta	85
Tabla 4.1. Parámetros de impresión 3D.....	101
Tabla 5.1. Tabla de funciones del BD65496-MUV	106
Tabla 5.2. Parámetros de control PD	110
Tabla 5.3. Estimación de costos de materiales	121
Tabla 5.4. Estimación de costos de impresión 3D.....	122
Tabla 5.5. Costo total del sistema de control.....	122



INTRODUCCIÓN

Según la OMS se estima que mundialmente más de 1000 millones de personas viven con alguna discapacidad [OMS, 2011], donde aproximadamente 2 de cada 100 sufren de alguna amputación, siendo el 70 % producto de un accidente sufrido [Ventura, 2014]. Del total de esas amputaciones por accidentes el 16 % son de miembro superior [Ventura, 2014]. En el Perú según el Instituto Nacional de Rehabilitación (INR), del total de pacientes con amputaciones de brazos y piernas, aproximadamente el 22 % tienen amputaciones de miembros superiores [Dra. Adriana Rebaza Flores, 2015], por lo que existe una necesidad del mercado de producir prótesis de extremidades superiores.

El desarrollo de estas prótesis permite mejorar el estilo de vida de estas personas y así mismo consiste en un logro a la inclusión. Sin embargo, el precio no es accesible. Por ejemplo, en EE. UU. una prótesis mioeléctrica avanzada con un dispositivo terminal puede llegar a costar hasta \$75,000 [Brack and Amalu, 2021]. Por ello, el uso de impresoras 3D para su fabricación se ha vuelto tendencia, ya que economiza la producción [Brack and Amalu, 2021]. A pesar de ello, estos equipos no son prácticos, pues tienen numerosas limitaciones como la dificultad en el manejo de movimientos simultáneos.

Por consiguiente, un control de prótesis es necesario para mejorar la interacción de las personas discapacitadas con el medio. Las estrategias de control tradicionales más

utilizadas en prótesis son el control directo como el control de impedancia y el control híbrido, siendo este último la combinación de un control de posición/velocidad para realizar acciones de movimiento y de un control de fuerza para realizar acciones de contacto [Fleming et al., 2021, Mereu et al., 2021, Young et al., 2014]; no obstante, a pesar de que los dispositivos prostéticos con este tipo de control se vienen desarrollando desde 1980, esta tecnología no termina de tener un control intuitivo y tampoco una percepción sensorial adecuada del usuario [Wolf et al., 2020].

Por otro lado, cuando una persona pierde un miembro superior, no solamente pierde la sensación de sujetar objetos, sino también pierde el sentir de lo que toca [Romero Muñiz, 2018]. De manera que, para mejorar la interacción del sistema prostético con los objetos, es necesario tener un control con un sistema que pueda retroalimentar el sentido háptico táctil para poder tener una mayor destreza en la sujeción de objetos.

Por lo que se observa que el problema es la necesidad de contar con un sistema de control de prótesis que sea: intuitivo, práctico, económico y accesible, para las personas con amputaciones de miembro superior en el Perú.

Por consiguiente, el sistema de control que se desea obtener debe de ser de bajo costo, integrado y preciso. Por ello, en este proyecto se desarrollará el sistema de control aplicado a un hardware de prótesis transhumeral híbrida (un sistema de movimiento de codo mecánico y un sistema de movimiento de mano mioeléctrico) el cual se accionará por medio de señales electromiográficas (EMG), junto con un dispositivo háptico táctil para poder mejorar el control de fuerza e interacción con objetos. De esta manera se podrá obtener un dispositivo capaz de mejorar los movimientos de la prótesis de miembro superior y su interacción con los objetos.

ALCANCE Y OBJETIVO

En la presente sección se delimitará el alcance de la tesis y cuáles son los objetivos del proyecto.

Alcance y limitaciones

A continuación, se presentan los alcances y limitaciones del proyecto:

Alcance:

Desarrollar un sistema de control de prótesis transhumeral de accionamiento mecánico de codo y mioeléctrico de mano para usuarios con amputaciones por encima del codo y así reproducir los movimientos del miembro superior accionados por medio de señales fisiológicas y estrategias de control de posición/velocidad-fuerza, como parte de un proyecto desarrollado en el Grupo de Investigación en Robótica Aplicada y Biomecánica (GIRAB) de la Pontificia Universidad Católica del Perú.

Limitaciones:

- En el proyecto no se incluirá el diseño mecánico de la prótesis transhumeral pues se utilizará una prótesis diseñada por GIRAB que desde ahora lo llamaremos “PUCP-ARM” la cual será modificada.
- El proyecto solo abarca el diseño e implementación del sistema de control.
- Se realizará el control en prótesis de accionamiento activo de mano.
- En el proyecto no se incluirá el diseño mecánico ni eléctrico de ningún sensor, actuador o dispositivo háptico.
- No se realizará la adquisición y el acondicionamiento de la señal electromiográfica.

Objetivos

Los objetivos generales y específicos del proyecto se presentan a continuación:

Objetivo General

Desarrollar un nuevo sistema de control de prótesis transhumeral de 11 grados de libertad capaz de reproducir los movimientos del miembro superior y de interactuar eficientemente (agarre y manipulación) con los objetos.

Objetivos Específicos

- Revisar el estado del arte de sistemas de control mioeléctrico de mano.
- Elaborar el diseño conceptual y la arquitectura del sistema de control mioeléctrico.
- Diseñar un controlador de movimiento que se accione mediante señales EMG.
- Diseñar y desarrollar la tarjeta de control y de interfaz de la prótesis.
- Rediseñar la prótesis transhumeral para su instrumentación, activación y control.
- Integrar el sistema de control con la prótesis transhumeral.
- Realizar pruebas y análisis del rendimiento del sistema de control.

METODOLOGÍA Y RECURSOS

Dentro del desarrollo del proyecto se tienen 5 etapas donde se podrá observar las distintas metodologías y recursos que se necesitaran para cada una. El desarrollo de la tesis se basará en las metodologías de diseño mecatrónico de la UFSC&PUCP y la norma técnica alemana VDI2206.

De esta manera, para el desarrollo de la tesis se iniciará mediante el planteamiento y definición la propuesta de tesis donde se abordará los antecedentes, el marco teórico y el estado de arte de prótesis comerciales, los sistemas de control de prótesis, los dispositivos electrónicos de control, los dispositivos de adquisición y tratamiento de señales EMG; y la información biomecánica del miembro superior requerida para el diseño. En la segunda etapa, se desarrollará el diseño conceptual del sistema de control de accionamiento activo de mano a partir de los requerimientos, donde estos datos se traducirán a estructuras de funciones y matrices morfológicas para el análisis y evaluación de posibles soluciones mediante arquitecturas previas.

En la tercera etapa, se desarrollará el diseño del sistema eléctrico y de control, donde se realizará la selección de los componentes electrónicos como: el microcontrolador, sensores de fuerza, micromotores basándose en la evaluación previa, para posteriormente realizar el diseño de la tarjeta de control y el diseño del algoritmo de control. En la cuarta etapa se desarrollada el diseño y la implementación del sistema mecánico donde se realizará la adaptación del sistema mecánico para la instrumentación y se diseñará el módulo contenedor de la tarjeta electrónica.

En la quinta etapa, se desarrollará la experimentación y validación donde se efectuará el acondicionamiento de: los componentes, el dispositivo háptico, la configuración del sistema de control, la integración con la prótesis transhumeral, y las pruebas del sistema integrado. En la última etapa, se desarrollará los planos técnicos de diseño eléctricos, mecánicos y la estimación de costos final del diseño y fabricación del sistema.

Toda la programación de las actividades a realizar se desarrolló con ayuda del “MS Project” donde se proyectó cada una de las etapas del trabajo conforme a la metodología mencionada anteriormente considerando 3 días de trabajo por semana.

CAPÍTULO 1

MARCO TEÓRICO Y ESTADO DEL ARTE

En este capítulo se presentarán los antecedentes de las prótesis transhumerales, a continuación, se explican los conceptos de la biomecánica del miembro superior, se presentan las señales EMG y el dispositivo háptico, se mencionan los tipos de prótesis transhumeral, se describen las estrategias de control usadas en este tipo de sistemas, se describen las aplicaciones de estas estrategias de control en prótesis transhumerales y finalmente se revisa algunas prótesis comerciales.

1.1 Biomecánica del miembro superior

La biomecánica es el estudio de las fuerzas y los movimientos que interactúan en las funciones que realiza un sistema biológico en base a los modelos mecánicos, teniendo como referencia los análisis tanto cualitativos como cuantitativos, que buscan abordar características del movimiento del miembro superior utilizando parámetros como velocidad, dirección, la aplicación de fuerza que genera el movimiento junto con las posiciones y accionamientos óptimos del miembro [Sanchis-Sales et al., 2020].

1.1.1 Biomecánica del codo

El codo se considera una articulación estable, con integridad estructural, un buen soporte de ligamento y un buen soporte muscular [R. L. Drake, 2015]. Este cuenta con dos articulaciones en movimiento: la del codo y la radiocubital que se encuentran en el antebrazo y asisten al hombro en el posicionamiento de la mano y en la aplicación de fuerza.

Los principales movimientos de la articulación del codo son la flexión y extensión del antebrazo que se muestra en la Figura 1.1., el movimiento del codo en flexión y extensión es aproximadamente 145° de flexión activa, 160° de flexión pasiva y 5° a 10° de hipertensión mientras que el movimiento de extensión está limitado por la cápsula articular y los músculos flexores. Solo es necesario para la mayoría de las actividades de la vida cotidiana aproximadamente entre 100° a 140° de flexión y extensión. Además, el rango del torque del codo varía entre 9 a 25 N-m aproximadamente dependiendo del usuario [Sanchis-Sales et al., 2020].

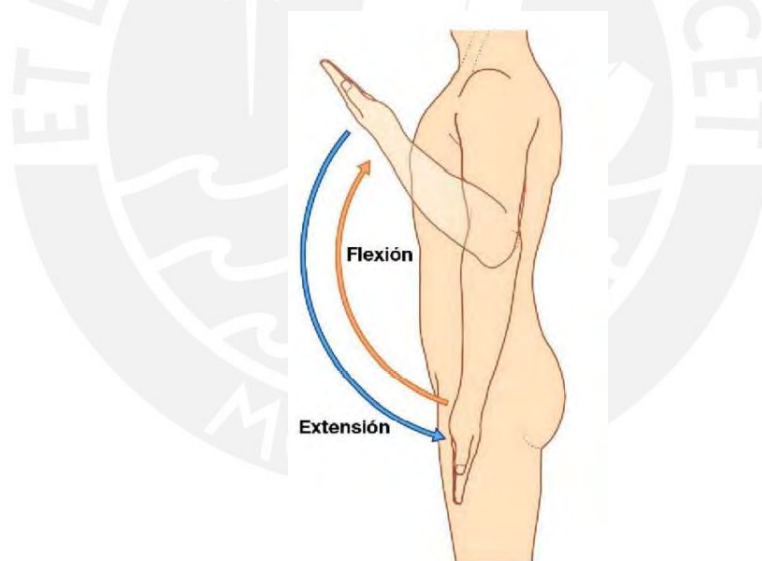


Figura 1.1. Flexión y extensión en la articulación del codo [R. L. Drake, 2015].

El movimiento de pronación se da en la articulación del radio con la mano para voltear la palma, mientras que el de supinación vuelve a colocar a la mano en su posición anatómica como se muestra en la Figura 1.2. [R. L. Drake, 2015]. Mientras que el rango de movimientos para la pronación es aproximadamente 70° , limitado por los ligamentos, la cápsula articular y los tejidos blandos que comprimen a medida que el radio y el cúbito se cruzan. El rango de movimiento para la supinación es de 85° , y está limitado por los ligamentos, la cápsula y los músculos pronadores.

Se requieren aproximadamente 50° de pronación y 50° de supinación para realizar la mayoría de las actividades de la vida cotidiana [Sanchis-Sales et al., 2020].

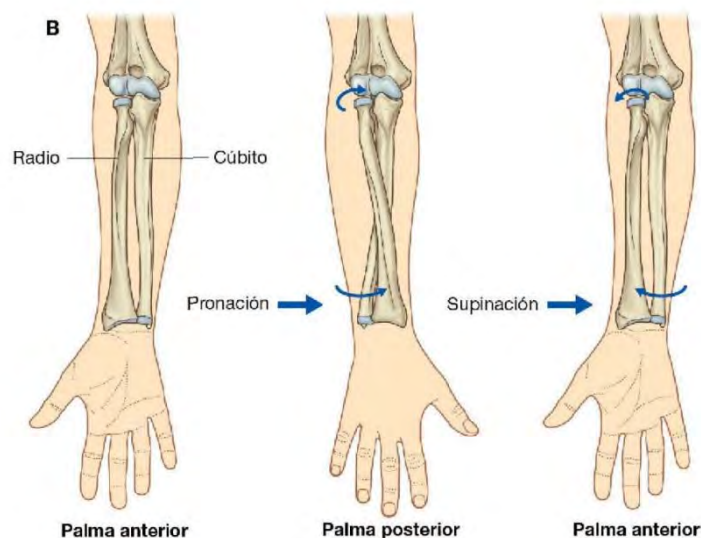


Figura 1.2. Pronación y supinación del antebrazo [R. L. Drake, 2015].

1.1.2 Biomecánica de la mano

La mano se utiliza principalmente para actividades de agarrar y manipular objetos, estas actividades requieren de movimientos muy finos que involucran una variedad de posiciones del miembro, por lo que por ejemplo para agarrar objetos es necesario flexionar los dedos enfrentándolos al pulgar. Por consecuencia, existe mucha interacción entre las posiciones de la articulación de la muñeca y el agarre de los dedos. La mano tiene mucha movilidad, con acciones musculares y articulares complejas [R. L. Drake, 2015, Sanchis-Sales et al., 2020].

El rango total de movimiento de flexión de la muñeca es de 70 a 90° , aunque se ha reportado que sólo se requieren entre 10 y 15° de flexión en la mayoría de las actividades de la vida cotidiana. El rango de movimiento de extensión es aproximadamente 70 a 80° , con aproximadamente 35° de extensión requerida para las actividades de la vida diaria. El rango de movimiento de la flexión radial es de aproximadamente 15 a 20° , y para la flexión cubital es de 30 a 40° . Además, el rango del torque de la muñeca varía entre 5 a 9 N-m aproximadamente dependiendo del usuario [Sanchis-Sales et al., 2020].

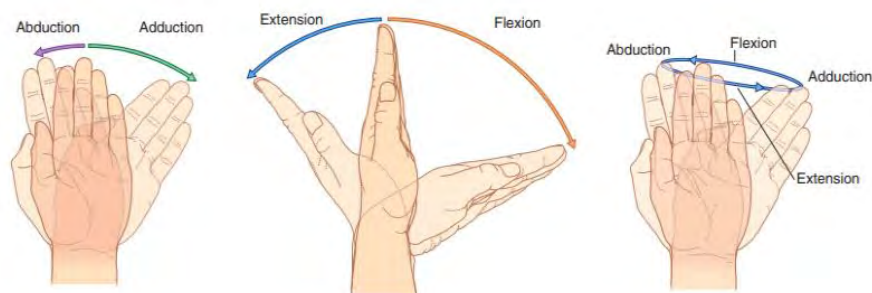


Figura 1.3. Movimientos de la mano en la articulación de la muñeca [R. L. Drake, 2015].

1.1.3 Biomecánica de los dedos

La articulación entre el metacarpiano del pulgar, uno de los huesos del carpo, permite una mayor movilidad que el resto de las articulaciones carpometacarpianas, que sólo realizan movimientos limitados de deslizamiento. Las articulaciones metacarpofalángicas son articulaciones condíleas (articulaciones elipsoideas) biaxiales, que permiten realizar los movimientos de abducción, aducción, flexión, extensión y circunducción [Sanchis-Sales et al., 2020].

Las articulaciones interfalángicas son fundamentalmente de tipo enartrosis (bisagra) y sólo pueden realizar movimientos de flexión y de extensión [R. L. Drake, 2015]. Los rangos de movimientos de la articulación carpometacarpiana del pulgar son de 50 a 80° de flexión y extensión, de 40 a 80° de abducción y aducción, y de 10 a 15° de rotación, por otro lado, para los demás dedos está restringida de 10 a 30° de flexión y extensión. Por otro lado, los movimientos de las articulaciones metacarpofalángicas de los dedos tienen un rango aproximado de 70 a 90° de flexión, 25° de extensión, 20° de aducción y abducción, y para la articulación metacarpofalángica del pulgar es de 30 a 90° de flexión y 15° de extensión [Sanchis-Sales et al., 2020].

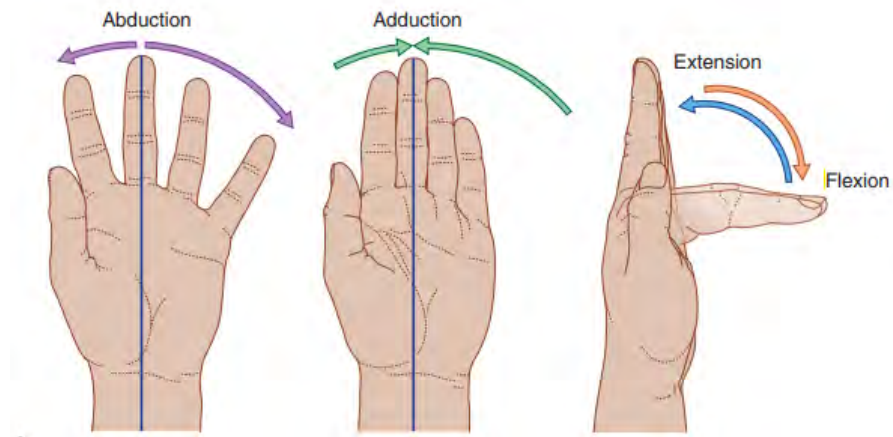


Figura 1.4. Movimientos de las articulaciones metacarpofalángicas [R. L. Drake, 2015].

Los rangos de movimientos de las articulaciones interfalángicas de los dedos son: 110° de flexión de la articulación interfalángica proximal y 90° de flexión de la articulación interfalángica distal [Sanchis-Sales et al., 2020].

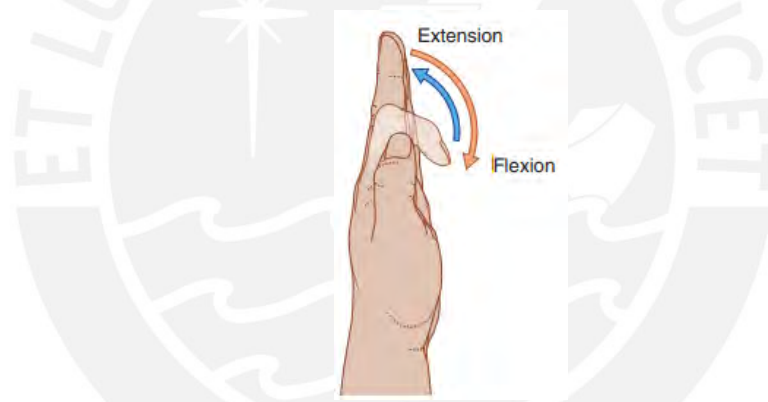


Figura 1.5. Movimientos de las articulaciones metacarpofalángicas [R. L. Drake, 2015].

De todo lo mencionado anteriormente se tiene la Tabla 1.1. donde se muestra el resumen de la biomecánica del miembro superior por articulación.

Tabla 1.1. Rangos de movimiento del miembro superior y fuerzas.

Articulación	Movimiento	Rotación Max (°)	Rotación Aplica (°)	Fuerza (N-m)
Codo	Flexión	145-160	100-140	9 a 25
	Extensión	145-160	100-140	
	Pronación	70	50	
	Supinación	80	50	
Muñeca	Flexión	70-90	10-15	5 a 9
	Extensión	70-80	35	
	Abducción	10-20	10-20	
	Aducción	30-40	30-40	
Articulaciones metacarpofalángicas	Abducción	20		40
	Aducción	20		
	Flexión	70-90		
	Extensión	25		
Articulaciones interfalángicas proximales de los dedos de las manos	Flexión	110		
	Extensión	110		
Articulaciones interfalángicas distales de los dedos de las manos	Flexión	0-80		
	Extensión	80-0		
Articulación metacarpofalángica del pulgar	Abducción	0-50		
	Aducción	40-0		
	Flexión	30-90		
	Extensión	15		
Articulación interfalángica del pulgar	Flexión	90		
	Extensión	90		

1.2 Señal electromiográfica

El perfil de la señal eléctrica de la contracción del músculo es el electromiograma, en otras palabras, es la medida del potencial de acción del sarcolema. La señal EMG está compuesta por todos los potenciales de acción de todos los músculos sobrepuestos unos sobre otros, lo cual la hace compleja. Esta señal está conformada por componentes negativos y positivos. A pesar de que la amplitud de la señal aumenta a medida que se incrementa la contracción muscular, esto no significa que exista una relación lineal entre la amplitud de esta señal EMG con la fuerza muscular, pues esta amplitud puede variar debido a diversos factores. Por lo que solo en las contracciones musculares isométricas se puede obtener una buena correlación de la actividad eléctrica muscular y la fuerza muscular, pues los incrementos en la actividad de la Señal EMG en otras contracciones no indican mayor fuerza muscular [Sanchis-Sales et al., 2020].

La señal EMG es pequeña, pues varía entre 10 a 5 mV. Esto hace necesario tener que amplificar esta señal, en la mayoría de las aplicaciones se amplifica la señal a 1V. Para realizar este procedimiento se suele usar un amplificador diferencial, mediante este se puede amplificar la señal EMG linealmente asegurando que no se amplifique el ruido y el error de la señal. De existir ruido no significa que este provenga de la lectura misma, esta puede provenir por distintos factores debido al rango de la señal esta se puede alterar fácilmente. Se debe prever que el amplificador reduzca o elimine el ruido de la señal con una impedancia y resistencia adecuada [Sanchis-Sales et al., 2020].

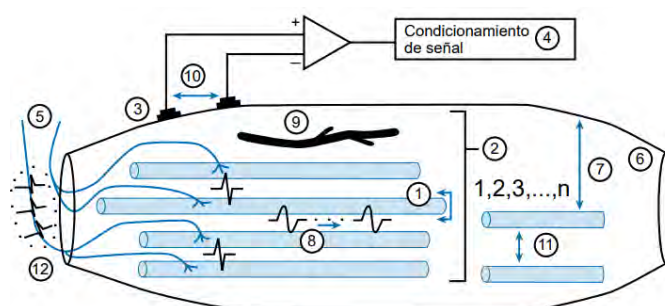


Figura 1.6. Algunos factores que influyen en la señal electromiográfica. (1) Diámetro de la fibra muscular. (2) Número de fibras musculares. (3) Interfaz electrodo-piel. (4) Condicionamiento de la señal. (5) Número de unidades motoras activas. (6) Tejido. (7) Distancia de la superficie de la piel a la fibra muscular. (8) Velocidad de conducción de la fibra muscular. (9) Flujo sanguíneo muscular. (10) Espaciamiento entre electrodos. (11) Tipo y localización de la fibra. (12) Tasa de disparo de la unidad motora [Sanchis-Sales et al., 2020].

1.3 Sistema háptico

Este sistema proporciona una retroalimentación sensorial a los usuarios de prótesis mioeléctricas mejorando la capacidad de manipulación. Estas pueden ser invasivas o no invasivas y están compuestas principalmente por tres partes: un sistema sensorial de adquisición, un sistema de estimulación de retroalimentación y un sistema de control [Nemah et al., 2020].

El sistema sensorial, que consta de sensores táctiles principalmente, capta la actividad háptica de la prótesis para transmitir esas señales al sistema de control donde se procesan los datos sensibles para luego controlar los estimuladores de retroalimentación (sistemas hápticos de actuación: mecanotáctil, vibrotáctil, híbridos, etc).

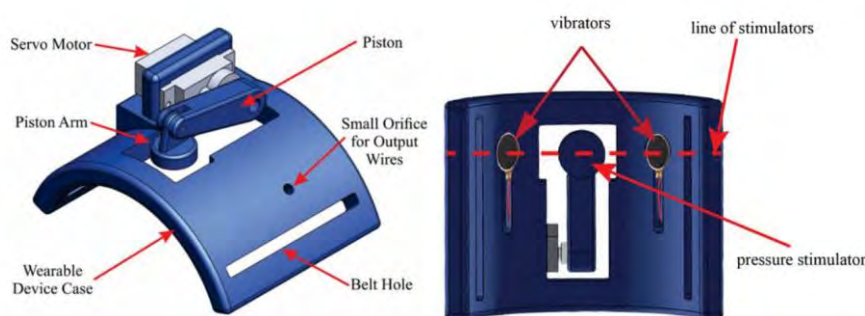


Figura 1.7. Diseño conceptual de un sistema háptico híbrido [Nemah et al., 2020]

1.4 Prótesis transhumeral

Una prótesis es un dispositivo médico artificial útil que reemplaza la parte del cuerpo faltante, ofreciendo así a las personas amputadas una nueva oportunidad de poder realizar la función que habría sido realizada por la parte desaparecida del cuerpo. Por lo tanto, estas personas consideran que las prótesis son esenciales para restaurar las actividades de su vida cotidiana y obtener una vida de calidad. Para cumplir con esta expectativa, las prótesis deben ser aptas en el propósito de apoyo a los amputados.

La prótesis de miembro superior ya se ha clasificado como tal, pero de una manera simple se pueden clasificar como: prótesis de muñeca, prótesis de codo, prótesis de hombro, prótesis de brazo y dispositivo terminal. Actualmente, existen dos tipos de prótesis transhumeral principalmente: pasivas y activas. Las prótesis activas pueden clasificarse además en mioeléctricas y de propulsión muscular. Ambas variaciones tienen ventajas y desventajas [Brack and Amalu, 2021].

1.4.1 Prótesis pasivas

Los dispositivos protésicos pasivos se emplean cuando la apariencia y la comodidad son de máxima prioridad, los dispositivos pasivos siguen siendo una opción popular para los usuarios a pesar de sus limitaciones funcionales. Son más económicos y cuentan con un aspecto cosmético estéticamente agradable. La funcionalidad de una prótesis pasiva es limitada a acciones primitivas como empujar, tirar y cargar objetos; sin embargo, ellos son usados comúnmente en situaciones sociales como la de aumentar la confianza del usuario. Aproximadamente una de cada tres amputaciones usa una prótesis pasiva de alguna manera, el dispositivo es común y recomendado para pacientes que se han sometido recientemente a una amputación. A pesar de ello, los usuarios de prótesis pasivas terminan usando las activas [Brack and Amalu, 2021].

1.4.2 Prótesis activas

La diferencia entre una prótesis activa y pasiva es que los dispositivos activos pueden generar energía de trabajo. Las prótesis activas pueden clasificarse además en dispositivos de propulsión muscular y accionamiento mioeléctricos. Cada una presenta ventajas y desventajas dependiendo de su aplicación. Debido a la naturaleza complementaria de los dispositivos pasivos y activos para satisfacer las necesidades de los amputados, se recomienda la combinación de estas, por ejemplo, para prótesis de todo el brazo a los pacientes se les coloca rutinariamente articulación pasiva en el hombro y el codo junto con una articulación mioeléctrica activa en la muñeca y la mano. [Brack and Amalu, 2021]. Los dispositivos activos de las prótesis se describen a continuación:

I. Dispositivos alimentados por propulsión muscular

Las prótesis de extremidades superiores de propulsión muscular se controlan mediante un arnés que está conectado a través de un cable a otra parte del cuerpo del paciente, el estándar de este tipo de prótesis cuenta con un encaje, muñeca, cable de control, arnés y un dispositivo terminal, una de las mayores ventajas de esta configuración es que los ganchos son muy prácticos para una amplia variedad de actividades. Son adecuados para actividades extensas y pesadas en comparación con las prótesis mioeléctricas porque son menos susceptibles a sufrir daños en condiciones volátiles como los ambientes erosivos y húmedos. Además de esto, el poder corporal de los dispositivos ofrece un control intuitivo del dispositivo protésico, así como la fuerza de retroalimentación a través del tensor del cable [Brack and Amalu, 2021].

II. Dispositivos mioeléctricos

Las prótesis mioeléctricas de miembro superior se alimentan a través del uso de motores eléctricos con fuente de alimentación externa. El movimiento de la articulación se controla mediante la actividad muscular del muñón con la adquisición de las señales EMG en la amputación de miembros superiores utilizando electrodos EMG de superficie, amplificados y luego procesados por un controlador para controlar motores a batería que mueven la mano, la muñeca o el codo. Esta prótesis tiene como objetivo mejorar la estética del dispositivo, un factor decisivo para muchos usuarios, la pérdida de una extremidad es un evento muy traumático para un paciente y tiene consecuentemente como objetivo la recuperación sociopsicológica, por lo que dispositivos que no restauran un realismo a las apariencias para el usuario son comúnmente rechazadas. Como resultado de esto, las prótesis mioeléctricas son el estándar para los países occidentales, con alrededor del 90% de los pacientes usando estas, pues los dispositivos mioeléctricos operan de manera fisiológicamente natural [Brack and Amalu, 2021].

III. Dispositivos híbridos

Los dispositivos híbridos son las opciones principales disponibles para amputados, pero son los menos utilizados. Un dispositivo protésico híbrido para el miembro superior combina el componente de propulsión muscular y mioeléctricos para construir un dispositivo funcional incorporando los beneficios de los dispositivos individuales. En el nivel transradial, los diseños híbridos generalmente no se utilizan ya que hay dispositivos limitados disponibles con tecnología adecuada. Algunos controles híbridos ofrecen control secuencial simultáneo de la prótesis de codo y mano, pero el arnés puede ser un inconveniente y restricto, sobre todo en el nivel transhumeral corto, ya que el usuario puede no poseer la fuerza adecuada para operar el codo [Brack and Amalu, 2021].



Figura 1.8. Prótesis de miembro superior [OMX, n.d.]

1.5 Estrategias de control utilizadas en prótesis transhumerales

Existen distintas clasificaciones de tipos de control, de acuerdo con el tipo de control tenemos dos: el control directo y el control por reconocimiento de patrones. Además, se describe en esta sección el control de bajo y alto nivel.

1.5.1 Control directo

Las estrategias de control en las que las señales EMG se asocian directamente con un movimiento se denominan estrategias de control directo, entre ellas, las más utilizadas son las técnicas on / off y proporcionales, estas técnicas de control directo indican relación entre el valor de la señal de entrada y de la salida. En la técnica on / off solo hay dos posibles señales de salida: un valor de velocidad predefinido (encendido) y cero (apagado). La señal de entrada debe exceder el umbral preestablecido para generar el valor de salida que se utiliza para el control del motor [Mereu et al., 2021].

En cambio, con la técnica proporcional, es posible crear un vínculo proporcional entre la velocidad del motor (salida) y la amplitud de la señal EMG (entrada). Por supuesto, hay también un umbral por debajo del cual la señal de salida es cero; en algunos casos, hay otro umbral, por encima del cual la señal de salida es el máximo posible. Independientemente de qué técnica de control se utiliza, cuando las señales EMG son menores que los grados de libertad (DoF) a activar, el usuario puede emplear la co-contracción muscular para elegir los DoF que se controlarán con la misma señal EMG [Mereu et al., 2021].

I. Control de posición/velocidad

Este control de prótesis mioeléctricas tiene como objetivo realizar actividades que no realicen interacción con el medio, como un uso más estético, por lo que se centra en su mayor parte en realizar algunos gestos predeterminados y posicionamiento de los dedos. Siendo la velocidad la derivada de la posición, está también se controla con el mismo objetivo y lógica de control [Giancarlo Salazar Yaringaño, 2020].

II. Control híbrido posición/velocidad-fuerza

La mayor parte de prótesis mioeléctricas emplea una estrategia de control híbrida de posición y fuerza, pues con estas se realizan actividades de contacto y de no

contacto, este sistema conmuta entre el control de posición y velocidad dependiendo de la tarea que se deba realizar.

Este sistema permite que el usuario tenga un mejor manejo en la aplicación de fuerza a la prótesis, siendo su esquema de control el de Figura 1.9. , donde se puede observar que la entrada del sistema son las fuerzas y las posiciones deseadas con un lazo exterior de fuerza y un lazo interior de posición/ velocidad, que facilitan el control de la rigidez mediante un cambio en la posición para modular la fuerza ejercida [Engeberg et al., 2008].

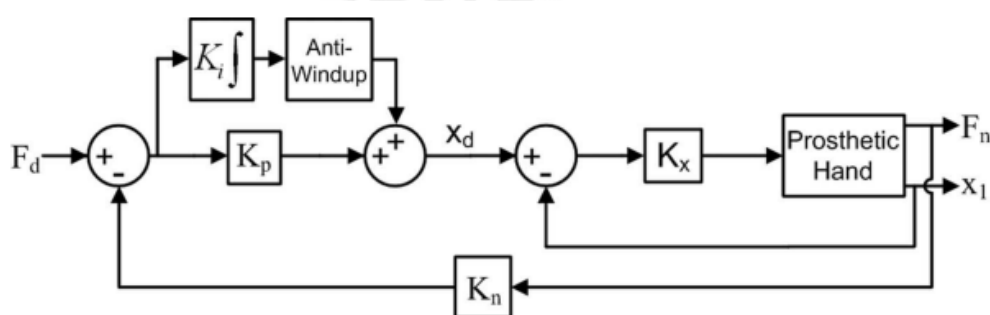


Figura 1.9. Diagrama control de posición/velocidad – fuerza [Engeberg et al., 2008].

III. Control de impedancia

Este sistema de control es intuitivo a la hora de controlar múltiples variables ya sea la posición y fuerza en una prótesis de mano, porque esta estrategia de control se usa en robots manipuladores, controlando así el agarre y las transiciones de las actividades tanto de contacto como de no contacto.

Esta estrategia de control es muy popular por utilizarse para el control de fuerza, comúnmente a esta se le añade un control de posición como controladores PID con realimentación de fuerza simple, o en todo caso se suele utilizar un controlador de modo deslizante adaptativo con un control de seguimiento de fuerza adaptativo como se muestra en la Figura 1.10. Se observa un lazo de control externo de impedancia, el cual se usa para modular la relación entre la fuerza y la impedancia mecánica del sistema, a este se le añade un lazo interno que es una estrategia de control de modo

deslizamiento para el seguimiento de la trayectoria deseada de las articulaciones. Obteniendo así la posición de falanges requerida [Qazi and Memon, 2020].

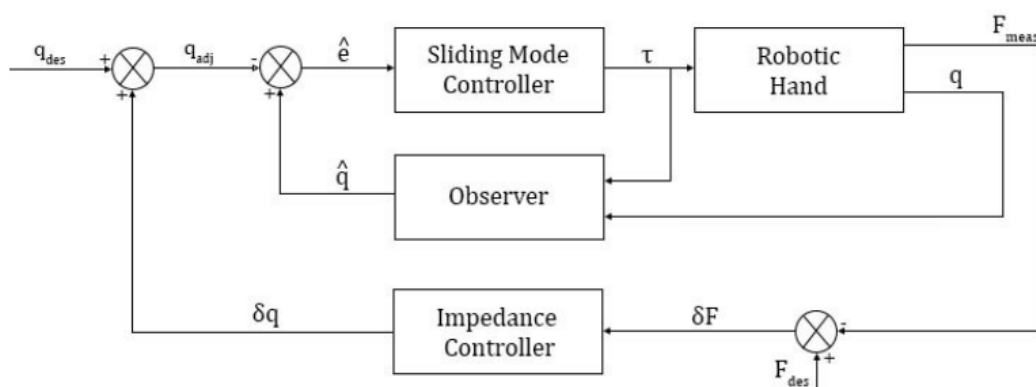


Figura 1.10. Diagrama de control de impedancia y deslizamiento [Qazi and Memon, 2020].

1.5.2 Control mediante reconocimiento de patrones

Generalmente, las estrategias de reconocimiento de patrones son aplicadas al control protésico asociadas a las diversas entradas basadas en señales EMG de los movimientos para distintas salidas, como por ejemplo movimientos de las extremidades relacionados con patrones mioeléctricos específicos. Estos algoritmos de relaciones consisten en un primer paso, que se basa en la extracción de características, en el tiempo y dominio de frecuencia, para mejorar la información sobre la contracción EMG en las ventanas de tiempo seleccionadas. Posteriormente, en la técnica de control secuencial, se entrena un solo clasificador que se basa en límites de decisión lineales o no lineales; en cambio, en la técnica de control simultáneo múltiples clasificadores están entrenados para controlar múltiples articulaciones simultáneamente, o en todo caso se entrena un solo clasificador considerando los movimientos discretos y combinados como clases separadas.

Se utilizan algoritmos y métodos como: Regresión logística no lineal, percepción multicapa, la máquina de vectores de soporte y el análisis discriminante lineal, la principal diferencia entre estos algoritmos es la forma lineal y no lineal del límite de decisión; línea recta o plano para el algoritmo de análisis de la discriminante lineal; línea curva, o superficie, para los algoritmos no lineales. Además, la robustez y fiabilidad de estos algoritmos propuestos son factores clave para el control en línea

del dispositivo protésico y dependen de su rendimiento, complejidad y tiempo computacional fuera de línea.

En resumen, estas estrategias utilizan técnicas de aprendizaje automático para aumentar la capacidad del amputado para controlar la prótesis, de una manera más natural, agregando el número de DoF controlables, porque no requieren sitios de EMG independientes para clasificar clases de movimiento de diferentes articulaciones [Mereu et al., 2021].

1.5.3 Control de nivel superior y de bajo nivel

El control de alto nivel es el control principal encargado de la generación de movimientos a partir de la interpretación de las señales EMG, de esta manera la estrategia de control en los sistemas de prótesis de mano electromiográfica determina como se realiza la flexión de los dedos a través de las contracciones musculares. Esta operación de dígitos se puede basar tanto en umbrales o en proporciones, por lo que un control de umbral proporciona un control on/off ya que si el nivel de la señal EMG supera un valor establecido se genera un cierre de lo contrario permanece abierta, mientras que el control proporcional maneja la flexión de los dedos según la intensidad de las señales EMG [Prakash and Sharma, 2020].

El control de bajo nivel es el control que produce la señal final de salida que se basa tanto en la posición, velocidad o la retroalimentación de fuerza. Un control de fuerza de bajo nivel es recomendado, pues mejora de manera enfática un agarre preciso y delicado de la prótesis de mano, ya que las prótesis sufren de retrasos de tiempo por el procesamiento y también carecen de retroalimentación propioceptiva para los usuarios. Para mejorar el control de prótesis mioeléctrica es necesario tener un sistema de control que combine tanto el control de alto nivel como el de bajo nivel [Prakash and Sharma, 2020].

1.6 Aplicación de estrategias de control para prótesis transhumeral

En su tesis Salazar [Giancarlo Salazar Yaringaño, 2020] desarrolla un controlador PD, que realiza actividades de contacto y no contacto, basado en el modelamiento dinámico de una prótesis de mano a partir de sus componentes eléctricos y mecánicos; ya sea el motor DC, la transmisión Tornillo-Corona y el mecanismo de cuatro barras de la prótesis con la cual trabaja.

A su vez Pan et al. [Pan et al., 2018], en su artículo donde propone una nueva interfaz neuronal-máquina que se basó en las señales EMG. Muestra cómo al utilizar esta interfaz junto con un modelo musculoesquelético clásico se puede mejorar el control de la trayectoria en la tarea virtual de emparejamiento de la postura de la mano y la muñeca.

En su artículo Sattar et al. [Sattar et al., 2021], sobre un control basado en señales EMG para prótesis transhumerales dan conocer las mejoras en precisión del control mediante esta aplicación, que usa *machine learning* para mejorar el control, donde se hacen las tomas de datos de EMG con un brazalete Myo en personas de tríceps y bíceps de sujetos sanos y amputados, de diferentes movimientos. A partir de esos datos se entrenan cuatro clasificaciones tanto en tiempo real como fuera de línea. El control mejora utilizando características y clasificadores adecuados en el control. Sattar et al. [Sattar et al., 2021], también propone un diagrama de flujo de adquisición de datos mediante el brazalete Myo de señales superficiales EMG que se muestra en la Figura 1.11.



Figura 1.11. Diagrama de adquisición y procesamiento de señales EMG [Sattar et al., 2021].

Por otro lado, Fischer et al. [Fischer et al., 2021] proponen un sistema de control basándose en la ley de Fitts y la ley de los 2/3 de poder para controlar los movimientos complejos a partir de la predicción de un modelo esquelético completo mediante la adquisición de datos, para hacer la predicción cinemática y dinámica de los actuadores de la planta utilizando algoritmos de “reinforcement learning”, por lo que el aprendizaje y control reducen los tiempos de movimiento del sistema. En la Figura 1.12 se muestra una representación de lo que se logra mediante este sistema de control.

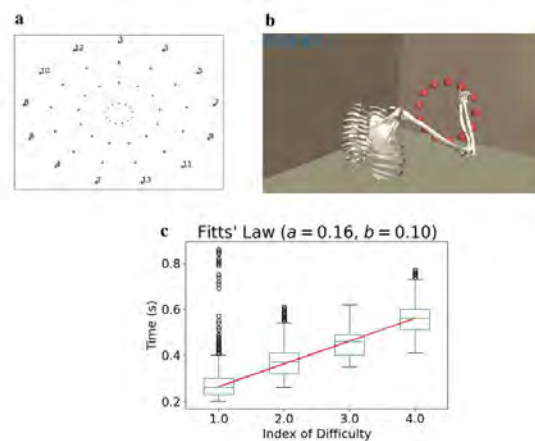


Figura 1.12. (a) Ley de Fitts Discreto, (b) Modelo Mecánico Simulado, (c) Movimientos Generado [Fischer et al., 2021].

Por otra parte, Igual et al. [Igual et al., 2019] En su artículo sobre el control mioeléctrico para una prótesis de miembro superior, menciona como se realiza este control de bucle cerrado, desde la adquisición de múltiples canales de señales EMG, para luego mapear las señales con métodos de aprendizaje automático y realizar la estimación del modelo de la salida de la prótesis de control, por lo que no se hace necesario un modelamiento matemático, y finalmente se realiza la retroalimentación al usuario. Este ciclo de control se muestra en la Figura 1.13.

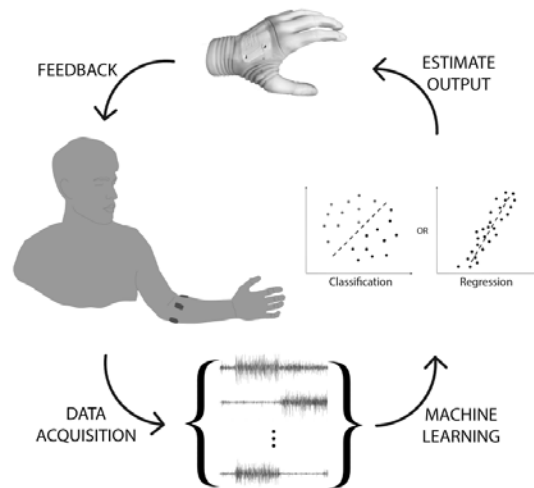


Figura 1.13. Bucle cerrado para control protésico mioeléctrico [Iguar et al., 2019].

Del mismo modo, Swami et al. [Swami et al., 2021] en su artículo de diseño de un control de muñeca protésico multi-DoF, hablan sobre como con un marco novedoso para el desarrollo de algoritmos de control mediante el aprendizaje automático mejoran la adaptabilidad de los usuarios y disminuyen la tasa de abandono de prótesis, ya que recopila información de procedimientos ordinarios o actividades de la vida cotidiana y mide las variables mediante sensores de adquisición de datos, y luego aplicarlas mediante inteligencia artificial en una prótesis 2-DoF como se ve a continuación en la Figura 1.14.

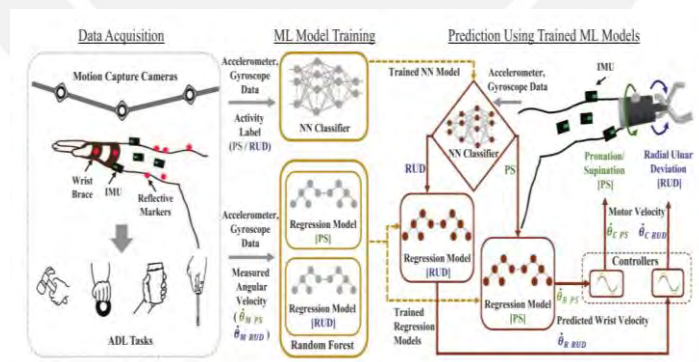


Figura 1.14. Descripción general del marco propuesto por Swami et al [Swami et al., 2021].

Finalmente, Nsugbe E. et al. [Nsugbe et al., 2021] en su artículo en el que hace la decodificación de movimiento fantasma transhumeral, nos da a conocer como al aplicar un análisis de resolución múltiple mediante la adquisición de señales EEG y EMG da un marco general donde se definen las limitaciones y el contraste entre cada una de ellas y como es que al final deben ser tratadas mediante el algoritmo

“Sequential Forward Selection”, para poder realizar un control de prótesis mioeléctricas funcionales para prótesis transhumerales. En la Figura 1.15. se muestra un esquema de acondicionamiento para la detección de la intención de movimiento del usuario.

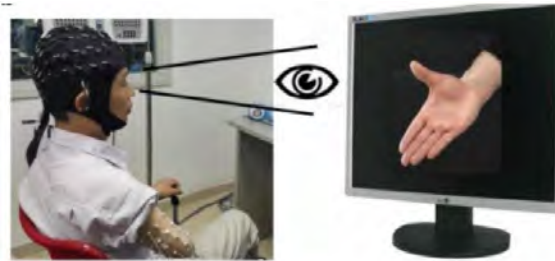


Figura 1.15. Esquema de Acondicionamiento de señal [Nsugbe et al., 2021].

En general, el control clásico o de conmutación es el más utilizado en el desarrollo de sistemas de control de prótesis por su simplicidad, robustez e inercia; en comparación con los algoritmos de control avanzados que no garantizan esa robustez.

1.7 Prótesis transhumerales comerciales

1.7.1 Prótesis transhumeral DynamicArm y ErgoArm

Ottoblock ofrece distintas combinaciones de prótesis transhumerales, entre ellas se tienen prótesis híbridas o prótesis completamente mioeléctricas. Una prótesis mioeléctrica transhumeral que ofrece la marca está conformada por una prótesis mioeléctrica de codo “DynamicArm” capaz de producir extensión y flexión del codo, junto con una prótesis de mano mioeléctrica VaryPlus Speed que puede producir movimiento de muñeca y cierre de mano por medio de señales electromiográficas como se muestra en la Figura 1.16. Sin embargo, también se puede configurar una prótesis transhumeral con la misma mano, pero con una prótesis de codo accionada mediante propulsión muscular “ErgoArm” capaz de producir movimientos de extensión y flexión del codo mediante una actuación mecánica de bloqueo y una actuación Slip-Stop que permite bajar el brazo de forma controlada [Ottobock., 2022].



Figura 1.16. Prótesis transhumeral DynamicArm [Ottobock., 2022].

1.7.2 LUKE Arm

El brazo LUKE que se muestra en la Figura 1.17, de Mobius Bionics, es la prótesis más avanzada del mercado y la única prótesis disponible comercialmente con un hombro eléctrico (hasta 10 articulaciones eléctricas), lo que permite que un amputado al nivel del hombro alcance por encima de la cabeza.

El Luke Arm tiene un sistema de control de pie inalámbrico intuitivo llamado "IMU" que se coloca en los zapatos del usuario y lee la inclinación del pie para interpretar cada movimiento y controlar las funciones del brazo. La muñeca combina de manera fluida la flexión y la extensión con la desviación cubital y radial, lo que permite a los usuarios agarrar objetos por encima de la cabeza o por debajo de la cintura manteniendo la mano nivelada. Las opciones de agarre para la mano incluyen agarre eléctrico, agarre de herramientas, pellizco fino cerrado, pellizco fino abierto, pellizco lateral y agarre por mandril [Mobius bionics, 2021].



Figura 1.17. Prótesis de miembro superior: Luke Arm [Mobius bionics, 2021].

1.7.3 Utah Arm 3

El resistente Utah 3 proporciona control electrónico simultáneo de mano y codo, pues reproduce movimientos de extensión y flexión de codo sin esfuerzo, un modo de movimiento libre, del mismo modo proporciona rotación de muñeca opcional y apertura y cierre de mano para manipulación con objetos, esta prótesis ofrece un "Sistema de bloqueo dual", junto con comunicación inalámbrica Bluetooth y de oscilación libre silenciosa [Fillauer, 2021]. En la Figura 1.18 se puede observar el brazo de Utah 3.

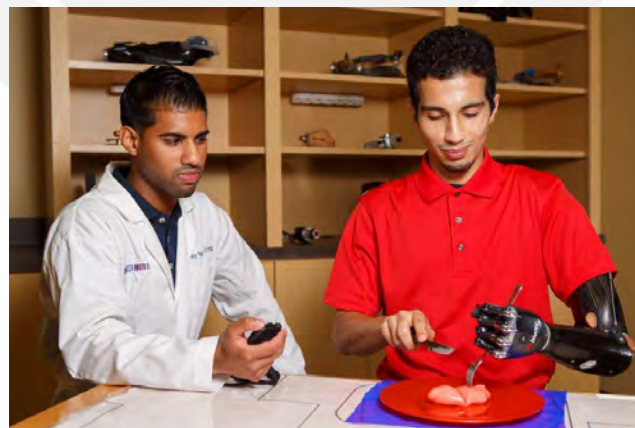


Figura 1.18. Utah Arm 3 [Fillauer, 2021].

1.7.4 Pucp Arm

Pucp-Arm es una prótesis transhumeral en desarrollo que cuenta con una activación híbrida, mediante propulsión muscular de codo y mioeléctrica de mano. Consiste en un dispositivo con 11 grados de libertad debido a que no cuenta con activación de muñeca. Esta prótesis está manufacturada mediante impresión 3D con filamentos de PLA.

1.7.5 Tabla comparativa

En la Tabla 1.2. se observa una comparación de las características de algunas prótesis mioeléctricas transhumerales que existen actualmente en el mercado. Estas se tomarán en cuenta para poder tener una referencia de la capacidad del sistema de control que deseamos obtener, pues se puede observar en la tabla que la mayoría de la prótesis son prótesis mioeléctricas puras por la comodidad del uso, sin embargo, como se mencionó en la introducción una prótesis transhumeral mioeléctrica pura puede costar alrededor de 75,000 \$ siendo este un precio excesivo, lo que se busca es conseguir la versatilidad y la adaptabilidad con la que trabajan estas prótesis comerciales a un precio accesible, pues son capaces de remplazar al brazo humano en la mayoría de actividades de la vida diaria.

Tabla 1.2. Tabla comparativa de prótesis transhumerales

Prótesis	Marca	Accionamiento		# Art.	Peso	Carga
		Codo	Mano			
DynamicArm	Ottoblock	Mioeléctrico	Mioeléctrico	1 a 2	1kg	6kg
ErgoArm	Ottoblock	Mecánico	Mioeléctrico	Ø o 1	1kg	7kg
Luke Arm	Mobius Bionics	Mioeléctrico	Mioeléctrico	10	4.6kg	-
Utah Arm	Fillauer Motion Control	Mioeléctrico	Mioeléctrico	5 a 6	1kg	22kg
Pucp-Arm	-	Mecánico	Mioeléctrico	2	1kg	0.5kg

CAPÍTULO 2

DISEÑO CONCEPTUAL

En el presente capítulo se realizará el diseño conceptual del sistema a desarrollar basados en las metodologías de diseño sistémico de Pahl & Beitz y la norma técnica alemana VDI2206 donde se abordará desde los requerimientos de usuario, y de diseño hasta las posibles soluciones que serán la base del desarrollo. Se utilizará una herramienta de software “Mechatronic Design-Development Tool”.

2.1 Matriz de requerimientos

Función principal: Realizar movimientos del miembro superior en las articulaciones del codo y la mano e interactuar eficientemente en la manipulación y sujeción de objetos en distintas actividades de la vida diaria.

Por lo que, se deberá interpretar en tiempo real las señales EMG del usuario y controlar los motores en base a ellas. De la misma manera, se debe proveer una retroalimentación háptica de la interacción.

Debido a que se trabajará con una prótesis transhumeral, los clientes potenciales son los pacientes con amputación de miembro superior. En la Tabla 2.1 se han identificado los requerimientos de estos usuarios a partir de las consideraciones descritas anteriormente.

Tabla 2.1. Requerimientos de usuario

Tipo	Requerimientos de Usuario	IF
Función Principal	Control de prótesis híbrida	4
Funcionalidad	Recuperar la sensación táctil	4
	Cargar objetos	4
	Interfaz muscular	4
	Monitorear la interacción de agarre	4
Ergonomía	Baja vibración	3
	Poco ruido	3
	Ser compacto	4
	Tener poco peso	4
Energía	Consumir poca energía	3
Estética	Acoplarse al brazo	4
Robustez	Que sea robusto	3
	Sea adaptable en la interacción	4
Cinemática	Movimientos suaves	3
	Cubrir el rango de movimiento	4
Trasportable	Ser portátil	4
Seguridad	Bajo riesgo de accidentes	4
Uso	Fácil uso	3
Materiales y Componentes	Sistema y materiales livianos.	4
	Materiales resistentes, anticorrosivos y anti inflamables.	4
Mantenimiento	Fácil/rápido mantenimiento	2
Tiempo	Tiempo de operación rápida	4
Costos	Bajo costo de materiales	1

Se han clasificado cada uno de los requerimientos de usuario con un factor de importancia en el desarrollo del proyecto, de esta manera se puede observar en la Tabla 2.2. las 4 clasificaciones de estos, donde se determinó cada factor de importancia de manera empírica. Por lo que, la clasificación se da en función de nuestro objetivo que es el desarrollo de un óptimo sistema de control, ya que todas las necesidades que tengan relación directa son mandatorios mientras que las demás reducen su significancia conforme a su relación.

Tabla 2.2. Factor de importancia

Factor de Importancia (IF)	
1	Menos Significante
2	Significante
3	Mas Significante
4	Mandatorio

2.1.1 Requerimientos generales

- **Materiales:** Se desea que los materiales sean de bajo costo y que se puedan encontrar en el mercado local para que el sistema sea accesible y se pueda realizar el mantenimiento de este sin muchos contratiempos.
- **Seguridad:** Se tienen que cumplir protocolos de seguridad como el ISO 13482 de “Safety requirements for personal care robots” que describe las medidas de protección y prevención de riesgos en el uso de robots de cuidado personal y en este caso asistentes físicos. Por otra parte, la norma técnica peruana NTC-IEC 60601-1 de equipos médicos eléctricos describe los requisitos generales para la seguridad básica como tener un proceso de gestión de riesgos, la garantizarían de la integridad de componentes o asegurar el funcionamiento esencial determinado por el fabricante.

2.1.2 Requerimientos mecánicos

- **Cinemática y Cinética:** Se pretende reproducir el movimiento en las actividades de la vida diaria por lo que es necesario tener un rango de flexión y extensión del codo mínimo de 100° a una velocidad de $250^\circ/s$. Además, la velocidad de cierre de los dedos de la mano debe ser comparable a los de la mano humana (aproximadamente $180^\circ/s$ o 30 RPM) con un tiempo de cierre mínimo de 1,5s.
- **Carga:** Los actuadores deben contar con el torque necesario para poder accionar la mano mioeléctrica e interactuar con cargas de hasta 2 kg.
- **Peso:** La prótesis transhumeral debe tener un peso el cual el usuario pueda manipular, sobre todo porque la prótesis es híbrida y el usuario debe tener la fuerza necesaria para poder mover el brazo en la actuación mecánica, por lo que el sistema debe tener un peso máximo de brazo de 2 kg y de mano de 0.5 kg.

- Ergonomía: El sistema de control debe de minimizar las vibraciones por movimiento para facilitar el control de este, debe de tener poco ruido a la hora de realizar los accionamientos y estéticamente debe de ser adaptable al brazo.
- Fabricación: Se debe mandar a fabricar las tarjetas e implementar el sistema con componentes que se puedan encontrar en el mercado local.
- Mantenimiento: Se deben tener los documentos técnicos e instrucciones básicas de cómo se debe realizar el mantenimiento a escala de usuario, mientras que el mantenimiento a detalle lo realizara el técnico.

2.1.3 Requerimientos eléctricos

- Procesamiento: El sistema debe ser capaz de: controlar distintas variables como la de posición/velocidad y fuerza. Asimismo, debe de procesar señales EMG y entradas tanto analógicas como digitales, y enviar señales a los actuadores de manera simultánea. El procesador debe tener mínimo 16MHz, y su tiempo de respuesta máxima debe ser de 0.5 a 1 segundo para accionar los dedos.
- Energía: El sistema de control contará como fuente de energía con una batería por lo que deberá consumir la energía mínima necesaria para su funcionamiento. Por lo que se limitará el uso de corriente a lo siguiente: 10 mA por cada sensor, 1000 mA de actuadores y 50 mA del sistema háptico.
- Precisión: El sistema debe contar con sensores de alta resolución y precisión para poder garantizar el control de este, por lo que para un rango de 60 es necesario tener una resolución de 1 como máximo, para asegurar la precisión de la medición.

- **Compactibilidad:** El sistema de control debe de adecuarse a la prótesis transhumeral por lo que será transportable debe ser compacta, por lo que los componentes necesarios tanto sensores, actuadores, sistema háptico y sensores EMG deben ser compactos para mantener la ergonomía y estética del brazo.
- **Sentido háptico:** El sistema de control debe de contar con un sistema que retroalimente las interacciones que se realice con la prótesis mediante un sistema háptico táctil que sea eficiente en este trabajo.
- **Sensor de Fuerza:** El sistema de control debe contar con un sensor de fuerza para la medir la presión en la interacción con objetos, necesario para el lazo de control de posición-fuerza y para la retroalimentación háptica. La medición mínima necesaria es de 0.5 kgf.
- **Sensor de posición:** El sistema de control necesita de la medición de la posición de los dedos de la mano físicamente, la medición de posición debe medir mínimo una rotación de 120° del disco de activación.
- **Sensor señales EMG:** Los sensores EMG deben ser compactos y traducir fielmente las contracciones musculares del usuario, asimismo es necesario contar con amplificadores y filtros para que la señal no tenga mucho ruido y se interprete de mejor manera.
- **Arquitectura eléctrica:** Como se cuenta con un espacio reducido para el sistema es necesario contar con sistemas integrados para el control ya sean microcontroladores o sistemas embebidos con microprocesadores.

2.1.4 Requerimientos de control

- **Arquitectura de control:** El sistema de control en general debe realizar las siguientes tareas de manera simultánea en un lazo de control principal: adquisición y procesamiento de señales EMG, control Posición/Velocidad-

Fuerza y realizar la retroalimentación háptica. Se interpretará la intención de movimiento y grados de intensidad de la contracción de los músculos del usuario y a partir de las lecturas se coordinarán los movimientos de las articulaciones.

- Estabilidad: El sistema debe ser estable trabajando en distintos escenarios, ya sea en la interacción con objetos o no, también debe ser capaz de realizar una correcta transición entre actividades de contacto y no contacto.
- Adaptabilidad: El sistema debe ser capaz de adaptarse a diferentes tipos de interacción, específicamente en la actividad de agarre de objetos por la variedad en la geometría, densidad, rigidez, etc.
- Frecuencia de muestreo: La frecuencia mínima de muestreo que asegura un buen trabajo es de 1kHz para la señal EMG [Giancarlo Salazar Yaringaño, 2020] y la tasa de muestreo del sensor de fuerza y posición debe ser 10ms.

Así mismo, la prótesis híbrida deberá satisfacer las necesidades descritas anteriormente como requerimientos de usuario, por lo que es necesario describir también las especificaciones técnicas mínimas necesarias para su desarrollo. En la Tabla 2.3. se muestran los requerimientos de diseño clasificados según su tipo y si son: técnicos, económicos o técnicos/económicos, de la misma manera se clasifican por si son demanda o son deseo para el diseño.

Tabla 2.3. Requerimientos de diseño

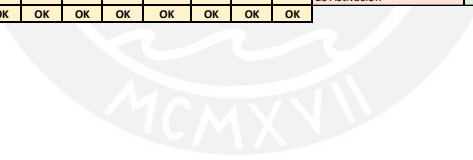
	Requerimientos de diseño	D/W	T/E
Requerimientos mecánicos	Rangos adecuados de movimiento	W	T
	Poco peso	W	T
	Empaquetado compacto	W	T
	Mantener la forma del brazo	W	T
	Facilitar el ensamblaje y desensamble	D	T/E
Requerimientos eléctricos	Rápido procesamiento	D	T
	Sensores y tarjetas electrónicas compactos	W	T/E
	Actuadores compactos y robustos	D	T/E
	Arquitectura electrónica adecuada	D	T
	Consumo de energía mínimo necesario	D	T/E
	Sistema háptico de retroalimentación	D	T
	Sensores con alta resolución y precisión	D	T/E
	Sensor de fuerza	D	T
	Sensor de posición	D	T
	Sensores de interfaz muscular	D	T
Requerimientos de Control	Estabilidad en el control	D	T
	Adaptabilidad en la interacción	D	T
	Frecuencia de muestreo necesaria	D	T
	Arquitectura de control eficiente	D	T
	Reducir las perturbaciones	D	T
	Modelamiento a detalle	D	T
	Realizar un control veloz	D	T
	Controlar la posición/velocidad	D	T
Requerimientos Generales	Controlar la fuerza	D	T
	Normas de seguridad de trabajos con robots	D	T
	Materiales de bajo costo	W	E
	Materiales en el mercado	W	E
	Seguir regulaciones para productos médicos	D	T
	Larga vida útil de los componentes	W	T/E
	Bajo costo de fabricación	W	E
Bajo costo de mantenimiento	W	E	

Para entender mejor esta convolución se desarrolla la matriz de requerimientos en la Tabla 2.4. donde se puede observar las relaciones entre los requerimientos de usuario y los requerimientos de diseño para así poder realizar correctamente las tablas de evaluación y darle un valor ponderado a cada uno de los requerimientos de diseño. Para darle los valores de convolución correspondientes se puntúa de 0 a 2 el nivel de la relación del requerimiento de diseño con el requerimiento de usuario, de manera que se puedan ponderar los requerimientos de diseño que cumplen directamente con las demandas más significantes de los usuarios.

Tabla 2.4. Matriz de requerimientos

User Requirements (What)		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24								
		Control de Prótesis Híbrida	Sentido háptico	Cargar objetos	Interfaz muscular	Monitorear la Interacción	Baja vibración	Poco ruido	Ser compacto	Tener poco peso	Consumir poca Energía	Ensamblar al brazo	Acoplarse al brazo	Que no falle	Sea Adaptable	Movimientos suaves	Cubrir el Rango de movimiento	Ser portátil	Bajo riesgo de accidentes	Fácil Uso	Sistema y materiales livianos.	Materiales resistentes, anticorrosivos y anti inflamables.	Fácil/Rápido mantenimiento	Tiempo de operación rápida	Bajo costo								
IF		Requirements list																															
		Design requirement (how)	Demand or Wish	Absolute weight (W _a)	Relative weight (W _r)	Technical/Economic classification	Values (How much)	Verification Method																									
1	2	0	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	Rangos adecuados de movimiento	W	22	1	T	Flexión del codo de 100° y Flexión de los dedos de 108°	Flexometro
2	1	0	2	0	0	2	2	2	2	0	0	0	0	0	0	1	0	2	0	0	2	0	0	0	0	0	Poco peso	W	59	2	T	Peso máximo del brazo de 2kg y de la mano de 0.5 kg	Balanza
3	2	0	2	0	0	2	2	2	0	0	2	2	0	0	0	0	0	1	2	0	2	0	2	0	0	0	Empaquetado compacto	W	76	3	T	Debe caber en el antebrazo de hasta 16 cm de Diámetro	Verificación Visual
4	2	0	0	0	0	2	2	2	0	0	0	2	0	2	0	0	0	0	0	0	0	0	2	0	0	0	Mantener la forma del brazo	W	44	1	T	Acoplar el sistema dentro de los 8cm de radio antebrazo	Verificación Visual
5	2	0	2	0	0	1	1	2	0	0	2	2	0	0	0	0	0	0	2	2	0	0	2	0	0	0	Facilitar el ensamblaje y desensamble	D	64	2	T/E	Ranuras de desacople y cambio de baterías	Pruebas de ensamblaje
6	2	2	1	0	0	2	2	0	0	0	0	0	2	0	2	0	0	0	0	0	0	0	0	2	0	0	Rápido procesamiento	D	52	2	T	Tiempo de Respuesta del sensor EMG de 0.5 a 1 s	Velocidad del Procesador
7	2	0	1	0	2	2	2	2	2	0	0	0	0	0	0	0	0	2	0	0	2	0	0	0	0	0	Sensores y tarjetas electrónicas compactos	W	64	2	T/E	Menores al tamaño de la yema de la mano	Verificación Visual
8	2	0	2	0	0	2	0	2	2	0	2	2	0	2	2	0	2	0	0	0	2	2	0	1	0	0	Actuadores compactos y robustos	D	89	3	T/E	Contar con un torque necesario para cargar objetos de 0.5 a 1kg	Pruebas de Funcionamiento
9	2	2	1	2	2	0	0	2	0	2	2	2	2	2	2	2	0	2	2	1	2	0	2	2	0	0	Arquitectura electrónica adecuada	D	121	4	T	Consumo de energía óptimo + factor de seguridad de 30%	Pruebas de Funcionamiento
10	1	2	1	0	0	0	0	0	0	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	Consumo de energía mínimo necesario	D	22	1	T/E	No exceder 10mA en sensores y 1000 mA en actuadores	Amperímetro
11	2	0	2	0	2	0	0	0	0	2	2	0	0	2	2	2	0	0	0	2	0	2	0	0	0	0	Sistema háptico de retroalimentación	D	70	2	T	Sistema háptico tipo Vibrotáctil	Pruebas del sistema
12	2	0	2	0	2	0	0	0	0	2	0	0	2	2	2	2	0	0	0	2	0	0	0	2	0	0	Sensores con alta resolución y precisión	D	60	2	T/E	Resoluciones de mínimo 1 a un rango de 60 unidades	Prueba de los sensores
13	2	0	2	2	2	0	0	0	2	2	0	0	2	2	2	2	0	0	0	2	0	2	0	0	0	0	Sensores de interfaz muscular	D	78	3	T	Sensores EMG de alta fidelidad	Pruebas de sensores
14	2	0	2	0	2	2	2	0	0	2	0	0	2	2	2	2	0	0	0	1	0	0	0	2	0	0	Estabilidad en el control	D	69	2	T	Tiempo de establecimiento de 0.5 o menor, estable y máximo sobre impulso de menos del 5%	Simulación
15	2	1	2	0	2	2	2	0	0	0	2	2	2	2	2	2	1	0	0	0	0	0	0	2	0	0	Adaptabilidad en la interacción	D	81	3	T	Interactuar con distintas geometrías	Pruebas del sistema
16	2	2	1	2	2	0	2	0	0	0	0	0	2	2	2	2	0	0	0	0	0	0	0	2	0	0	Frecuencia de muestreo necesaria	D	66	2	T	Mayor o igual a 1KHz	Velocidad del Procesador

17	2	2	2	2	2	2	2	0	0	2	0	0	2	0	2	0	0	0	2	0	0	0	2	0	Arquitectura de control eficiente	D	84	3	T	Control multivariable	Pruebas de Funcionamiento		
18	2	1	2	2	0	2	2	0	0	2	0	0	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	2	0	Reducir las perturbaciones	D	60	2	T	Eliminar perturbaciones externas	Simulación		
19	2	1	2	0	0	2	2	0	0	0	0	0	2	0	0	0	0	0	0	0	0	2	0	Modelamiento a detalle	D	46	2	T	Modelado de la planta mediante identificación	Simulación			
20	2	1	2	1	0	0	2	0	0	2	0	0	2	0	0	0	0	0	2	0	0	0	2	0	Realizar un control veloz	D	56	2	T	Tiempo de cierre de la mano de máximo 4 segundos	Velocidad del Procesador		
21	2	0	0	0	0	2	2	0	0	2	0	0	2	2	2	2	0	0	2	0	0	0	2	0	Controlar la Posición	D	62	2	T	Posición y velocidad de cierre de 30 RPM	Pruebas de Funcionamiento		
22	2	2	2	0	0	2	2	0	0	2	0	0	2	2	1	0	0	0	2	0	0	0	2	0	Controlar la Posición-Fuerza	D	69	2	T	Cargar botella de medio litro	Pruebas de Funcionamiento		
23	2	2	2	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	2	2	0	0	0	2	0	Normas de Seguridad de trabajo	D	54	2	T	Seguridad y cuidado al tratar con robots	ISO 13482		
24	2	1	2	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	2	Materiales de bajo Costo	W	32	1	E	Costos Pertinentes	Estimación de costo		
25	2	1	0	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	2	1	2	0	2	Materiales en el mercado	W	42	1	E	Tener Repuestos a la mano	Pruebas de Funcionamiento
26	2	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	2	0	0	0	2	0	0	Seguir regulaciones para productos médicos	D	30	1	T	Seguridad de equipos médicos	NTC-IEC 60601-1		
27	2	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	2	0	0	0	0	0	0	0	2	2	0	0	0	Larga Vida útil de los componentes	W	36	1	T/E	Larga durabilidad	Búsqueda de Información	
28	2	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	2	Bajo Costo de Fabricación	W	16	1	E	Técnicas de portotipado rápido	Búsqueda de Información		
29	2	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	2	Bajo Costo de Mantenimiento	W	16	1	E	Detallar la ficha técnica	Búsqueda de Información		
30	2	2	2	2	2	0	0	0	0	2	2	0	2	0	2	0	0	0	0	0	0	0	2	0	Sensar la Fuerza de Agarre	D	74	2	T	Medir minmi 0.5 kgf	Prueba de fuerza		
31	2	0	2	0	0	0	0	0	0	2	2	0	2	0	2	2	0	0	0	0	0	0	2	0	Sensar la Posicion del Disco de Activacion	D	56	2	T	Medir una rotacion de minimo 120°	Prueba de movimiento		
Status	OK	OK	OK	OK	OK	OK	OK	OK	OK	OK	OK	OK	OK	OK	OK	OK	OK	OK	OK	OK	OK	OK	OK	OK									



2.2 Árbol de funciones y medios

Una vez que ya se obtuvieron los pesos de cada uno de los requerimientos de diseño, se procede a reconocer la función principal en el árbol de funciones y medios, de esta manera se considera la función principal: “sustituir el miembro superior perdido” y como medios los tres tipos de prótesis descritos en el primer capítulo.

Para las tablas de evaluación se coloca pesos de 0 a 4 de acuerdo con el nivel de satisfacción de la solución al requerimiento de diseño, esta se compara con la solución ideal para tener al final un porcentaje de satisfacción que servirá para poder elegir la solución que más se asemeje a la óptima.

2.2.1 Primer nivel

Teniendo como referencia todo lo descrito en el primer capítulo sobre los tipos de prótesis transmurales y las estrategias de control, se desarrolló la Tabla 2.5. donde se evalúa las posibles soluciones. El resultado es que la mejor solución es una prótesis con control híbrido pues tiene un porcentaje de satisfacción general de 0.91, ya que cumple con los requerimientos de diseño y es la más económica en comparación con una prótesis con control mioeléctrico puro. Posteriormente se evaluará la mejor combinación de actuación mecánica y mioeléctrica.

En la Figura 2.1. se ve el primer nivel del árbol con la mejor solución seleccionada.



Figura 2.1. Función principal: sustituir el miembro superior perdido (1er nivel)

Tabla 2.5. Evaluación de la función principal.

		Evaluation Chart							
Design Criteria	j=	2		3		4		o	
		Protésis con control híbrido		Protésis con control mioeléctrico		Protésis con control mecánico		Optimal	
	w	W_{i2}	$W_{i2} \cdot W_r$	W_{i3}	$W_{i3} \cdot W_r$	W_{i4}	$W_{i4} \cdot W_r$	W_o	$W_o \cdot W_r$
Technical analysis									
1	Rangos adecuados de movimiento	4	4	4	4	3	3	4	4
2	Poco peso	4	8	4	8	3	6	4	8
3	Empaquetado compacto	4	12	3	9	4	12	4	12
4	Mantener la forma del brazo	4	4	2	2	3	3	4	4
5	Facilitar el ensamblaje y desensamble	3	6	4	8	4	8	4	8
6	Rápido procesamiento	3	6	4	8	0	0	4	8
7	Consumo de energía mínimo necesario	4	4	4	4	3	3	4	4
8	Sistema háptico de retroalimentación	4	8	4	8	0	0	4	8
9	Sensores de interfaz muscular	4	12	4	12	0	0	4	12
10	Estabilidad en el control	4	8	4	8	0	0	4	8
11	Adaptabilidad en la interacción	4	12	4	12	0	0	4	12
12	Frecuencia de muestreo necesaria	4	8	4	8	0	0	4	8
13	Reducir las perturbaciones	3	6	4	8	0	0	4	8
14	Modelamiento a detalle	4	8	4	8	4	8	4	8
15	Realizar un control veloz	4	8	4	8	0	0	4	8
16	Controlar la Posición-Fuerza	4	8	3	6	0	0	4	8
17	Normas de Seguridad de trabajos con robots	4	8	4	8	4	8	4	8
18	Seguir regulaciones para productos médicos	4	4	4	4	4	4	4	4
19	Larga Vida útil de los componentes	3	3	3	3	4	4	4	4
Total technical value		T_{i2}	137	T_{i3}	136	T_{i4}	59	T_{eo}	144
Relative technical value		R_{i2}	0.95	R_{i3}	0.94	R_{i4}	0.41	R_{eo}	1.00
Economic analysis									
20	Facilitar el ensamblaje y desensamble	4	8	3	6	4	8	4	8
21	Sensores y tarjetas electrónicas compactos	4	8	4	8	0	0	4	8
22	Consumo de energía mínimo necesario	2	2	2	2	4	4	4	4
23	Materiales de bajo Costo	3	3	3	3	4	4	4	4
24	Materiales en el mercado	3	3	3	3	4	4	4	4
25	Larga Vida útil de los componentes	3	3	3	3	4	4	4	4
26	Bajo Costo de Fabricación	2	2	2	2	4	4	4	4
27	Bajo Costo de Mantenimiento	2	2	2	2	4	4	4	4
Total economic value		T_{e2}	31	T_{e3}	29	T_{e4}	32	T_{eo}	40
Relative economic value		R_{e2}	0.78	R_{e3}	0.73	R_{e4}	0.80	R_{eo}	1.00
Hyperbolic rating		H_{i2}	0.86	H_{i3}	0.83	H_{i4}	0.57	H_{eo}	0.00

2.2.2 Segundo nivel

En el segundo nivel se presentan las subfunciones y la elección de los medios de estas, partiendo del medio elegido en el primer nivel (Prótesis con control híbrido). Estas subfunciones respectivas son: interactuar con el usuario, controlar la prótesis, suministrar energía, accionar el codo, accionar la mano, retroalimentar el sentido táctil y detectar contracciones musculares. Las cuáles se describirán a continuación.

I. Interactuar con el usuario

Las formas de interactuar del usuario con la prótesis y viceversa pueden realizarse mediante una interfaz de usuario como un HMI o un control eléctrico con interruptores y LED'S.

Debido al espacio reducido con el cual se trabajará y al sistema de control automático, solamente es necesario interactuar con indicadores simples y algunos botones, ya que la configuración de todo el sistema se realizará mediante una computadora. Por lo que no es necesario tener un HMI sino un sistema de control eléctrico.

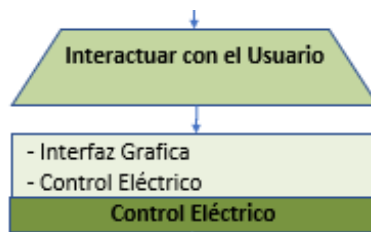


Figura 2.2. Subfunción: interactuar con el usuario (2do nivel)

II. Controlar la mano

En el capítulo 2 se describe cada uno de los distintos tipos de control de prótesis, por lo que el control de prótesis que cumple con nuestros requerimientos de diseño es un control híbrido de posición/velocidad-fuerza, pues este control híbrido cuenta con un lazo interno de control de posición/velocidad y un lazo externo de control de fuerza, que garantizará los movimientos del sistema y la correcta manipulación con objetos pues conmutará el control dependiendo de la actividad a realizar.

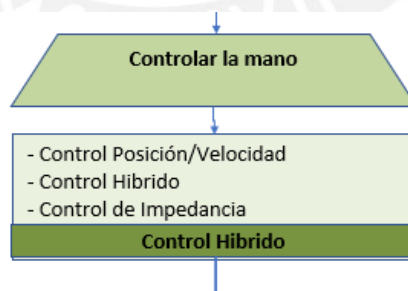


Figura 2.3. Subfunción: controlar la prótesis (2do nivel)

III. Suministrar energía

Ya que nuestro requerimiento es la portabilidad de la prótesis, la fuente de energía del sistema debe ser una batería, ya sea una batería Li-Ion o una batería Li-Po, estas baterías son las más usadas en este tipo de prótesis mioeléctricas. Las baterías Li-Ion son más seguras, más económicas, y en relación tamaño y capacidad son mejores que las Li-Po por ende son las más convenientes, ya que se trabaja con sistemas de interacción directa con el usuario y es necesario reducir las exposiciones a riesgos como el de una explosión.

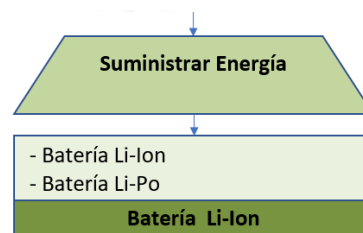


Figura 2.4. Subfunción: suministrar energía (2do nivel)

IV. Accionar el codo

El uso de un dispositivo de propulsión muscular para el accionamiento del codo reduce el costo, el uso de energía y la complejidad del sistema. Sin embargo, es necesario que la prótesis híbrida no sea pesada para que el usuario tenga la fuerza necesaria para su correcta manipulación, esto asegura que el usuario esté cómodo y no deje de usar la prótesis.

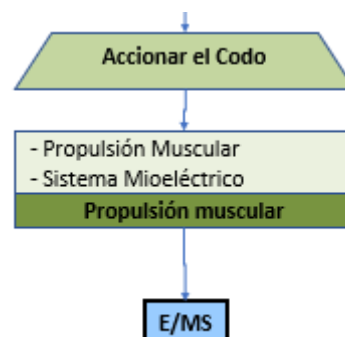


Figura 2.5. Subfunción: accionar el codo (2do nivel)

V. Accionar la mano

Para poder imitar de mejor manera las actividades que se pueden realizar con la mano es necesario utilizar una prótesis de mano mioeléctrica, esta configuración asegura de mejor manera la interacción del usuario con el entorno, pues es controlada mediante sensores y actuadores a precisión, de esta manera se mejora las acciones de contacto y no contacto con objetos a comparación de una prótesis por propulsión muscular.

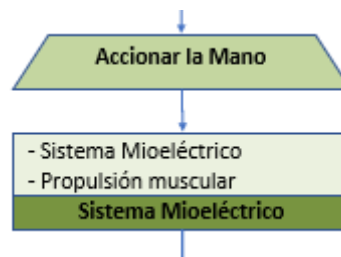


Figura 2.6. Subfunción: accionar la mano (2do nivel)

VI. Retroalimentar el sentido táctil

Se trabajará con un diseño simplificado de un dispositivo háptico vibrotáctil desarrollado por el Ingeniero Enzo Romero [Romero Muñiz, 2018], siendo este el más conveniente, pues el usuario podrá tener una mejor experiencia al usar la prótesis con un sistema que pueda retroalimentar el sentido del tacto mediante una actuación de vibración. Este sistema cuenta con un sensor de fuerza que mide la interacción y dependiendo de esta regula la intensidad de vibración del motor vibratorio. Este sistema facilita la interacción con los objetos, pues los estimuladores recrean la actividad de la prótesis en las actividades de contacto como la manipulación con objetos.

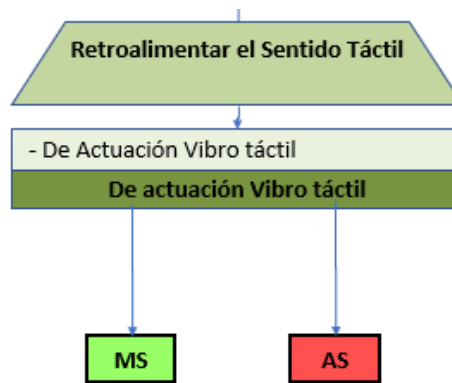


Figura 2.7. Subfunción: retroalimentar el sentido táctil (2do nivel)

VII. Detectar intención de movimiento

Como se tiene una prótesis con control híbrida es necesario obtener una señal de intención de movimiento del usuario para el accionamiento mioeléctrico. De esta manera, es necesario detectar las contracciones musculares del usuario. Existen dos maneras: una medición directa de la intención de movimiento con sensores EMG y otra indirecta mediante la inferencia de la intención con sensores o interfaz de usuario.

Se realizará una detección directa mediante sensores EMG debido a la precisión en la detección y en el trabajo de control. Mediante un método indirecto a pesar de que es más económico este todavía necesita un algoritmo de inferencia de intención de movimiento o contracción muscular que no es preciso y es más lento.

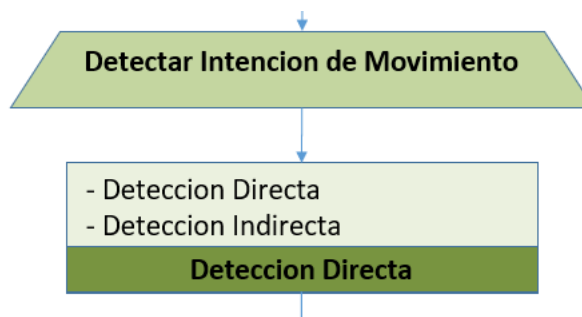







Figura 2.8. Subfunción: Detectar Intención de Movimiento (2do nivel)

2.2.3 Matriz morfológica segundo nivel

Se desarrolló la matriz morfológica a partir de los medios y las subfunciones del segundo nivel mencionados anteriormente, se muestra en la tabla 2.6. la combinación de los distintos medios en posibles soluciones.

Tabla 2.6. Matriz morfológica segundo nivel.

Functions	Working principle 1	Working principle 2	Working principle 3	Possible solutions		
	Solution 1	Solution 2	Solution 3			
Sistema de Retroalimentación Háptica	 De actuación Mecano táctil	 De actuación Vibro táctil	 Electro táctiles	 De actuación Vibro táctil	 De actuación Mecano táctil	 Electro táctiles
Suministro de Energía	 Batería Li-Ion	 Batería Li-Po		 Batería Li-Ion	 Batería Li-Ion	 Batería Li-Po
Accionar la mano	 Sistema Mioeléctrico	 Propulsión muscular		 Sistema Mioeléctrico	 Propulsión muscular	 Sistema Mioeléctrico
Accionar el Codo	 Sistema Mioeléctrico	 Propulsión muscular		 Propulsión muscular	 Sistema Mioeléctrico	 Propulsión muscular
Controlar la Prótesis	 Control de Posición/Velocidad	 Control Híbrido	 Control de Impedancia	 Control Híbrido	 Control de Posición/Velocidad	 Control de Impedancia
Interactuar con el Usuario	 Interfaz Grafica	 Control Eléctrico		 Control Eléctrico	 Interfaz Grafica	 Control Eléctrico
Detectar Intencion de Movimiento	 Deteccion Directa	 Deteccion Indirecta		 Deteccion Directa	 Deteccion Directa	 Deteccion Indirecta

La comparación de las soluciones candidatas de la matriz morfológica del segundo nivel se realiza en la Tabla 2.7, donde se observa que la solución 1 tiene un porcentaje de satisfacción general de 0.72 siendo la que más se aproxima a la solución óptima, esta solución consta de: un dispositivo de retroalimentación háptica vibrotáctil, suministro de energía mediante baterías Li-Ion, un sistema de accionamiento de mano mioeléctrico, un sistema de accionamiento de codo por

propulsión muscular, un control eléctrico de interfaz de usuario y una detección directa de la intención de movimiento, en el segundo nivel de subfunciones.

Tabla 2.7. Evaluación de las soluciones del segundo nivel

Design Criteria		j=	Evaluation Chart							
			1		2		3		o	
			Solution 1		Solution 2		Solution 3		Optimal	
=i	W _j	W _{s1}	W _{s1} .Wr	W _{s2}	W _{s2} .Wr	W _{s3}	W _{s3} .Wr	W _o	W _o .Wr	
		Technical análisis								
1	Rangos adecuados de movimiento	1	3	3	3	3	3	3	4	4
2	Poco peso	2	3	6	2	4	3	6	4	8
3	Empaquetado compacto	3	3	9	3	9	3	9	4	12
4	Mantener la forma del brazo	1	3	3	2	2	2	2	4	4
5	Facilitar el ensamblaje y desensamble	2	3	6	3	6	3	6	4	8
6	Rápido procesamiento	2	4	8	4	8	4	8	4	8
7	Sensores y tarjetas electrónicas compactos	2	3	6	2	4	3	6	4	8
8	Actuadores compactos y robustos	3	3	9	3	9	3	9	4	12
9	Arquitectura electrónica adecuada	4	4	16	2	8	3	12	4	16
10	Consumo de energía mínimo necesario	1	3	3	2	2	2	2	4	4
11	Sistema háptico de retroalimentación	2	3	6	3	6	3	6	4	8
12	Sensores con alta resolución y precisión	2	3	6	3	6	3	6	4	8
13	Sensores de interfaz muscular	3	3	9	3	9	4	12	4	12
14	Estabilidad en el control	2	3	6	3	6	3	6	4	8
15	Adaptabilidad en la interacción	3	3	9	4	12	3	9	4	12
16	Frecuencia de muestreo necesaria	2	3	6	2	4	3	6	4	8
17	Arquitectura de control eficiente	3	3	9	3	9	3	9	4	12
18	Reducir las perturbaciones	2	3	6	4	8	3	6	4	8
19	Modelamiento a detalle	2	3	6	3	6	3	6	4	8
20	Realizar un control veloz	2	3	6	3	6	3	6	4	8
21	Controlar la Posición/Velocidad	2	4	8	4	8	4	8	4	8
22	Controlar la Fuerza	2	4	8	4	8	4	8	4	8
23	Normas de Seguridad de trabajos con robots	2	4	8	4	8	4	8	4	8
24	Seguir regulaciones para productos médicos	1	4	4	4	4	4	4	4	4
25	Larga Vida útil de los componentes	1	3	3	3	3	3	3	4	4
Total técnica value			T_{t1}	169	T_{t2}	158	T_{t3}	166	T_{to}	208
Relative technical value			R_{t1}	0.81	R_{t2}	0.76	R_{t3}	0.80	R_{to}	1.00
Economic analysis										
26	Facilitar el ensamblaje y desensamble	2	3	6	3	6	3	6	4	8
27	Sensores y tarjetas electrónicas compactos	2	3	6	2	4	3	6	4	8
28	Actuadores compactos y robustos	3	3	9	3	9	3	9	4	12
29	Consumo de energía mínimo necesario	1	4	4	2	2	2	2	4	4
30	Sensores con alta resolución y precisión	2	3	6	3	6	3	6	4	8
31	Materiales de bajo Costo	1	2	2	2	2	2	1	4	4
32	Materiales en el mercado	1	2	2	2	2	2	1	4	4
33	Larga Vida útil de los componentes	1	3	3	3	3	3	3	4	4
34	Bajo Costo de Fabricación	1	2	2	2	2	1	1	4	4
35	Bajo Costo de Mantenimiento	1	3	3	3	3	1	1	4	4
Total economic value			T_{e1}	43	T_{e2}	39	T_{e3}	36	T_{eo}	60
Relative economic value			R_{e1}	0.72	R_{e2}	0.65	R_{e3}	0.60	R_{eo}	1.00
Hyperbolic rating			H_{r1}	0.76	H_{r2}	0.70	H_{r3}	0.69	H_{ro}	1.00

2.2.4 Tercer nivel

De los medios que se seleccionaron en el segundo nivel, se determinan las subfunciones respectivas a continuación para la selección de los medios correspondientes.

I. Indicar el estado

Ya que el medio elegido para interactuar con los usuarios será el control eléctrico es necesario indicar el estado del sistema mediante el uso de LED'S, ya que estos ocupan menos espacio y consumen menos energía que una pantalla.

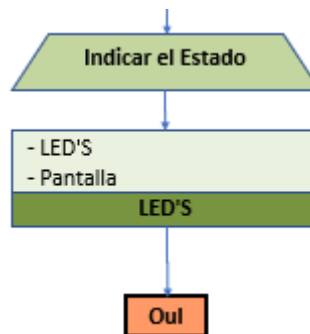


Figura 2.9. Subfunción: indicar el estado (3er nivel)

II. Encender/Apagar

Del mismo modo para el encendido y apagado del sistema se selecciona los interruptores como medio para el control eléctrico de la interacción con los usuarios del sistema.

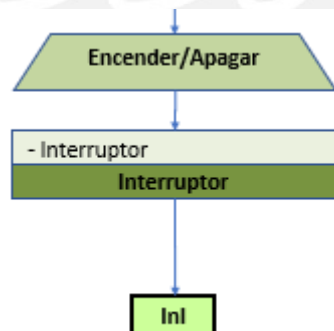


Figura 2.10. Subfunción: encender/apagar (3er nivel)

III. Controlar el sistema

El controlador del sistema debe ser del menor tamaño posible y debe cumplir los requerimientos de diseño descritos anteriormente, de esta manera el sistema debe ser

capaz de controlar la prótesis y procesar las señales de entrada de manera simultánea. Tomando estas consideraciones un microcontrolador es el equipo calza perfectamente con las necesidades del sistema siendo más compacto y con un consumo de energía considerable en comparación a un sistema embebido.

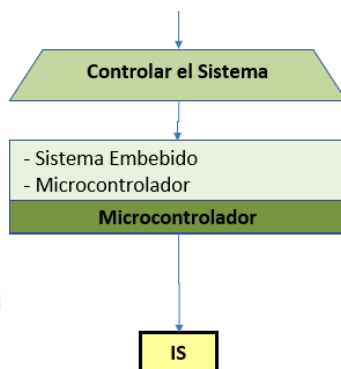


Figura 2.11. Subfunción: controlar el sistema (3er nivel)

IV. Algoritmo de control

A pesar de que un control fraccionario proporciona y garantiza movimientos e interacciones más suaves y precisas, por su flexibilidad en el orden del integrador y derivador en un controlador PD, esta solución no termina de ser la más conveniente pues limitaría la portabilidad del sistema de control pues se hace necesario utilizar una PC para el control. Por ello se opta por utilizar un control clásico PD.

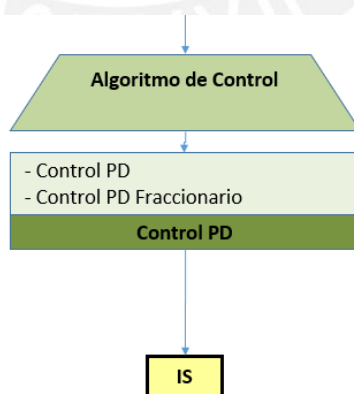


Figura 2.12. Subfunción: algoritmo de control (3er nivel)

V. Sensar la posición/velocidad

Para poder realizar el control de posición/velocidad es necesario sensar esas variables, por lo que se miden del mismo movimiento del del motor. Existen dos opciones el encoder y el sensor de efecto *hall* para este tipo de aplicaciones, de estos dos el sensor que tiene mayor exactitud es el de efecto *hall* por lo que es el más conveniente.

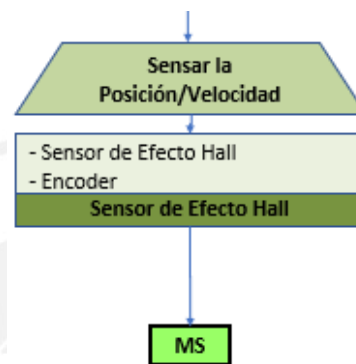


Figura 2.13. Subfunción: sensar la posición/velocidad (3er nivel)

VI. Monitorear la fuerza

Para poder realizar el control de fuerza es necesario monitorear esta variable, por lo que el más conveniente en este caso es un sensor de fuerza tipo resistor por su facilidad de implementación, su peso y su aplicación. Pues de este sensor se infiere la fuerza de contacto de una mejor manera. Usualmente el sensor se encuentra acoplado a uno de los dedos de la mano, por lo que se colocara este sensor en la yema del dedo medio de la mano.

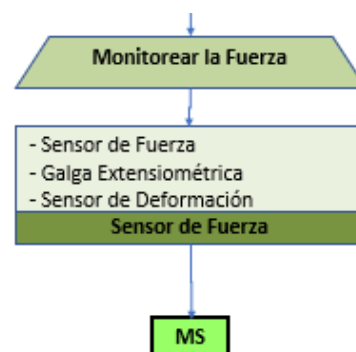


Figura 2.14. Subfunción: monitorear la fuerza (3er nivel)

VII. Proporcionar energía mecánica

Para proporcionar energía mecánica a la mano mioeléctrica es necesario un motor, en este caso el motor con escobillas es el que tiene un sistema de control menos complejo a la hora de convertir las señales de control en potencial eléctrico en a un controlador para un motor sin escobillas, a pesar de que estas sean más compactas y de menor peso. Por ello la elección es un motor con escobillas.

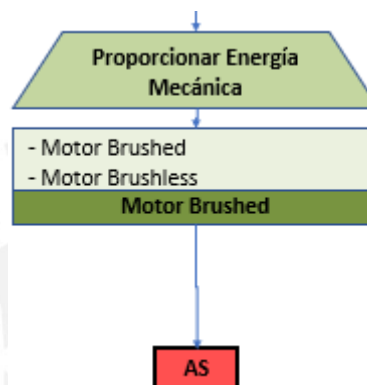


Figura 2.15. Subfunción: proporcionar energía mecánica (3er nivel)

VIII. Controlar motores

Es necesario un “*driver*” de motor para convertir las señales de control en energía eléctrica para el motor y también controlar su giro, mayormente en los motores con escobillas se utiliza un puente H.

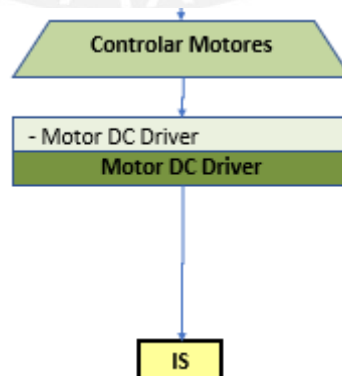


Figura 2.16. Subfunción: controlar motores (3er nivel)

IX. Accionar dedos

Para accionar los dedos tenemos dos tipos de mecanismo los de barras y los de tendones, en esta investigación se trabajará con un mecanismo de barras diseñado para la PUCP-ARM, con este diseño se asegura que transmisión de fuerza sea directa desde el motor hacia el mecanismo a pesar de que esta aplicación no sea modular.

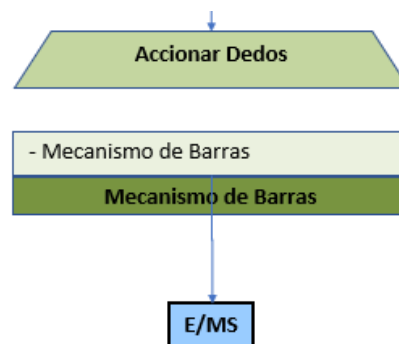


Figura 2.17. Subfunción: accionar dedos (3er nivel)

X. Sensar señales EMG

Se utilizarán sensores EMG no invasivos debido a la complejidad de la implementación de sensores invasivos y de reinnervación muscular, pues este tipo de sensores no es práctico para el desarrollo de este proyecto, a pesar de la mejora en la obtención de las señales EMG.

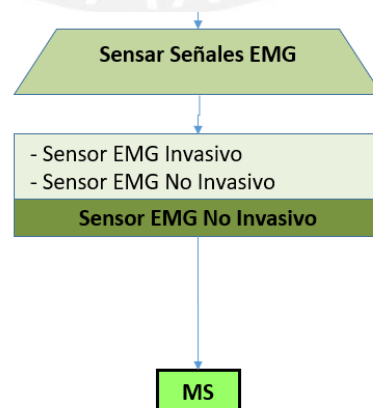


Figura 2.18. Subfunción: sensar señales EMG (3er nivel)

XI. Algoritmo de detección

Para la detección de la intención de movimiento del usuario se utilizará un algoritmo de umbralización simple de las señales EMG, que funcionará como un algoritmo ON/OFF de apertura o cierre de la mano mioeléctrica cuando se llegue a un umbral determinado en un tiempo determinado. Un reconocimiento de patrones es más complejo y la respuesta es más lenta.

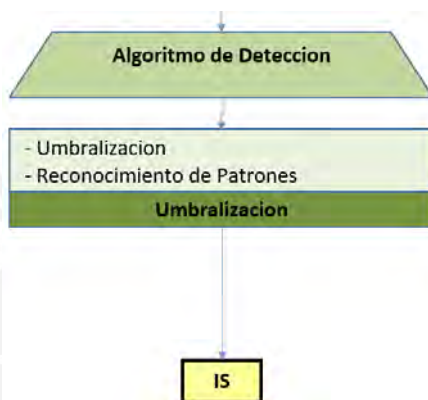


Figura 2.19. Subfunción: Algoritmo de detección (3er nivel)

2.2.5 Matriz morfológica tercer nivel

Se desarrolló la matriz morfológica a partir de los medios y las subfunciones del tercer nivel mencionados anteriormente, se muestra en la Tabla 2.8. la combinación de los distintos medios en posibles soluciones.

Tabla 2.8. Matriz morfológica del tercer nivel

Funcions	Working principle 1	Working principle 2	Working principle 3	Possible solutions		
	Solution 1	Solution 2	Solution 3			
Indicar el Estado	 LED'S	 Pantalla		 LED'S	 Pantalla	 LED'S
Encender/Apagar	 Interruptor			 Interruptor	 Interruptor	 Interruptor
Controlar el Sistema	 Sistema Embebido	 Microcontrolador		 Microcontrolador	 Sistema Embebido	 Microcontrolador
Algoritmo de Control	 Control PD	 Control PD Fraccionario		 Control PD	 Control PD Fraccionario	 Control PD
Sensar la Posicion/Velocidad	 Sensor de Efecto Hall	 Encoder		 Sensor de Efecto Hall	 Sensor de Efecto Hall	 Encoder
Monitoriar la Fuerza	 Sensor de Fuerza	 Galga Extensiometrica	 Sensor de Deformacion	 Sensor de Fuerza	 Galga Extensiometrica	 Sensor de Deformacion
Proporcionar Energia Mecanica	 Motor Brushed	 Motor Brushless		 Motor Brushed	 Motor Brushless	 Motor Brushed
Controlar Motores	 Motor DC Driver			 Motor DC Driver	 Motor DC Driver	 Motor DC Driver
Accionar Dedos	 Mecanismo de Barras	 Mecanismo de Tendones		 Mecanismo de Barras	 Mecanismo de Tendones	 Mecanismo de Tendones
Sensar Señales EMG	 Sensor EMG Invasivo	 Sensor EMG No Invasivo		 Sensor EMG No Invasivo	 Sensor EMG No Invasivo	 Sensor EMG Invasivo
Algoritmo de Deteccion	 Umbralizacion	 Reconocimiento de Patrones		 Umbralizacion	 Reconocimiento de Patrones	 Umbralizacion

La comparación de las soluciones candidatas de la matriz morfológica del tercer nivel se realiza en la Tabla 2.9. , donde se observa que la solución 1 tiene un porcentaje de

satisfacción general de 0.95 siendo la que más se aproxima a la solución óptima, esta solución consta de: indicadores LED'S de estado, interruptores de encendido y apagado, un microcontrolador, control PD, sensor de efecto *hall*, sensores de fuerza tipo resistor, motores DC con escobillas, drivers de motores, un mecanismo de barras de la mano mioeléctrica, un sensor EMG no invasivo y la detección de intención de movimiento mediante umbralización.

Tabla 2.9. Evaluación de las soluciones del tercer nivel

Evaluation Chart										
Design Criteria	j=	1		2		3		o		
		Solution 1		Solution 2		Solution 3		Optimal		
		W_{s1}	$W_{s1} \cdot W_r$	W_{s2}	$W_{s2} \cdot W_r$	W_{s3}	$W_{s3} \cdot W_r$	W_o	$W_o \cdot W_r$	
Technical analysis										
1	Poco peso	2	4	8	3	6	4	8	4	8
2	Empaquetado compacto	3	4	12	4	12	4	12	4	12
3	Mantener la forma del brazo	1	4	4	4	4	4	4	4	4
4	Facilitar el ensamblaje y desensamble	2	3	6	3	6	2	4	4	8
5	Rápido procesamiento	2	4	8	4	8	4	8	4	8
6	Sensores y tarjetas electrónicas compactos	2	4	8	4	8	4	8	4	8
7	Actuadores compactos y robustos	3	4	12	4	12	4	12	4	12
8	Arquitectura electrónica adecuada	4	4	16	4	16	4	16	4	16
9	Consumo de energía mínimo necesario	1	4	4	4	4	4	4	4	4
10	Sensores con alta resolución y precisión	2	4	8	4	8	4	8	4	8
11	Estabilidad en el control	2	4	8	4	8	4	8	4	8
12	Adaptabilidad en la interacción	3	3	9	3	9	3	9	4	12
13	Frecuencia de muestreo necesaria	2	4	8	4	8	4	8	4	8
14	Arquitectura de control eficiente	3	4	12	4	12	4	12	4	12
15	Reducir las perturbaciones	2	4	8	4	8	4	8	4	8
16	Modelamiento a detalle	2	4	8	4	8	4	8	4	8
17	Realizar un control veloz	2	4	8	4	8	4	8	4	8
18	Controlar la Posición/Velocidad	2	4	8	4	8	4	8	4	8
19	Controlar la Fuerza	2	4	8	4	8	3	6	4	8
20	Normas de Seguridad de trabajos con robots	2	4	8	4	8	4	8	4	8
21	Seguir regulaciones para productos médicos	1	4	4	4	4	4	4	4	4
22	Larga Vida útil de los componentes	1	4	4	4	4	4	4	4	4
Total technical value			T_{t1}	179	T_{t2}	177	T_{t3}	175	T_{to}	184
Relative technical value			R_{t1}	0.97	R_{t2}	0.96	R_{t3}	0.95	R_{to}	1.00
Economic analysis										
23	Facilitar el ensamblaje y desensamble	2	3	6	3	6	3	6	4	8
24	Sensores y tarjetas electrónicas compactos	2	4	8	4	8	4	8	4	8
25	Actuadores compactos y robustos	3	4	12	3	9	4	12	4	12
26	Consumo de energía mínimo necesario	1	4	4	2	2	4	4	4	4
27	Sensores con alta resolución y precisión	2	4	8	4	8	4	8	4	8
28	Materiales de bajo Costo	1	4	4	3	3	4	4	4	4
29	Materiales en el mercado	1	3	3	3	3	3	3	4	4
30	Larga Vida útil de los componentes	1	4	4	4	4	4	4	4	4
31	Bajo Costo de Fabricación	1	4	4	4	4	4	4	4	4
32	Bajo Costo de Mantenimiento	1	3	3	2	2	3	3	4	4
Total economic value			T_{e1}	56	T_{e2}	49	T_{e3}	56	T_{eo}	60
Relative economic value			R_{e1}	0.93	R_{e2}	0.82	R_{e3}	0.93	R_{eo}	1.00
Hyperbolic rating			H_{r1}	0.95	H_{r2}	0.89	H_{r3}	0.94	H_{ro}	1.00

En la Figura 2.18 se muestra el árbol de funciones y medios de todo el sistema.

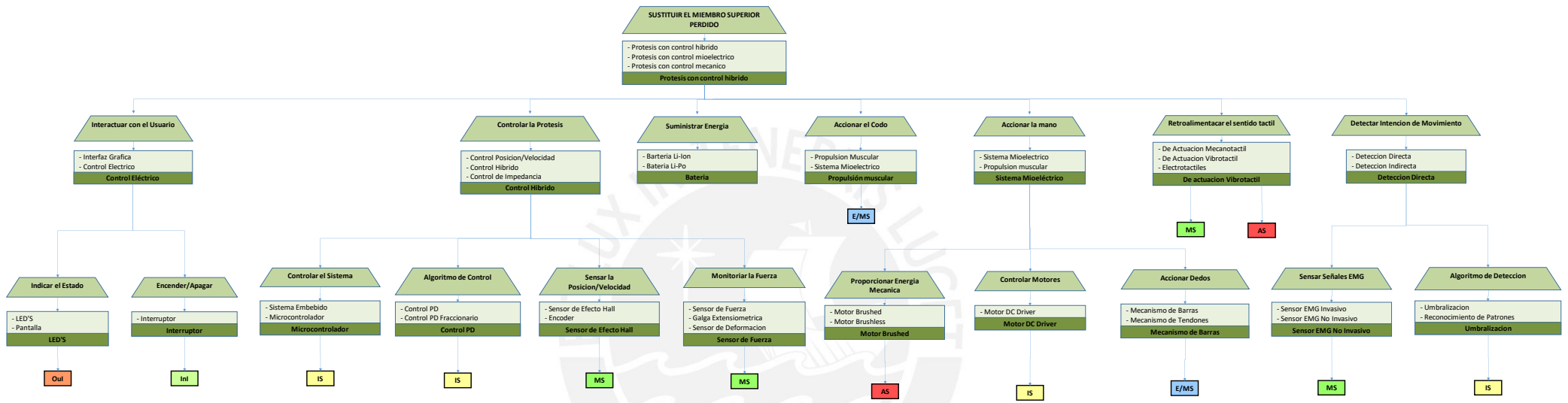


Figura 2.20. Arbol de funciones y medios

2.3 Arquitectura general del sistema mecatrónico

La arquitectura general de la mejor solución detallada en las secciones anteriores de este capítulo se muestra en la Figura 2.19, donde se observa la relación de los tres niveles de nuestro árbol de funciones en un sistema automático para realizar el accionamiento de la prótesis transhumeral y cumplir con la función principal de sustituir las funciones de un brazo real. Se tiene un sistema de información que interprete la intención de movimiento del usuario a partir de los sensores EMG para luego controlar la interacción mediante los motores través de sensores de posición y fuerza, del mismo modo el sistema háptico reproducirá la interacción a través de actuadores vibrotáctiles al usuario de manera que se cierre el lazo de control con el usuario y así él pueda sentir la interacción regulando su interacción con otra intención de movimiento.

Arquitectura General del Sistema Mecatrónico

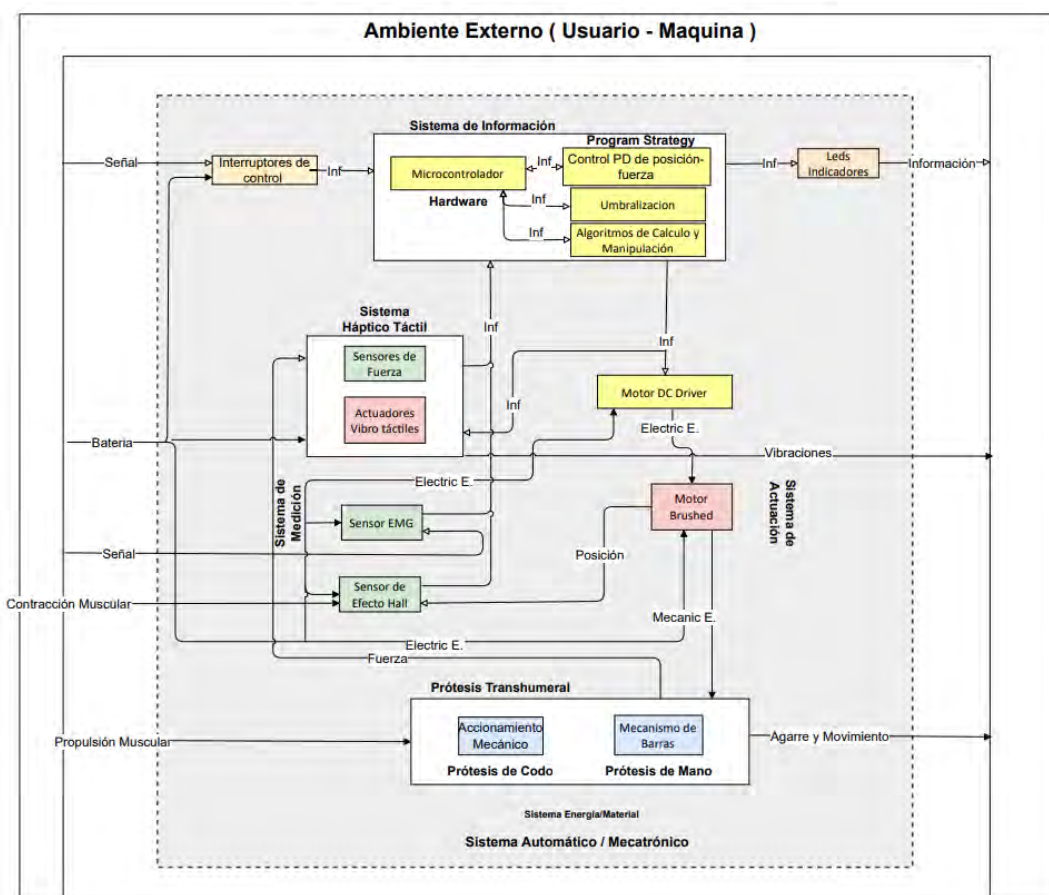


Figura 2.21. Arquitectura general del sistema mecatrónico

2.4 Arquitectura general del sistema eléctrico

Debido a la necesidad de portabilidad del sistema, éste será alimentado mediante baterías DC que se tendrán que regular para los distintos subsistemas que se definirán en los capítulos siguientes. Se muestra en la Figura 2.20 la interacción del sistema de información y control con los demás sistemas y las señales y energía con la que se trabajara. En el esquema se muestra la alimentación del sistema de control y las salidas de señal y de entrada tanto analógica como digital para cada uno de los subsistemas de la prótesis mioeléctrica.

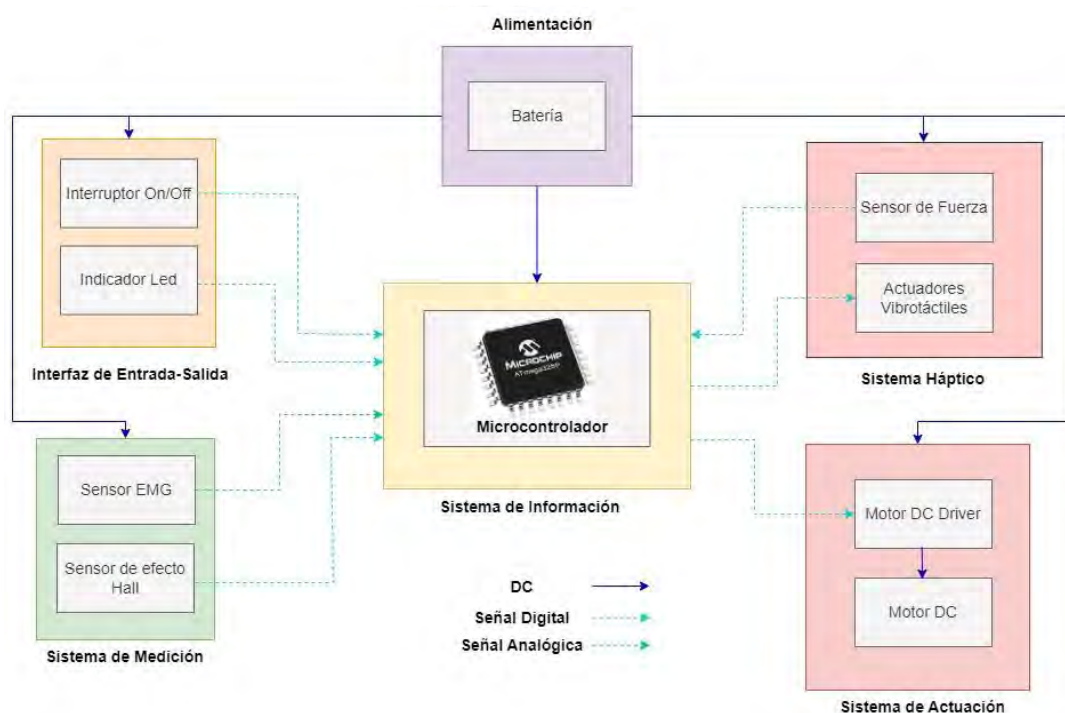


Figura 2.22. Arquitectura general del sistema eléctrico

2.5 Diagrama de flujo inicial

En la Figura 2.21 se observa el diagrama de flujo inicial del funcionamiento que se detallara en los siguientes capítulos, de esta manera se puede observar el funcionamiento general del sistema mecatrónico, desde su posición “Home” de inicio hasta el bucle de control de movimiento.

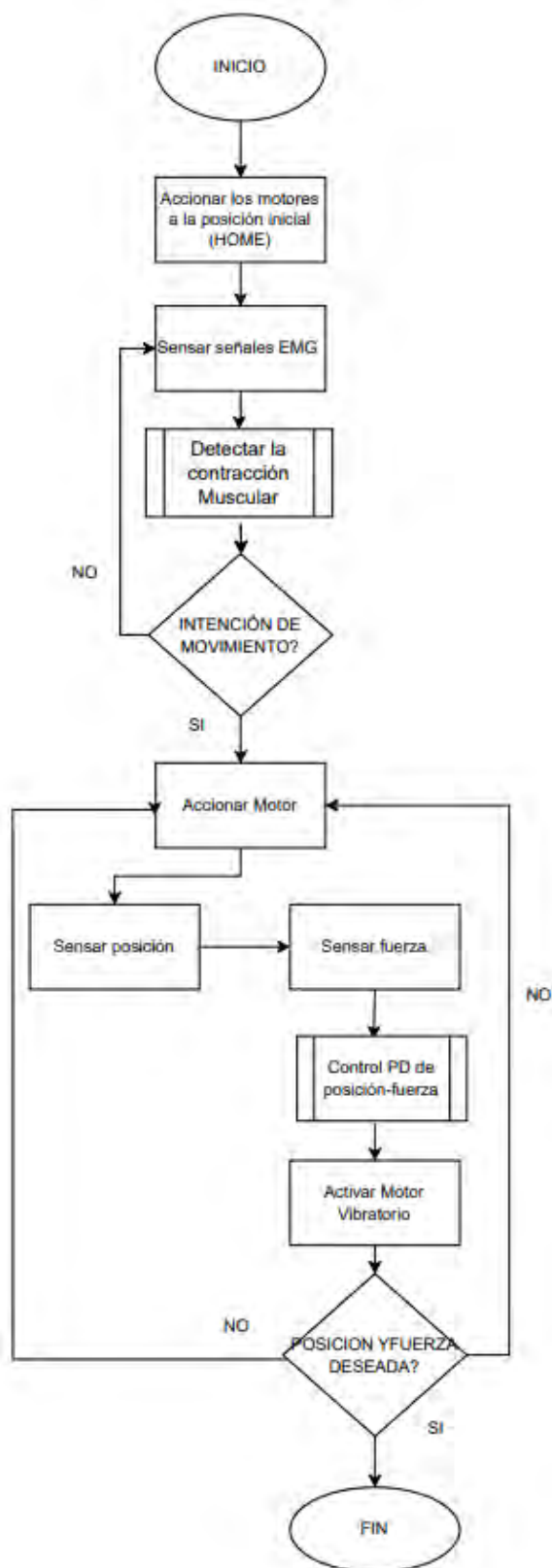


Figura 2.23. Diagrama de flujo inicial

CAPÍTULO 3

DISEÑO DEL SISTEMA ELECTRONICO Y DE CONTROL

En el presente capítulo se abordará la selección de componentes en relación con el diseño conceptual, del mismo modo se desarrolla el diseño de la tarjeta electrónica y de control, se abordará la lógica de control y la identificación del modelo de la planta.

3.1 Arquitectura de control

La arquitectura de control se presenta en la Figura 3.1, donde se puede observar las conexiones del microcontrolador con los periféricos del sistema, siendo esta la unidad de control principal encargada todas funciones del sistema que se describirán con más detalle en este capítulo. Debido a que el sistema será portátil, se optará por el uso de una batería, siendo esta batería la encargada de suministrar la energía necesaria para 6 horas de uso continuo.

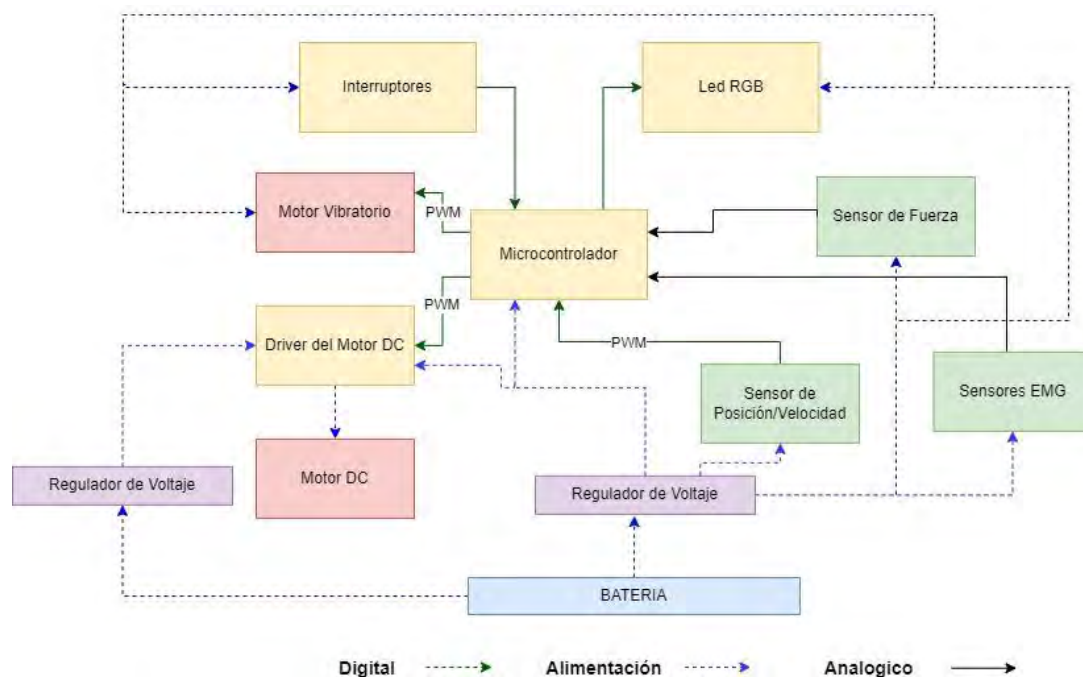


Figura 3.1. Arquitectura de control

3.2 Selección de componentes

En esta sección se describirán los componentes para su elección, el criterio de selección y los aspectos técnicos relevantes del sistema de control de la prótesis transhumeral. El sistema de control consta de una unidad de control principal encargada de controlar tanto la prótesis de mano mioeléctrica y el sistema háptico. De esta manera el sistema de control se divide a su vez en un subsistema de actuación, el subsistema de monitoreo, la interfaz de usuario, las unidades de control principal y de soporte, y la alimentación.

3.2.1 Subsistema de monitoreo

Dentro del sistema de monitoreo se tienen los sensores que no forman parte del sistema háptico, siendo un caso particular el sensor de fuerza que será utilizado tanto para el control como para la retroalimentación háptica.

I. Sensor de fuerza

Este sensor es el encargado de medir la interacción de la prótesis con el medio externo, específicamente mide la fuerza de compresión que hace la prótesis con algún objeto. En el mercado se tienen distintos sensores de fuerza con distintas superficies de contacto, pues dependiendo del material con el cual estén fabricados se pueden adaptar de mejor manera a distintas rugosidades en la sujeción de objetos. Además, se deben considerar los requerimientos descritos en el capítulo 3 para su selección, como el de poder medir la fuerza con cargas de hasta 0.5 kg sin complicaciones.

Tabla 3.1. Comparativa sensores de fuerza [Interlink, 2022] [Sparkfun, 2022] [Digi-Key, 2022]

Sensor de Fuerza	FSR400	Robotic Finger Sensor V2	FSS015WNGB
Voltaje	3.3V	3.3 V	1.5 - 3.6 V
Rango	0-25 N	0-25 N	0-15 N
Error lineal	<6%	<2%	<5%
Dimensiones	Largo = 38 mm, área =5 mm ²	20x20mm, área =5mm ²	15.4x5.6x 3,7mm, área =6mm ²
Durabilidad	10*10e6 ciclos	-	20*10e6 ciclos
Precio	\$11	\$40	\$81

En la tabla 3.1 se observa la comparación de tres sensores de fuerza distintos en el que se consideran 5 características principales para su selección. Sin embargo, el sensor FSR400 a pesar de no ser el más preciso nos da una buena lectura de la fuerza de interacción y es más fácil de conseguir en el mercado. En la Figura 3.2 se muestra una imagen del sensor FSR 400.



Figura 3.2. Sensor de fuerza FSR400 [Interlink, 2022].

II. Sensores EMG

Los módulos de detección de señales EMG cuentan con un sistema ya integrado de acondicionamiento de señal para poder interpretar de manera más directa la intención de movimiento del usuario por medio de señales analógicas, para una mejor interpretación de la intención de usuario se contarán con 2 de estos módulos, del mismo modo estos deben ser de dimensiones pequeñas con tal de no incomodar al usuario.

Tabla 3.2. Comparativa sensores EMG [OttoBock, 2015] [DFROBOT, 2022]

Sensor EMG	13E200 Myobock	OYMotion
Voltaje de Entrada	4.8-7.2 V	2.5-3.5 V
Voltaje de Salida	0-VCC	0-VCC
Dimensiones	27x18x9.5 mm	28x18x8 mm
Peso	4.5g	5.2g
Precio	\$400	\$156

En la Tabla 3.2. se observa la comparativa entre dos sensores EMG que actualmente están disponibles en el mercado. La elección para nuestro sistema será el sensor 13E2000 Myobock de la empresa Otobock, pues este módulo a pesar de ser más caro tiene una sensibilidad de hasta 2000 a 10000 veces más en comparación y cuenta con protección IP67 que nos permitirá realizar el procesamiento de las señales analógicas sin mayor complicación. En la Figura 3.3 se muestra el sensor EMG Myobock.



Figura 3.3. Sensor EMG Myobock [OttoBock, 2015].

III. Sensor de Posición/Velocidad

Debido a que la prótesis a controlar es un sistema de barras que integra toda movilidad de los dedos en un solo actuador, se hace necesario tener un sensor de posición que asegure el correcto control del sistema. El sensor de Posición/Velocidad que se seleccionará será de efecto *hall*, pues son más robustos trabajando en ambientes contaminados sin perder sensibilidad a comparación de los encoders ópticos. Este sensor debe cumplir con los requerimientos mencionados en el capítulo anterior, como una resolución menor de 1° para asegurar la precisión del control y tener el menor tamaño posible.

Tabla 3.3. Comparativa sensores de posición [ALLEGRO, 2022] [Melexis, 2022]

Sensor de Posición	A1335	MLX90316
Voltaje de Operación	4.5 - 5.5 V	4.5 - 5.5 V
Corriente de Operación	10 mA (máx.)	30 mA (máx.)
Rango	0 - 360°	0 - 360°
Resolución	12 bits	12 bits
Error de Linealidad	±0.5° (máx.)	±1° (máx.)
Tasa de muestreo	32 us (máx.)	600 us (máx.)
Precio Unitario	\$5.31	\$5.73

En la Tabla 3.3. se muestra una comparativa entre dos sensores de posición de efecto *hall* disponibles en el mercado. Para el presente proyecto el sensor de posición rotacional MLX90316 con salida PWM es el más conveniente, pues cumple con la resolución requerida y es pequeño. Del mismo modo, es necesario contar con un imán de neodimio en el eje del motor para que se pueda interpretar los grados sexagesimales del movimiento rotatorio. En la Figura 3.4 se muestra una representación del montaje del sensor MLX90316.

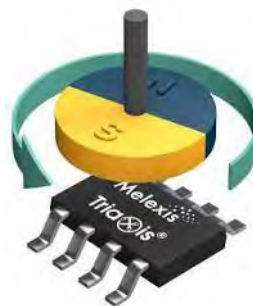


Figura 3.4. Sensor de efecto hall MLX90316 [Melexis, 2022].

3.2.2 Subsistema de actuación

El subsistema de actuación está conformado por el motor DC, su driver y los fines de carrera de seguridad y posicionamiento, en esta sección se describirán los criterios de selección de cada uno de ellos.

I. Motor DC

Para la selección de un motor pertinente se tiene que hacer la consideración del dispositivo protésico en el cual se aplicara el accionamiento, de esta manera en el Anexo A se muestra el análisis mecánico del sistema donde se demuestra que el requerimiento del sistema es tener 0.4 Nm y 40 RPM como parámetros de operación de la configuración de motor más reductor. Debido a que el sistema es portátil necesitamos un motor que sea eficiente considerando su corriente nominal, para no tener una batería de gran tamaño. En la Figura 3.5 se muestra el motor maxon DC-max16S con reductor GPX19.



Figura 3.5. Motor Maxon DC-max16S con reductor GPX19 [Maxon, 2022]

La configuración elegida será de un motor Maxon DC-max16S junto con un reductor GPX19 que tiene una reducción de 172:1, lo cual entrega en el cabezal del motor un torque nominal de 0.42 Nm a una velocidad nominal de 40 RPM, siendo esta la mejor alternativa tanto por su torque y velocidad como por el tamaño y peso del dispositivo. En el Anexo B se muestra la ficha técnica del motor con reductor.

II. Driver de motor

El *driver* es el encargado de controlar y suministrar la potencia necesaria para el control del movimiento del motor, por lo que debe ser compatible con el voltaje de control de la unidad de control principal, debe ser capaz de controlar el motor de 6V, invertir el sentido de giro y operar el motor en su corriente nominal mediante PWM.

Tabla 3.4. Comparación de drivers [POLOLU, 2022b] [POLOLU, 2022a]

<i>Driver</i>	DRV8833	BD65496- MUV
Voltaje de Control	1.8 - 7 V	2.5- 5.5 V
Voltaje de Potencia	10 V (máx.)	2-16 V
Max. Corriente Continua	1.7A	1.2 A
Max. Corriente de Pico	2 A	5A
Dimensión Superficial	13x20 mm ²	10x10 mm ²
Peso	4g	4g
Precio Unitario	\$3.50	\$5.00

El *driver* del motor seleccionado será el DRV8833, debido a que puede controlar el motor seleccionado y del mismo modo puede soportar su corriente pico que es de 2 A.

III. Fines de carrera

El sistema requiere dos fines de carrera, pues de esta manera se determinará la posición inicial de extensión de los dedos de la mano y la posición final de la flexión, por lo que se utilizarán fines de carrera tipo switch dentro del mecanismo de movimiento de la prótesis. Este fin de carrera también se usa por seguridad para que el motor no fuerce el mecanismo.

3.2.3 Interfaz de usuario

La interfaz de usuario contempla la forma en la cual se comunica el sistema con el usuario, pues éste enviará y recibirá información relevante del sistema hacia el usuario y viceversa, con ayuda de pulsadores, selectores de entrada al sistema, y a su vez leds indicadores.

I. Selector y Pulsadores

Es necesario el uso de un selector para la activación del uso manual o automático del movimiento de la mano, pues de este modo se podrá operar con seguridad el sistema por si existe algún fallo, siempre considerando el menor tamaño posible.

Los pulsadores servirán para el control manual del sistema siendo necesarios 4 que se usarán para: llevar el sistema a la posición inicial, seleccionar la apertura del brazo, seleccionar el cierre del brazo, y un selector de velocidad.

II. Indicador de batería y LED

Se necesita un indicador de batería de litio para mostrar el nivel de carga en el que se encuentra el sistema, del mismo modo es necesario un led indicador que se usara para reconocer si el sistema se encuentra en modo automático o manual.

3.2.4 Sistema háptico

Para la detección de la interacción del sistema háptico vibrotáctil se utilizará el mismo sensor de fuerza determinado anteriormente, por lo que en esta sección se seleccionará el actuador y el acondicionador de la actuación de vibración.

En este caso el vibrador que se usará es el Adafruit mini motor disc, junto con una configuración de control mediante el uso de un transistor Mosfet, con los que se podrá controlar la intensidad de la vibración mediante PWM con respecto a la intensidad de interacción que se haya obtenido previamente del sensor de fuerza. Siendo esta configuración la opción que cumple con los requerimientos de los usuarios pues no es invasiva y ocupa un menor volumen. En la figura 3.6 se muestra una imagen del mini motor vibratorio de Adafruit.

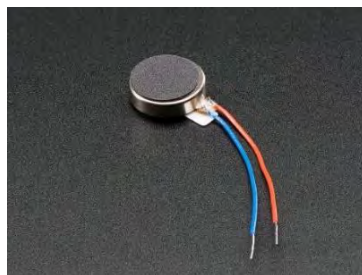


Figura 3.6. Adafruit Vibrating Mini Motor Disc [Adafruit, 2022b].

3.2.5 Unidad de control principal

Para la selección de la unidad de control del sistema es necesario conocer la disposición de cada uno de los periféricos por lo que se toma como referencia la arquitectura de control mostrada al inicio del capítulo, desde donde se puede inferir el esquema de entradas y salidas de esta unidad de control que se observa en la Tabla 3.5. Considerando que la principal tarea de esta unidad de control es la ejecución de los lazos de control de posición y fuerza de la prótesis, mediante la adquisición de fuerza con el protocolo de I2C, la adquisición de la posición a través de PWM a un ADC, el control del motor a través del *driver*, la adquisición y procesamiento de las señales EMG para determinar la intención de movimiento, del mismo modo se encargará de medir y mostrar mediante un LED RGB el nivel de la batería para finalmente enviar la retroalimentación háptica mediante un motor de vibración.

Tabla 3.5. Entradas y salidas unidad de control

I/O	Dispositivo	Señal	Tipo
Entrada	Sensor de Fuerza	Datos	Analógico
Entrada	Sensor de Posición	Datos	Analógico
Salida	<i>Driver</i>	Sentido de Giro	PWM(O)
Salida	<i>Driver</i>	Activación del Motor	PWM(O)
Entrada	Pulsador Home	Reiniciar Posición	Digital(I)
Entrada	Pulsador Abre	Selector de Apertura	Digital(I)
Entrada	Pulsador Cierra	Selector de Cierre	Digital(I)
Entrada	Pulsador Speed	Selector de Velocidad	Digital(I)
Entrada	Selector	Selector: EMG/Manual	Digital(I)
Entrada	Modulo EMG	Datos	AnalógicoX3
Salida	Vibrador Háptico	Intensidad de Interacción	PWM(O)
Entrada	Modulo HT4928S	Nivel de Batería	Analógico
Salida	LED RGB	Batería Baja-Rojo	Digital(O)
Salida	LED RGB	Encendido-Azul	Digital(O)
Salida	LED RGB	Batería Cargada-Verde	Digital(O)

Para asegurar la robustez en el control se trabajará con un microcontrolador, específicamente un ATMEGA328P que cuenta con las entradas y salidas tanto digitales como analógicas requeridas, a su vez es mucho más compacta que utilizar un sistema embebido, en la Tabla 3.6. se observan algunas de sus características principales, a su vez podrá controlar tanto la posición y la velocidad de manera directa, y encargarse de interpretar la intención del usuario al mismo tiempo.

Tabla 3.6. Comparativa microcontrolador [Microchip, 2022a] [Microchip, 2022b]

Controlador	ATMEGA328P	ATMEGA32U4
Voltaje	5V	5V
Max. Frecuencia Ope.	16MHz	16MHz
Periféricos	I2C, PWM, USART	I2C, PWM, USART
E/S	23	26
ADC	8	12

Para facilitar nuestra electrónica se dispondrá de un Arduino Nano que cuenta con este microcontrolador y ya está equipado con los periféricos necesarios para su funcionamiento y programación.

3.2.6 Alimentación

Como se determinó anteriormente se utilizará una batería Li-Ion la cual debe ser capaz de suministrar una autosuficiencia de 6 horas de uso continuo del sistema. En la Tabla 3.8 se muestra el consumo de energía de los sensores y unidades de control para el periodo de funcionamiento necesario, ya que estos permanecerán encendidos todo ese tiempo.

Para el análisis del consumo de energía de los actuadores particularmente para el motor se sabe en 6 horas se realizan aproximadamente 90 movimientos de apertura y cierre de la mano y por motivos prácticos podemos acondicionar el sistema hasta 540 movimientos calculando cada uno de esos movimientos en 2 segundos aproximadamente, infiriendo así un tiempo de uso del motor de 0.6 horas. A partir de este análisis en la Tabla 3.7 se observa el consumo del motor, su *driver* y el sistema háptico de retroalimentación.

Tabla 3.7. Consumo de energía actuadores

Nombre	Cantidad	Voltaje (V)	Corriente(mA)	Tiempo de Uso (h)	Energía (mAh)
Motor Maxon DC-max16S	1	6	720	0.6	432
Driver BD65496- MUV	1	6	2.1	8	16.8
Vibrador-Adaptador señal DRV2605L	1	3.3	65	6	390
				Total	838.8

Tabla 3.8. Consumo de energía de sensores y unidades de control

Nombre	Cantidad	Voltaje (V)	Corriente(mA)	Tiempo de Uso (h)	Energía (mAh)
Robotic Finger Sensor V2	1	3.3	5	6	30
Sensor de Efecto Hall	1	5	11	6	66
Arduino Nano RP2040	1	3.3	50	6	300
LED RGB	1	5	5	6	30
Modulo EMGx2	1	5	120	6	720
5V Step-up	1	7.4	2	6	12
6V Step-up	1	7.4	5	6	30
				Total	1188

Al sumar cada uno de los consumos de energía se obtiene un consumo total de 2026.8 mAh considerando a todos los dispositivos, y la elección de una batería se realiza considerando un 25% de descarga máxima para el cuidado de la batería, por lo que se necesitará una batería de aproximadamente 2800 mAh, la relación se muestra en la Tabla 3.9.

Tabla 3.9. Capacidad de batería necesaria

Consumo de Energía Actual	25%	Capacidad Necesaria
2026.8 mAh	675.6 mAh	2702.4 mAh

Para la selección de la fuente de poder se tienen las siguientes baterías Li-Ion disponibles en el mercado capaces de suministrar la energía necesaria, se observa la comparativa en la Tabla 3.10.

Tabla 3.10. Comparativa de baterías Li-Ion [Utmel, 2022] [Adafruit, 2022a]

Batería	Ncr 18650b	Icr 18650
Voltaje	3.6V	3.7V
Dimensiones	69mm x 18.5 mm2	69mm x 37mm x 18mm
Peso (g)	45	95
Capacidad	3300 mAh	4400 mAh
Carga Max.	1625 mA	1000 mA
Descarga Max.	4.875 A	2.2 A

La batería seleccionada y que cumple con los requerimientos es la Icr 18650 de que se muestra en la Figura 3.7, debido al voltaje de operación puesto que el módulo de carga que se utilizara necesita un voltaje de entrada de 3.7 V, del mismo modo se necesitara un step-up de 6 V para el motor DC, protegiendo así el sistema ante las corrientes de retorno del motor DC.



Figura 3.7. Icr 18650 4400mAh 3.7 V [Adafruit, 2022a].

3.3 Diseño del software de control

En esta sección se desarrollará el diseño del software de control del sistema, donde se describirá el flujo general de control y la disposición del controlador de posición/velocidad-fuerza en el esquema de funcionamiento.

3.3.1 Algoritmo de control principal

El algoritmo de control inicializa todas las variables, constantes y puertos del sistema para luego llevar la prótesis a la posición “Home” a penas se encienda el sistema, posición en la cual se dispone la prótesis para poder cerrar la mano. Una vez inicializado el sistema se procesan las señales EMG continuamente en un bucle, hasta que el valor de la señal sobrepase el umbral establecido por un periodo dado, de esta manera se detecta la intención de movimiento. Para este punto conociendo la intención del usuario se procederá a realizar ya sea el control de apertura o el control de cierre de la prótesis. El diagrama de flujo del algoritmo principal se muestra en la Figura 3.8.

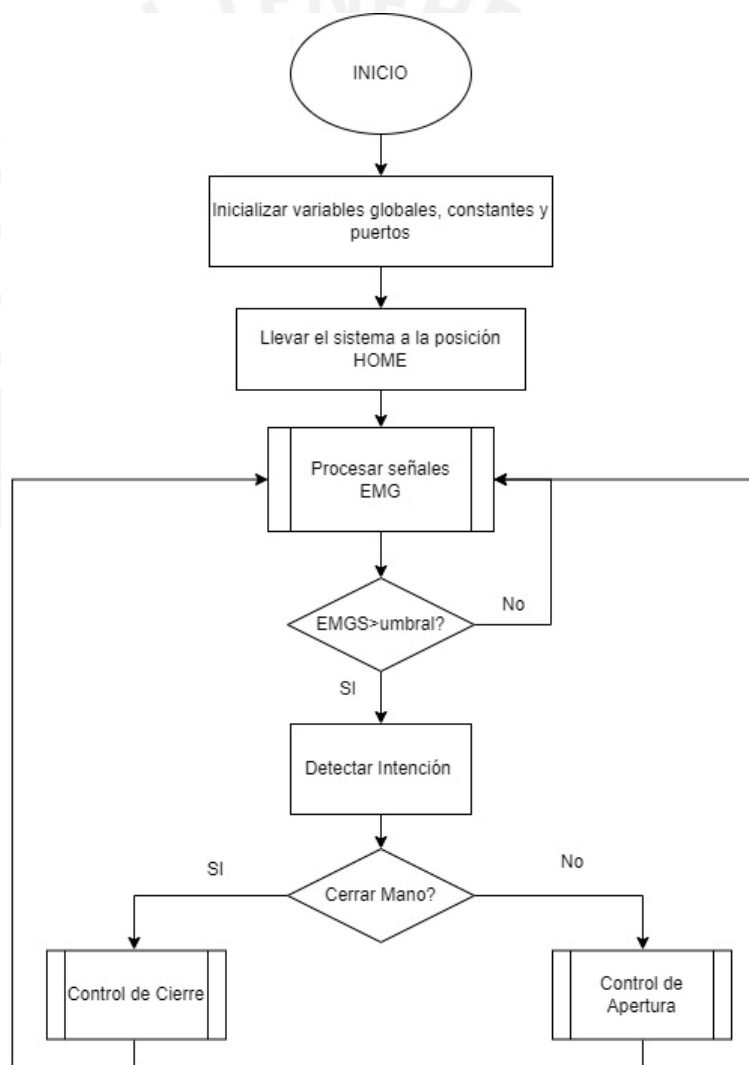


Figura 3. 8.. Diagrama de flujo algoritmo principal

3.3.2 Algoritmo de cierre

El algoritmo de cierre empieza con la inicialización de las variables de control tanto la posición como la fuerza deseada, basadas en los requerimientos del usuario descritas en el capítulo anterior. se realiza la activación del motor y el control se realiza dependiendo de si existe o no interacción determinada por la medición del sensor de fuerza, si no existe interacción se realiza un control de posición/velocidad y si existe una interacción se realiza mediante la conmutación del control de posición/velocidad y el control híbrido de posición/velocidad-fuerza una vez empieza la interacción. Terminado el control se para el motor y mientras haya interacción se sigue mandando la retroalimentación táctil de vibración. El diagrama de flujo del algoritmo de cierre se muestra en la Figura 3.9.



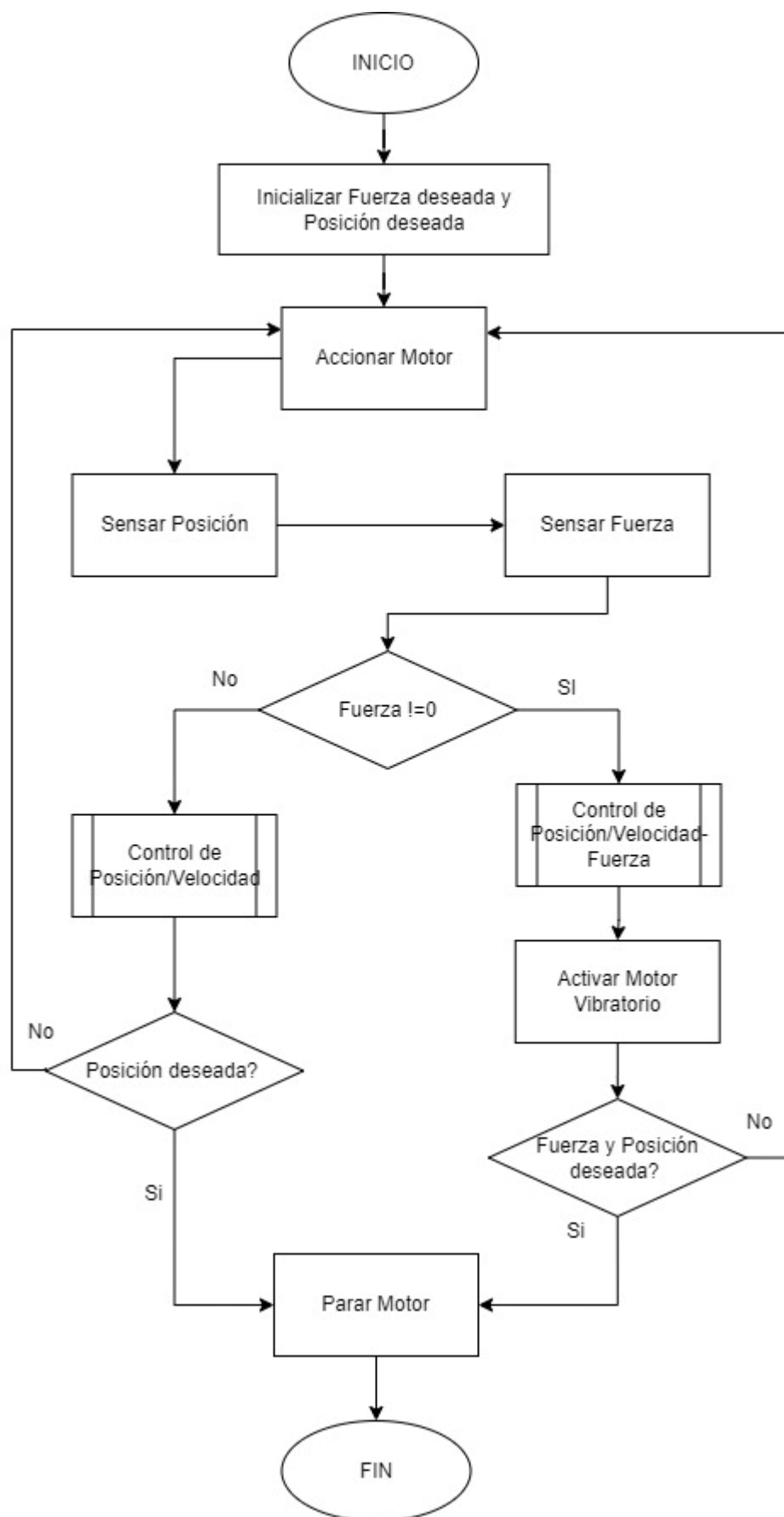


Figura 3.9. Diagrama de flujo algoritmo de cierre

3.3.3 Algoritmo de apertura

Para la apertura del brazo se realiza la inicialización de la posición deseada y el cambio de giro del motor para poder regresar la mano a la posición “Home” y el accionamiento del motor se realiza mediante un control de posición/velocidad. El diagrama de flujo del algoritmo de cierre se muestra en la Figura 3.10.

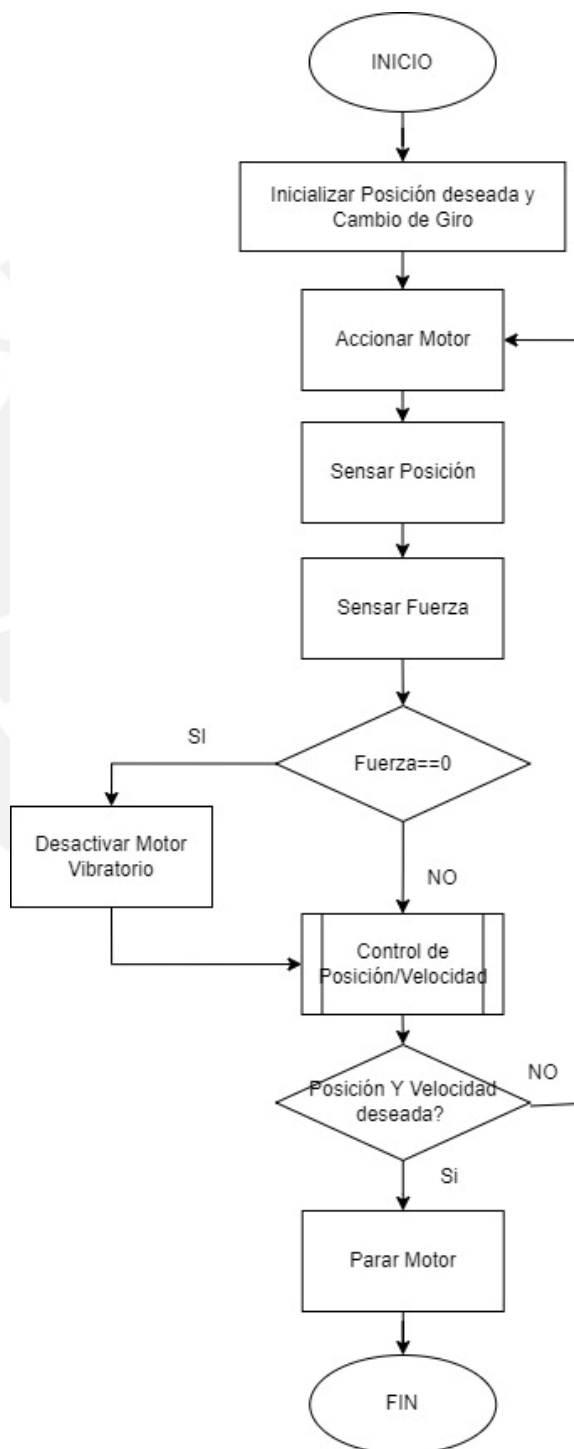


Figura 3.10. Diagrama de flujo algoritmo de apertura

3.3.4 Algoritmo de control de posición

Este algoritmo tiene como entrada la posición deseada del sistema, en este caso esta será la posición final para que la prótesis se abra o cierre. Mediante la lectura del sensor se obtiene la posición actual que se compara para hallar el error. Luego el error ingresa al controlador PD, para atenuar el error al ingresar al sistema, por ende, se acciona el motor hasta que el error sea 0.

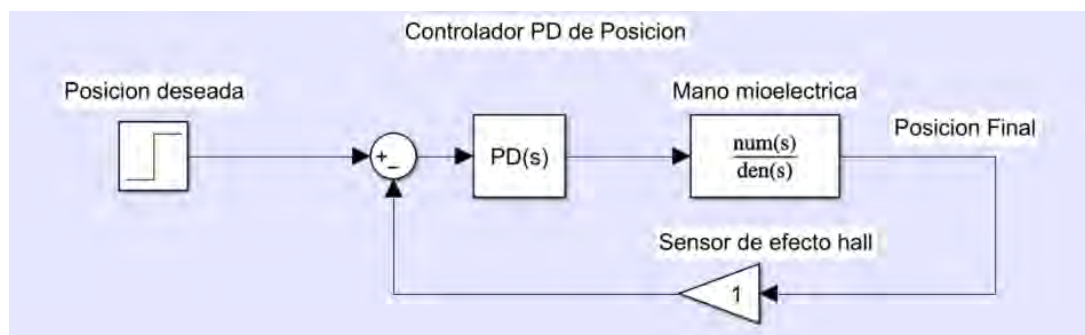


Figura 3.11. Lazo de control de Posición

3.3.5 Algoritmo de control de posición -fuerza

El algoritmo híbrido tiene como entrada la fuerza y la posición deseadas, consta de un lazo externo de control de fuerza y un lazo interno de control de posición PD descrito anteriormente. En el lazo externo es necesario colocar la posición y la fuerza deseadas para así cuando se detecte un objeto este siga una trayectoria deseada en el lazo interno y llevarlo a esa posición donde ejerza la fuerza requerida. La función envía a la salida la posición deseada como *Setpoint* hasta que haya un cambio en la fuerza, si hay cambio este modifica proporcionalmente esta posición para que haga la presión requerida con la fuerza deseada.

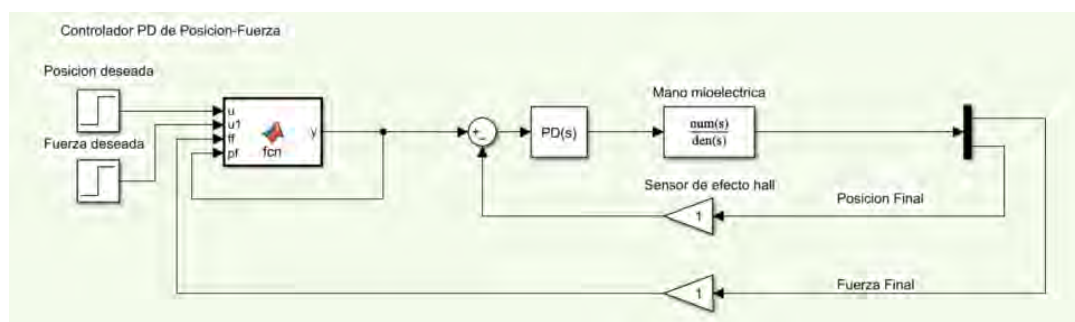


Figura 3.12. Lazo de control de Posición-fuerza

3.3.6 Cálculo de la retroalimentación háptica

Para la retroalimentación háptica se tiene que la máxima frecuencia de vibración del motor vibrador es de 183.33 kHz por lo tanto a medida que aumente la presión o fuerza se le irá incrementando la intensidad de este. Como la resolución del sensor de Fuerza es lineal la ecuación que determinara el cambio de intensidad es la siguiente:

$$\text{Vibracion (Hz)} = 183.33 * 10^{-3} * \text{Fuerza(g)} \quad (1)$$

3.4 Diseño del sistema electrónico

En esta sección se realizará el diseño del sistema electrónico, se describirá el esquemático de las conexiones de la unidad de control con sus periféricos para la interacción e interconexión del sistema de control de la prótesis transhumeral, se presentará el diseño y distribución de componentes en una tarjeta electrónica de acuerdo con los requerimientos de diseño.

3.4.1 Esquemas de conexión

Las distintas conexiones de la unidad de control con los periféricos se describirán en esta sección, así como el acondicionamiento de cada uno de estos componentes para su correcta interacción. En el Anexo C se muestra los esquemáticos electrónicos.

I. Conexión del microcontrolador

Para entender mejor las conexiones con el microcontrolador se mostrará a continuación la asignación de pines del microcontrolador a cada una de las señales de entrada y de salida, por lo que la distribución se muestra en la Tabla 3.11. Teniendo en cuenta la asignación de los pines se desarrolla el esquemático de las conexiones y se muestra en la Figura 3.11.

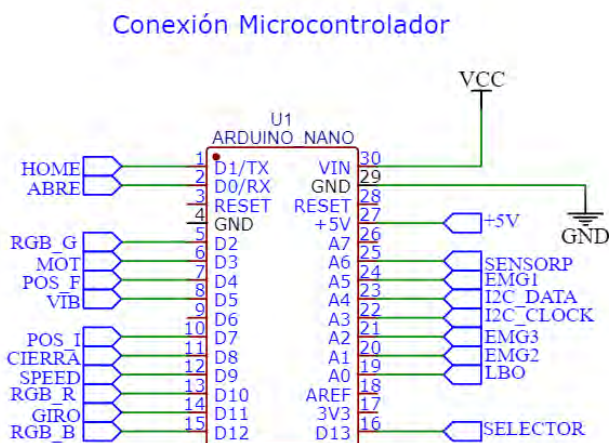


Figura 3.13. Esquema de conexiones del microcontrolador

Tabla 3.11. Disposición de pines del controlador

I/O	Dispositivo	Señal	Tipo	Puerto
Entrada	Sensor de Fuerza	Datos	Analógico	A4
Entrada	Sensor de Posición	Datos	Analógico	A6
Salida	Driver	Sentido de Giro	PWM(O)	D11
Salida	Driver	Activación del Motor	PWM(O)	D3
Entrada	Pulsador Home	Reiniciar Posición	Digital(I)	D1
Entrada	Pulsador Abre	Selector de Apertura	Digital(I)	D0
Entrada	Pulsador Cierra	Selector de Cierre	Digital(I)	D8
Entrada	Pulsador Speed	Selector de Velocidad	Digital(I)	D9
Entrada	Selector	Selector: EMG/Manual	Digital(I)	D13
Entrada	Modulo EMG	Datos	AnalógicoX3	A5, A1, A2
Salida	Vibrador Háptico	Intensidad de Interacción	PWM(O)	D5
Entrada	Modulo HT4928S	Nivel de Batería	Analógico	A0
Salida	LED RGB	Batería Baja-Rojo	Digital(O)	D10
Salida	LED RGB	Encendido-Azul	Digital(O)	D12
Salida	LED RGB	Batería Cargada-Verde	Digital(O)	D2

II. Conexión de alimentación

Como ya se mencionó en la sección anterior la alimentación se realizará mediante una batería de 3.6 V, considerando que el sistema en general funciona con 5 voltios se conectará a un módulo de carga HT4928S que nos dará esa salida e información del estado de la batería. Del mismo modo, es necesario tener otro regulador de voltaje para el motor de 6V. El esquema de conexiones de la energización y la alimentación se muestra en la Figura 3.12.

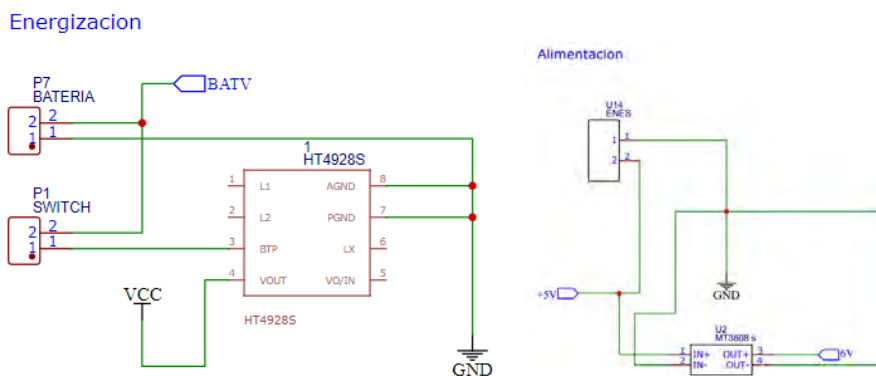


Figura 3.14. Esquema de energización y alimentación

III. Conexión del *Driver* del Motor

El *driver* del motor necesita su propia alimentación de operación de 5V y la alimentación de potencia de 6v para el motor. Las señales de movimiento del motor y del sentido de giro son necesarias para poder controlar el motor. El esquema de conexiones del *driver* con el motor se muestra en la Figura 3.13.

Conexión Driver del Motor

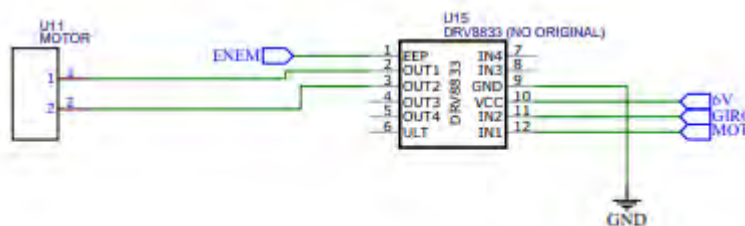


Figura 3.15. Esquema de conexión del driver del motor

IV. Conexión del motor vibratorio

El acondicionamiento del motor vibratorio para controlar la intensidad de vibración se realiza mediante un arreglo de entrada PWM y un transistor MOTFET con un diodo en paralelo al motor vibratorio como se muestra en la Figura 3.14.

Conexión Motor Vibratorio

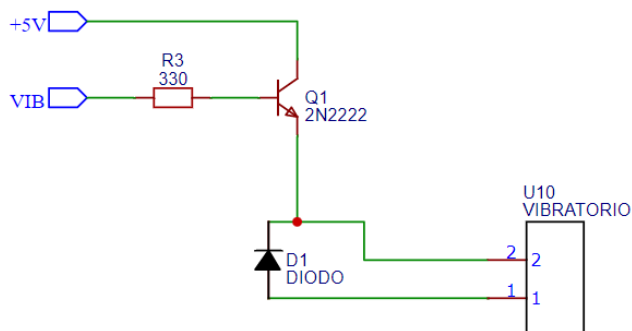


Figura 3.16. Esquema de conexión del motor vibratorio

V. Conexión del sensor de fuerza

El sensor de fuerza seleccionado se conectará con el microcontrolador a través de un puerto analógico, por lo que necesitará una resistencia conectada a tierra para la conexión. A esta configuración se le conoce como pull-down como se muestra en la Figura 3.15.

Conexión Sensor de Fuerza

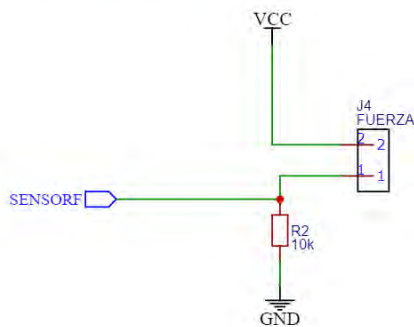


Figura 3.17. Esquema de conexión del sensor de fuerza

VI. Conexión de los sensores EMG

Los sensores de EMG y el sensor de posición estarán distribuidos fuera de la tarjeta de control, por lo que se hace necesario conectarlas con la unidad de control mediante borneras como se muestra en la Figura 3.16.

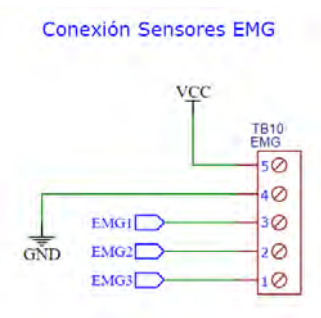


Figura 3.18. Esquema de conexión de sensores EMG y sensor de posición

VII. Conexión del sensor de posición

El sensor de Posición debe ser conectado mediante un acondicionador en pull-up para que la salida de este hacia el microcontrolador sea mediante un PWM. Este consiste en un arreglo de condensadores y resistencias, por lo que en la Figura 3.17 se muestra el arreglo y el acondicionamiento para este sensor.

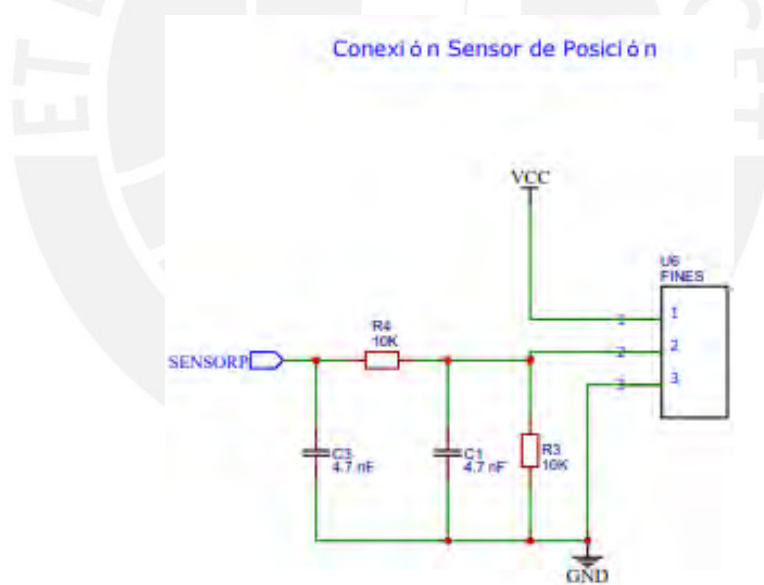
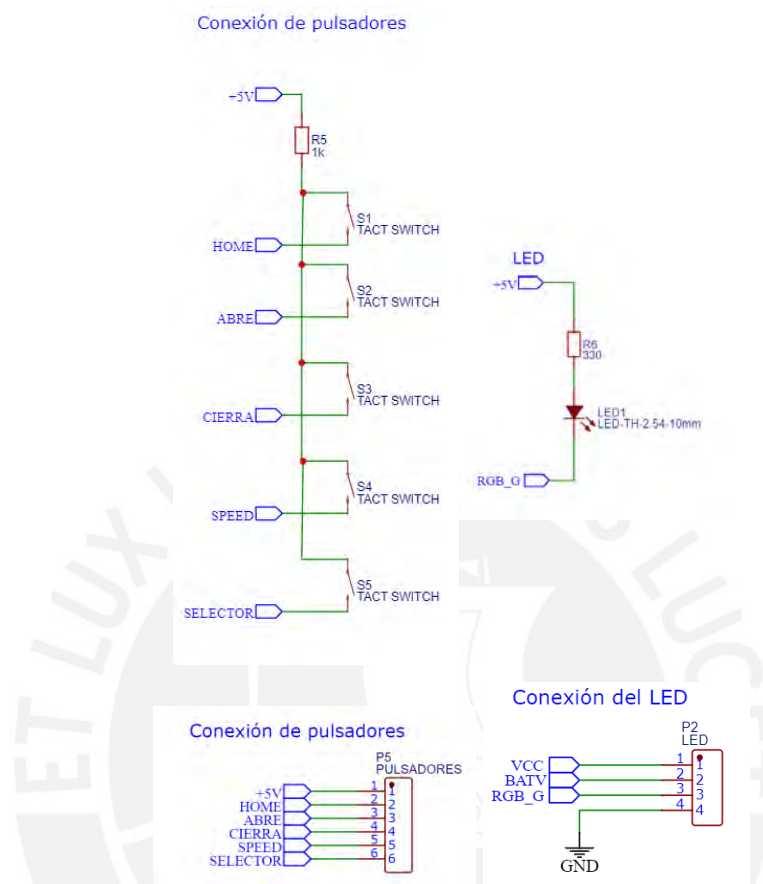


Figura 3.19. Esquema de conexión del sensor de posición.

VIII. Conexión de los pulsadores y el Led

Los pulsadores y el led se conectarán como se muestra en la Figura 3.18, será necesario contar con algunas resistencias para la conexión con la unidad de control. En este caso no será necesario utilizar condensadores en paralelo a los pulsadores ya

que mediante software se podrá reducir el ruido de operación asignando una variable de control a cada pulsador y así eliminar el efecto rebote.



3.4.2 Diseño de tarjetas electrónicas

Teniendo en cuenta el acondicionamiento de cada uno de los componentes del sistema, es necesario diseñar dos tarjetas electrónicas: una de control principal donde se encontrará tanto la unidad de control como los adaptadores de alimentación, y otra tarjeta donde se dispondrán los componentes de interacción con el usuario como pulsadores y leds.

La distribución de la planta y los mecanismos de esta ocupan todo el espacio de la mano. Ya que tenemos una prótesis transhumeral que realizará el accionamiento de codo mecánico, el antebrazo queda a disposición para poder colocar en su interior las tarjetas.

I. Tarjeta de control

Considerando los requerimientos de diseño planteados en el capítulo anterior, es necesario contar con una tarjeta de control del menor tamaño posible, como se mencionó, la tarjeta se dispondrá dentro del antebrazo por lo que se tiene en cuenta el diámetro de este. De esta manera, el diseño de esta tarjeta tiene una dimensión de 4.6 x 9.2 cm. Esta medida está dentro de las dimensiones de un antebrazo. Así mismo las pistas de la tarjeta se distribuirán en las dos caras como se muestra en la Figura 3.19 y se dispondrán de borneras para la conexión con los periféricos del sistema.

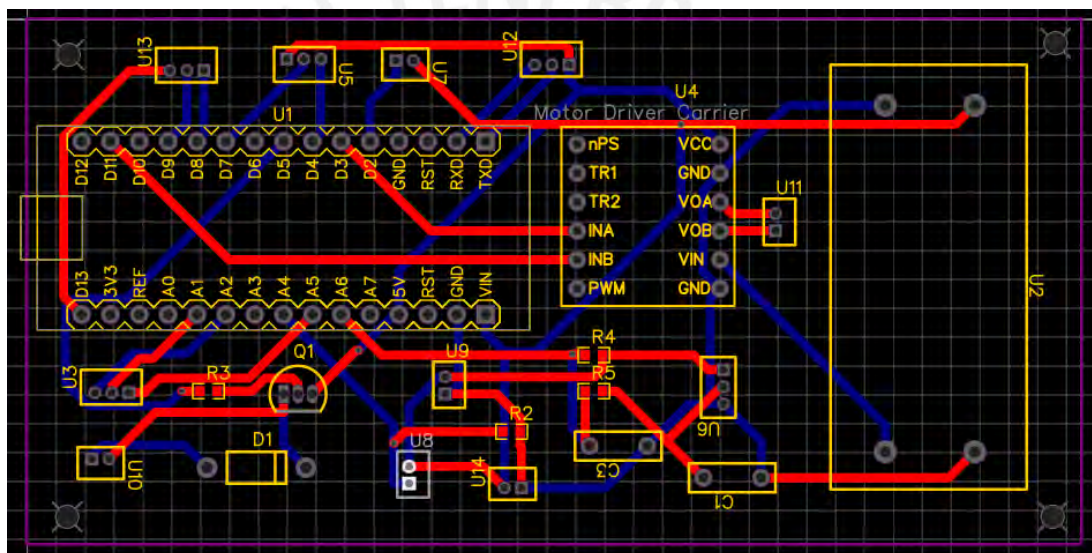


Figura 3.21. Tarjeta de control

II. Tarjeta de interacción

La tarjeta de interacción básicamente cuenta con los pulsadores e indicadores Led, pues estos componentes sirven para indicar el estado de la batería, y el control e interacción manual del usuario con la prótesis, por lo que la disposición de estos deberá ser accesible a la vista y a la manipulación con el otro brazo del usuario. Las dimensiones son de 2x6 cm y la distribución de estos componentes en la tarjeta se muestran en la Figura 3.20.

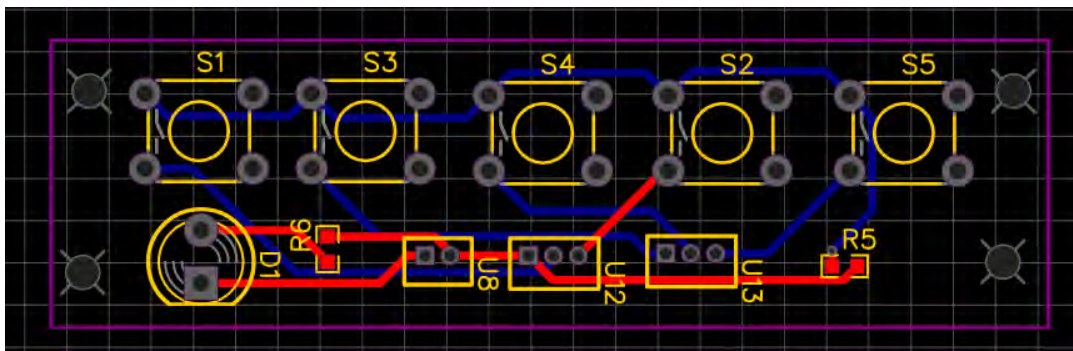


Figura 3.22. Tarjeta de interacción.

3.5 Planta a controlar

El sistema mecánico de la mano protésica a controlar es un modelo que se desarrolló en el Laboratorio de Investigación en Biomédica y Robótica Aplicada (LIBRA-PUCP). Es una estructura impresa en 3D a partir de plástico PLA. La mano protésica posee un grado de actuación el cual será accionado por un motor con reducción para darle la fuerza necesaria.

El mecanismo auto bloqueante (transmisión de movimiento del motor a los dedos y no viceversa) de este modelo cuenta con un único actuador que se encarga de realizar el movimiento de apertura y cierre de los 5 dedos de la mano mediante una transferencia de fuerza de barras. El accionamiento se realiza mediante un mecanismo de transmisión de fuerzas con una relación de transmisión total de aproximadamente 4 a 1 en el siguiente orden: tornillo sin fin corona – juego de engranajes – disco de activación – biela de activación – dedos, a excepción del pulgar que en vez de biela utiliza un cable de tensión. El mecanismo de la mano protésica se muestra en la Figura 3.21.

La planta estará instrumentada con el sensor de efecto hall en el eje del disco de activación y con un sensor FSR en la yema del dedo índice. Por lo que la posición de los dedos de la mano se inferirá a partir de la lectura de la rotación del disco de activación. La posición es directamente de los dedos es directamente proporcional al ángulo de giro del disco por el mecanismo de biela y barras de los dedos.

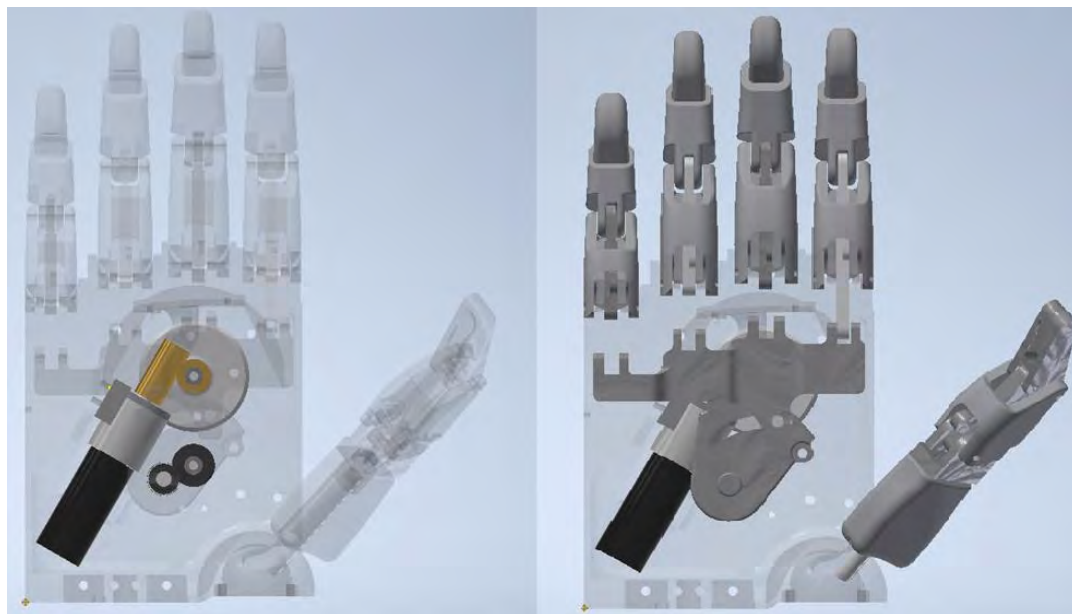


Figura 3.23. Mecanismo de transmisión de fuerza

3.5.1 Modelo de la planta

Para diseñar el controlador es necesario tener en cuenta el modelo del sistema, este modelo se obtendrá mediante identificación de la planta lo cual se desarrollará en esta sección. Esta identificación consta en probar la interacción del sistema a distintas señales de entrada, para este sistema la estrategia consta de enviar distintos valores de posición al sistema en una señal cuadrada y leer la salida que en este caso será la posición.

Dentro de este contexto es necesario tener un sistema que pueda realizar la captura de información en tiempo real, por lo que se diseña una configuración de una computadora con el software Simulink para controlar y monitorear un Arduino. El sistema envía una señal a través del Arduino a un *driver* que acciona el motor que mueve el sistema de engranajes y este mismo Arduino lee la señal de entrada del sensor de posición en tiempo real, y lo envía a la computadora para su captura. El esquema de identificación se muestra en la Figura 3.22.

Toda la información de entrada y de salida que se captura en Simulink será procesada en Matlab con la herramienta de identificación de sistemas que nos dará el modelo matemático a partir de lo capturado.

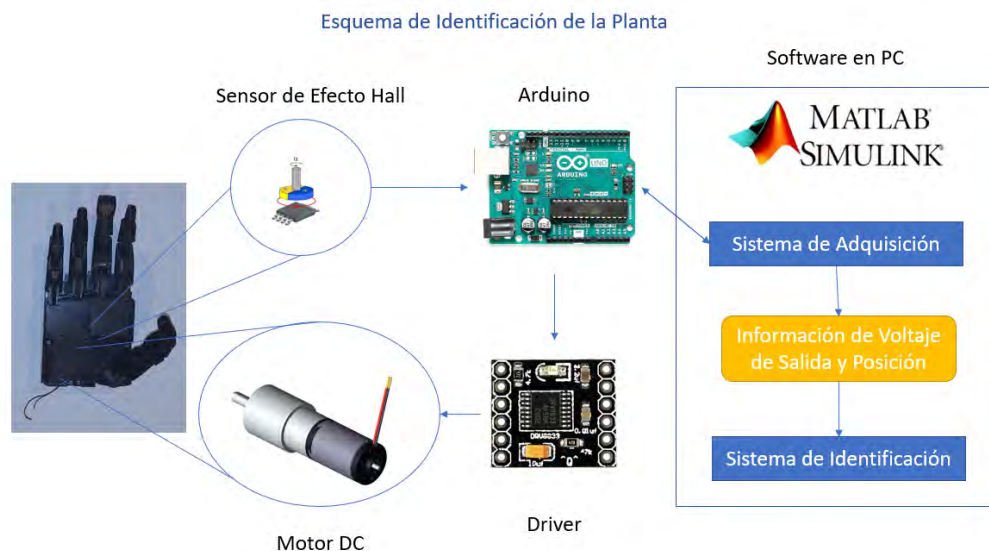


Figura 3.24. Esquema de identificación de la planta

Para observar las señales de salida del sistema de identificación se utiliza un osciloscopio. El sistema de identificación implementado se muestra en la Figura 3.23 donde se muestran los equipos de adquisición con los que se identificara el modelo de la mano mioeléctrica ya ensamblada e instrumentada.

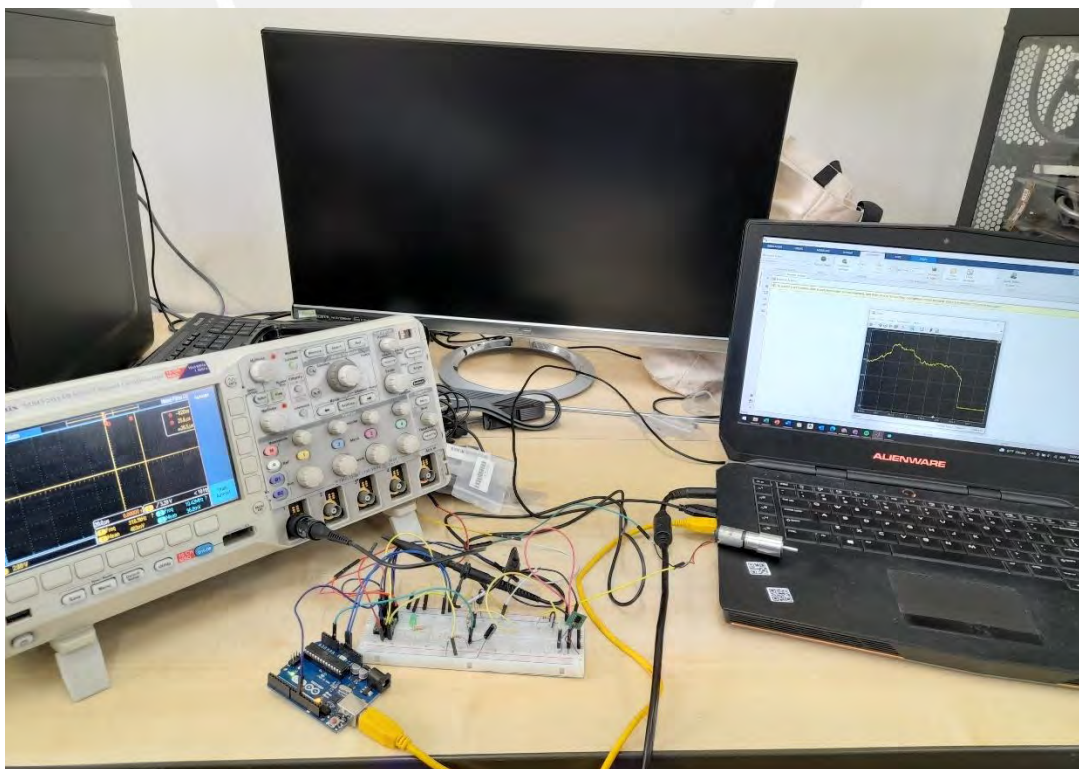


Figura 3.25. Sistema de identificación de la planta

El sistema de adquisición de datos de Simulink consiste en un esquema de bloques en el que se puede modificar los parámetros de funcionamiento del Arduino en tiempo real. Para el ensayo de identificación de la planta se configura la frecuencia de muestreo del sensor de posición a 1 kHz y la salida PWM para el control del motor a 20 kHz (frecuencia no audible). Para el control lineal del motor se necesitan dos señales PWM, una de estas será la señal de control y la otra determinará el punto de giro. En la práctica se obtuvo que el punto de giro debe ser una señal PWM a 43.13% de duty cycle en la frecuencia de salida configurada anteriormente. En el esquema se colocan visualizadoras tanto de los datos de entrada como de salida para observar y capturar los datos para su análisis. El esquema del sistema de adquisición de Simulink con las configuraciones se muestra en la Figura 3.24. En la Tabla 3.12 se muestran los parámetros de configuración para la identificación de la planta.

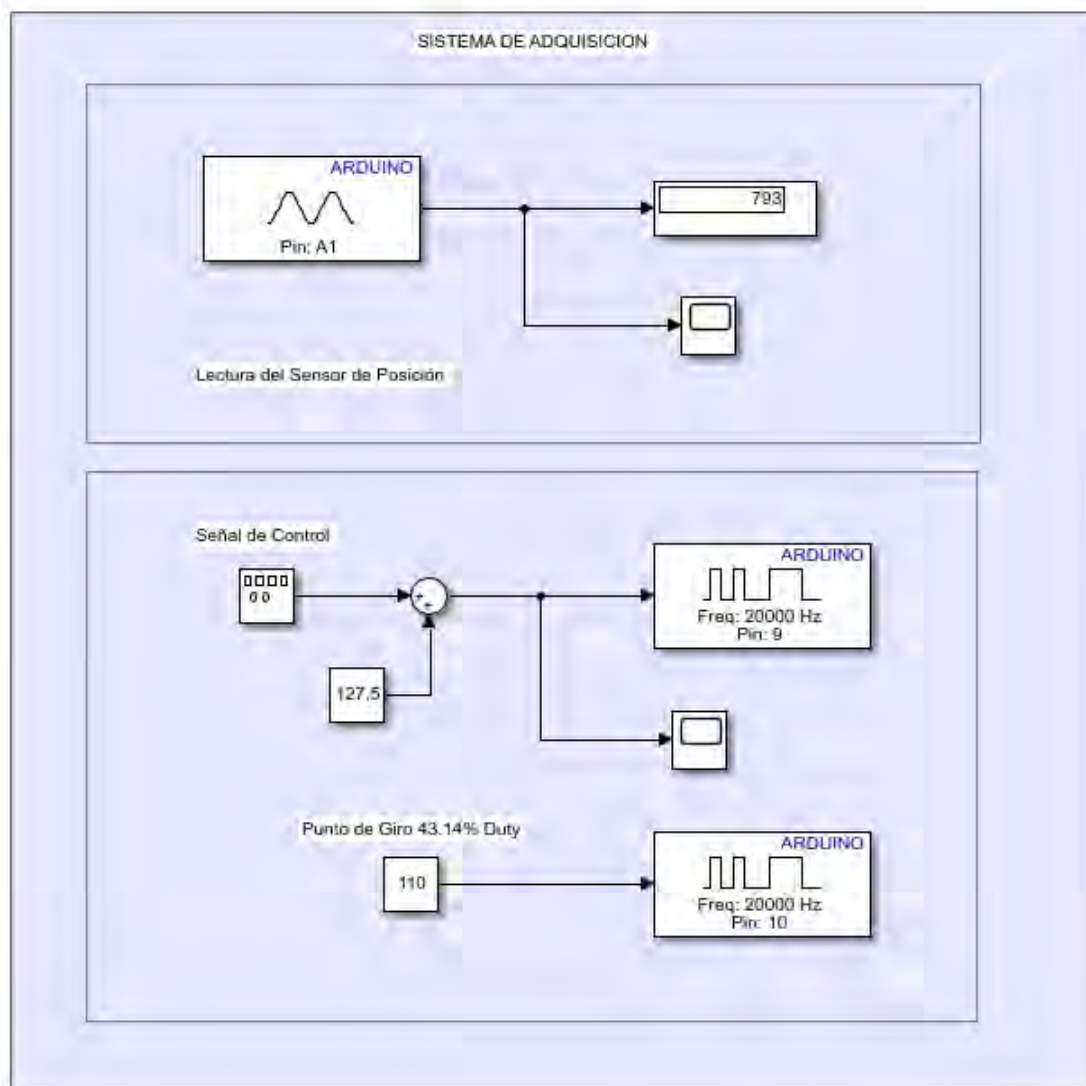


Figura 3.26. Sistema de adquisición

Tabla 3.12. Parámetros para la identificación de la planta

Parámetro	Cantidad	Unidad
Frecuencia de Muestreo	1000	Hz
Salidas PWM	20000	Hz
Punto de Giro PWM	43.13%	Duty cycle
Control de Motor PWM	Variable	Duty cycle

La señal de entrada del sistema para el ensayo de identificación de la planta será una señal cuadrada que ira de 0 a 100% de duty cycle en la escala 0 a 255 a una frecuencia de 1 rad/s. En la Figura 3.25 se muestra la señal cuadrada de entrada del sistema.

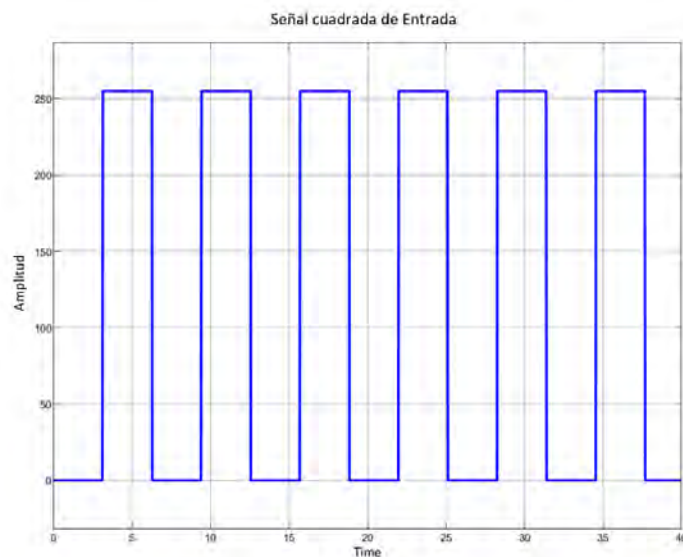


Figura 3.27. Señal cuadrada a 1 rad/s

El sistema de adquisición una vez ejecutado toma datos de la posición del sistema a la frecuencia de muestreo descrita anteriormente. Se observa en la Figura 3.26 la señal de salida del sistema luego de tomar muestras por 40 segundos.

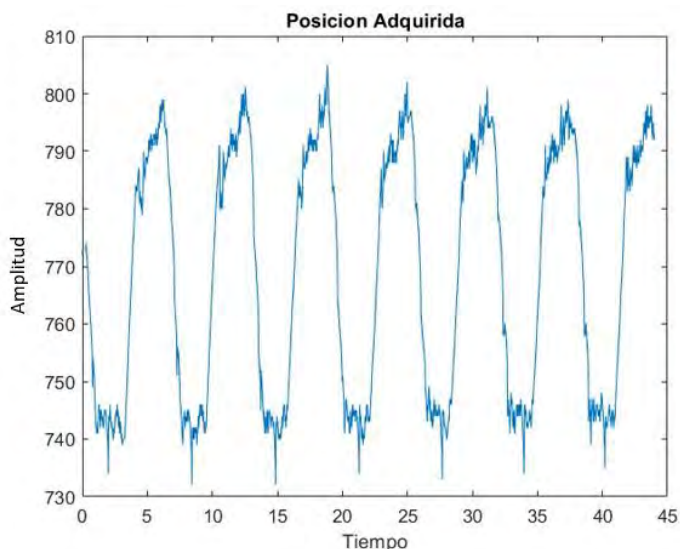


Figura 3.28. Señal de posición adquirida

El sistema de Identificación consiste en utilizar la herramienta “Ident” de Matlab y conseguir un modelo que se comporte como nuestro sistema para diseñar el controlador. Es necesario primero cargar los datos obtenidos en el sistema de adquisición a la herramienta, posteriormente hacer un preprocesamiento de estos datos para que pueda centrar los datos de entrada y salida en 0. En el preprocesamiento se obtiene dos señales, una para identificar el modelo y otra para comprobar el funcionamiento de este. La ventana del “Ident” que se obtuvo se muestra en la Figura 3.27.

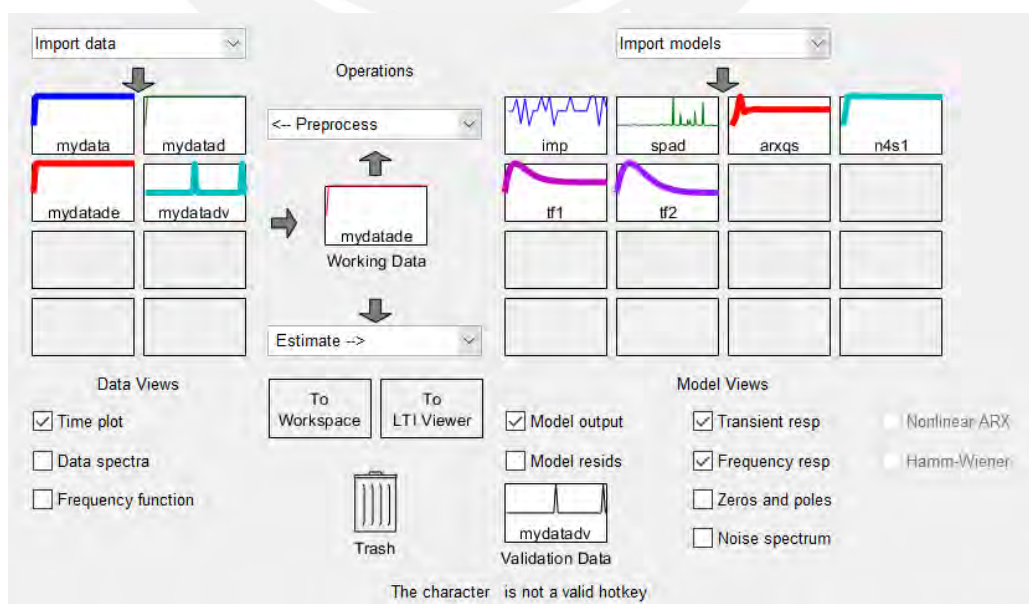


Figura 3.29. Ventana de configuración de la herramienta Ident

El modelo que se quiere debe tener un ajuste a los datos de estimación de mínimo 80%. En la Figura 3.28 se muestran el comportamiento de 4 modelos distintos, específicamente se muestra su comportamiento en frecuencia (BODE), su respuesta al escalón unitario y la salida obtenida con la entrada de comprobación.

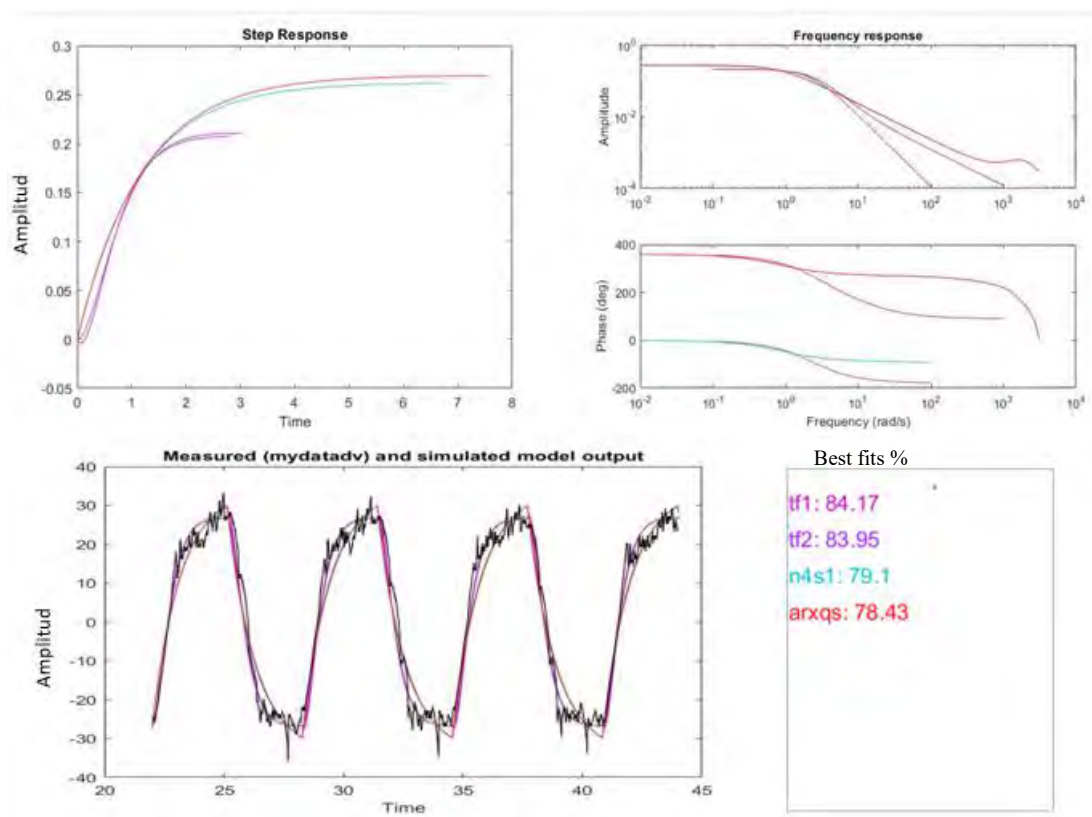


Figura 3.30. Comparación de 4 modelos distintos

Como se observa los modelos estiman de una manera correcta la planta, pero los que se aproximan de mejor manera al comportamiento del sistema son el “tf1” y “tf2”. Analizando estos dos modelos se elige el modelo “tf2”, debido a que el modelo “tf1” tiene un subamortiguamiento en la parte inferior de la respuesta al escalón y esto no es conveniente en el diseño de un controlador. En la Figura 3.29 se muestra la respuesta al escalón de los dos modelos visto en el “LTI Viewer”.

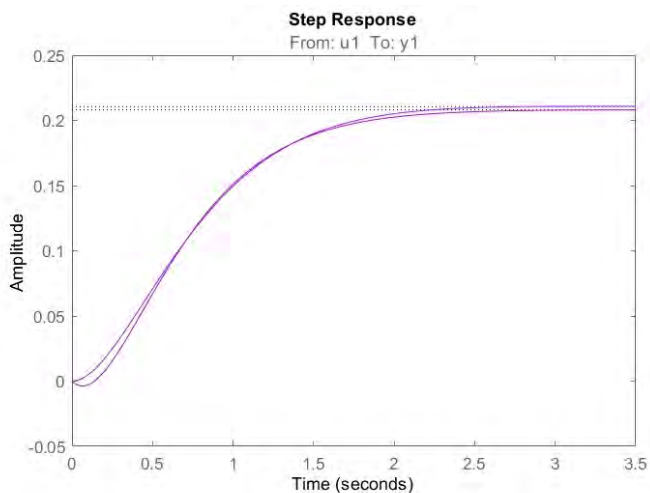


Figura 3.31. Comparación de la respuesta al escalón entre “tf1” y “tf2”

El modelo seleccionado “tf2” es de segundo orden y su ajuste de estimación es de 83.44%. En la figura 3.30 se muestra el comportamiento del modelo en frecuencia (BODE), su respuesta al escalón unitario y la salida obtenida con la entrada de comprobación. La función de transferencia del modelo es la siguiente:

$$\frac{1.123}{s^2 + 4.203 * s + 5.331} \tag{2}$$

Donde “s” es la variable en frecuencia.

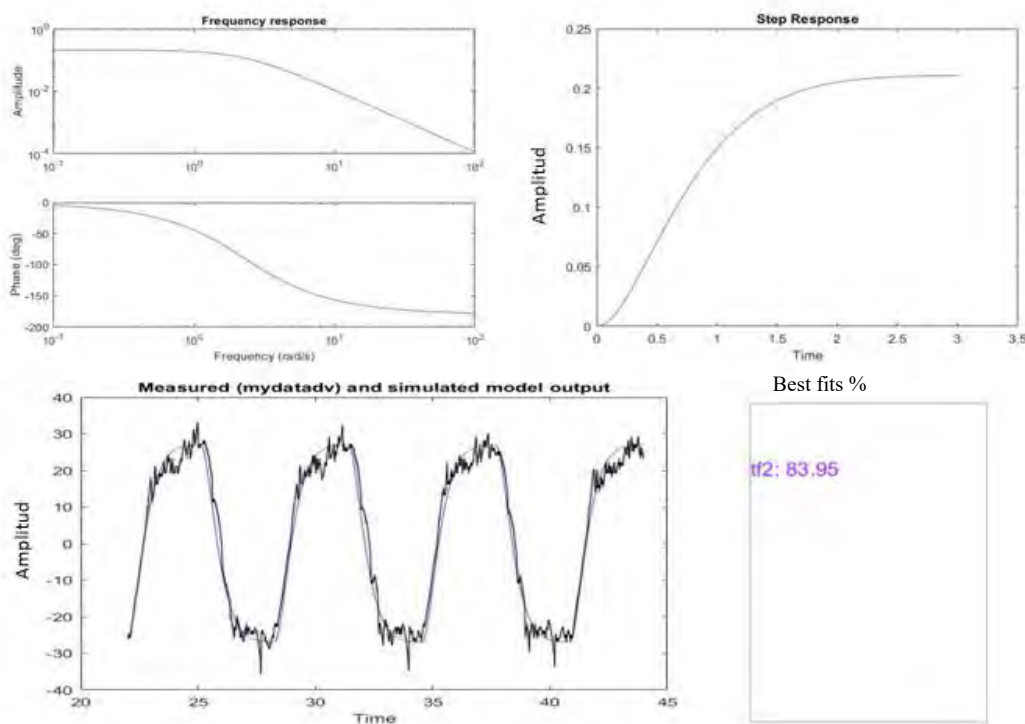


Figura 3.32. Comportamiento del modelo “tf2”

El sistema obtenido es estable, debido a que tiene dos polos en el semiplano izquierdo estos se muestran ploteados en la Figura 3.31 con los siguientes valores:

$$p1=-2.1015+0.9564i$$

$$p2=-2.1015-0.9564i$$

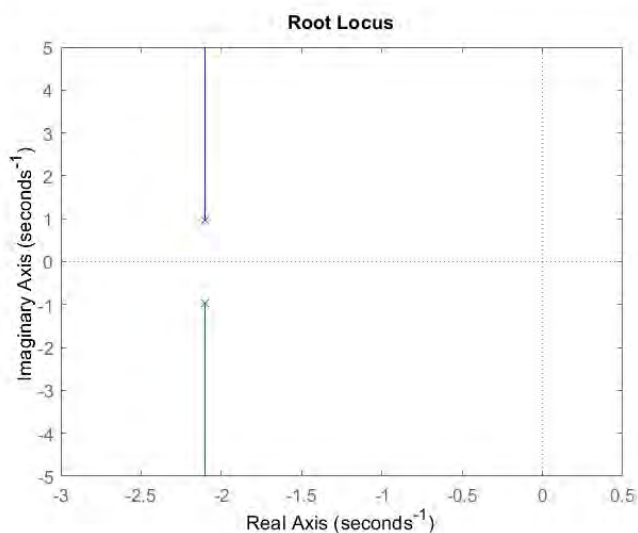


Figura 3.33. Polos del modelo " tf2 "

El sistema es subamortiguado debido a que sus polos son complejos conjugados, este comportamiento se puede observar de mejor manera en su respuesta al escalón que se muestra en la Figura 3.32.

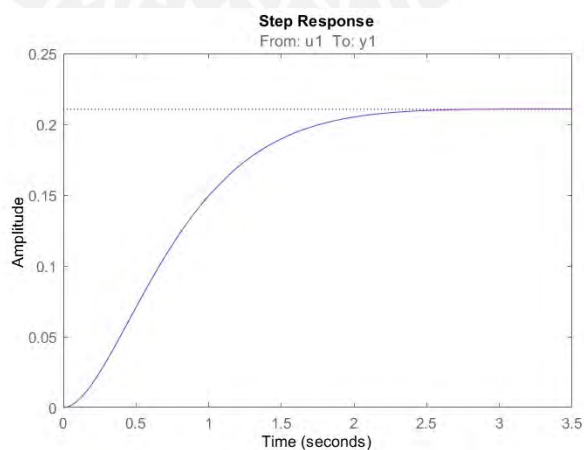


Figura 3.34. Respuesta al escalón del modelo " tf1 "

3.6 Diseño del controlador

Una vez obtenido el modelo del sistema es necesario diseñar los controladores en lazo cerrado realicen las funciones deseadas. Se deben diseñar dos controladores para dos variables: el control posición para el movimiento de la prótesis, y el control de fuerza para la interacción con objetos. Por ello, en esta sección se hallarán los parámetros de control para el correcto funcionamiento de la prótesis.

3.6.1 Control de posición

La planta está estimada con una entrada de posición por lo que el control de este se hace directamente, en este caso se desarrolla un controlador PD de posición debido a que el sistema mecánico es auto bloqueante como se mencionó anteriormente y no necesita de una corrección de error integral adicional que demora el control. En la Figura 3.33 se muestra el lazo cerrado de control.

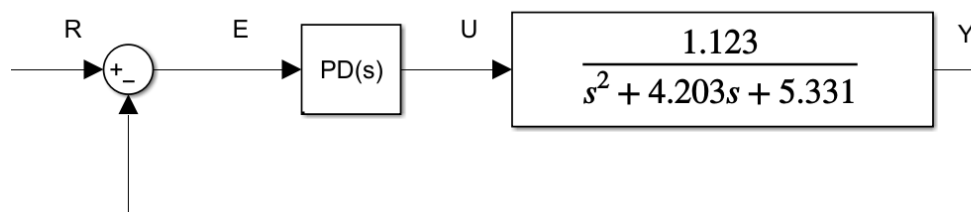


Figura 3.35. Lazo cerrado de control de posición

Para obtener los parámetros se determina cual es la respuesta que queremos obtener del sistema controlado. En este caso queremos un sistema con un máximo sobre impulso del 1% para que no haya algún fallo mecánico y un tiempo de establecimiento menor de 0.15 segundos para asimilar la velocidad de apertura y cierre de la mano, y no forzar el mecanismo de accionamiento mecánico. Esto quiere decir que la planta controlada necesita una frecuencia natural de -21 y un factor de amortiguamiento de 0.6901. A partir de esto se halla las ganancias proporcionales y derivativas con las siguientes ecuaciones:

(3)

(4)

$$2 \zeta \omega_n = 4.203 + 1.123 kd \quad (2)$$

$$\omega_n^2 = 5.331 + 1.123 kp$$

Donde: ζ : Factor de Amortiguamiento = 0.6901

ω_n : Frecuencia Natural = 21

kd : Ganancia Derivativa

kp : Ganancia Proporcional

Remplazando los valores descritos anteriormente se obtiene que la ganancia proporcional del controlador PD es de 387.951 y la ganancia derivativa es de 22.067. Para comprobar el funcionamiento del controlador con los valores de control obtenidos se realiza simulaciones de la planta. En la Figura 3.34 se muestra los resultados de la simulación de la respuesta al escalón del sistema controlado. El controlador PD quedaría de la siguiente manera:

$$G_c = kp + kd * s \quad (5)$$

Donde G_c es la función de transferencia del controlador, $kp=387.951$
y $kd=22.067$.

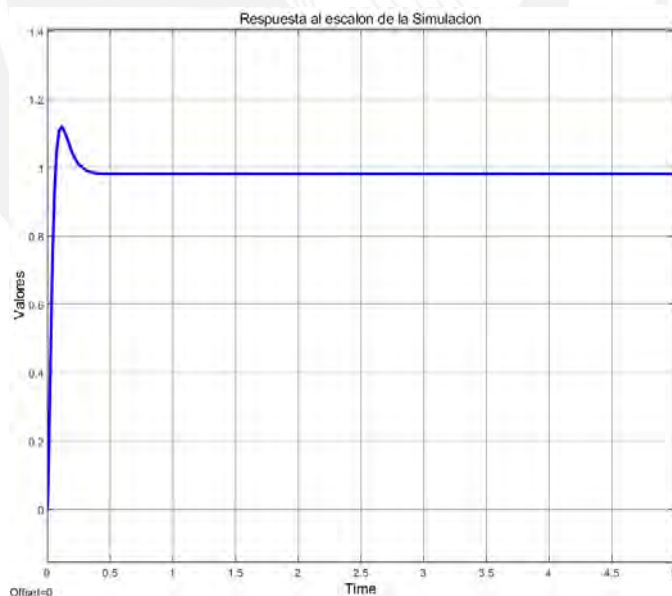


Figura 3.36. Respuesta al escalón del control de posición

Como se observa en la Figura 3.34 el controlador cumple con los parámetros de estipulados en el diseño de este y a su vez el error en estado estacionario es 0.

3.6.2 Control de posición-fuerza

Este control tendrá dos lazos, uno interno de posición, que se mencionó en el apartado anterior y otro externo de fuerza. Los *setpoints* de posición se mantendrán constantes tanto para la apertura y para el cierre a menos que el sensor de fuerza detecte alguna interacción. El lazo externo de control de fuerza será el que modifique de manera lineal el *setpoint* del control de posición hasta llegar al valor de presión deseado. El *setpoint* de fuerza será la fuerza de presión que se desea ejercer hacia un objeto. En la Figura 3.35 se muestra el lazo de control de posición-fuerza.

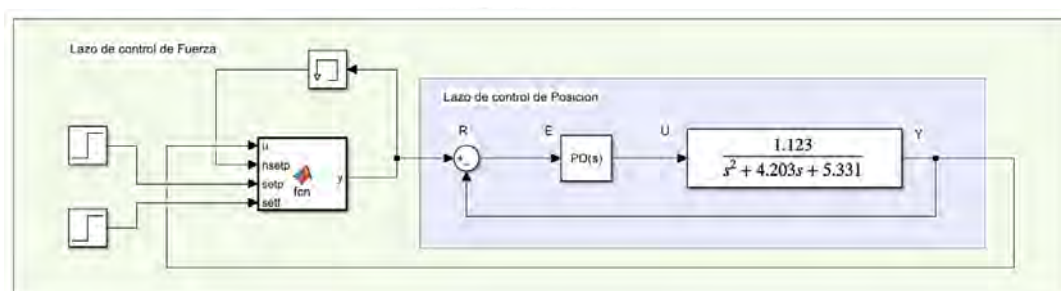


Figura 3.37. Lazo de control posición-fuerza.

3.7 Implementación del sistema eléctrico y de control

En esta sección se muestra las tarjetas electrónicas impresas en fibra de vidrio soldadas y se presentaran las conexiones eléctricas del sistema.

3.7.1 Tarjetas soldadas

Las tarjetas electrónicas se soldaron con estaño mediante la técnica de soldadura blanda con un cautín de 60W de potencia. De esta manera los resultados se muestran a continuación.

La tarjeta de interacción soldada se muestra en la Figura 3.36. Como se desarrollaron las placas con doble cara se puede ver la cara posterior e interior soldadas de acuerdo con las conexiones de diseño.

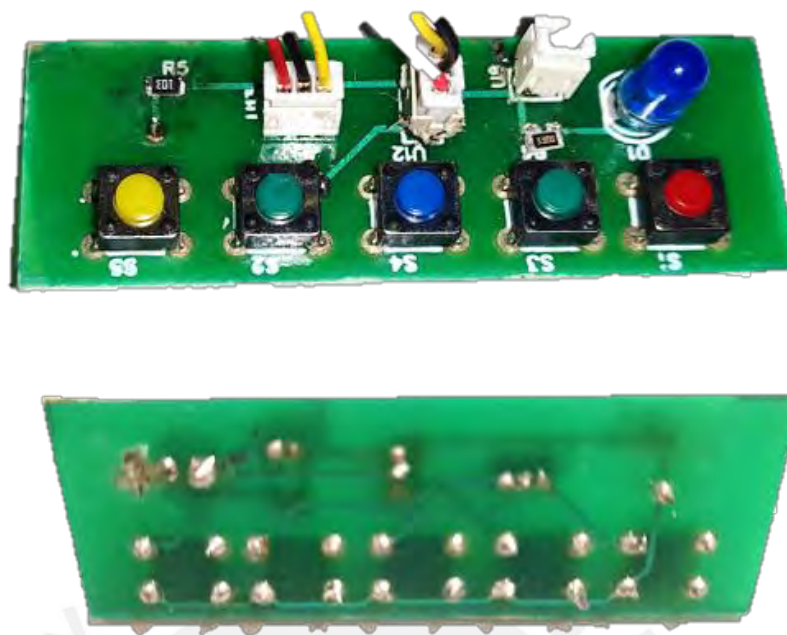


Figura 3.38. Tarjeta de interacción soldada.

La tarjeta de control del sistema se muestra en la Figura 3.37. En esta tarjeta de control se utilizó una técnica de soldado extra, la de plata dura, que en este caso consiste en utilizar una estación de soldado para derretir el parche de la soldadura en pasta y se una el componente electrónico con los pines de la placa.

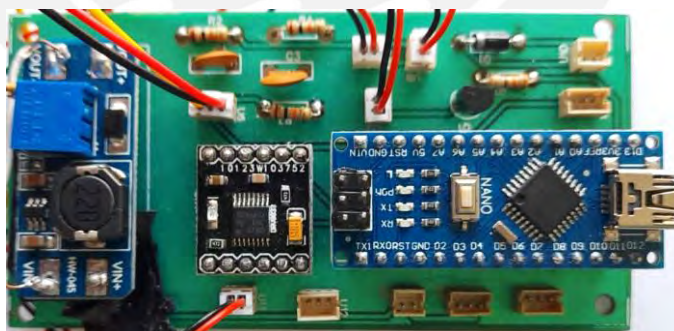


Figura 3.39. Tarjeta de control soldada

CAPÍTULO 4

DISEÑO DEL SISTEMA MECÁNICO

En el presente capítulo se desarrollará el acondicionamiento del sistema mecánico basado en el modelo del PUCP-ARM, se diseñará el módulo contenedor del sistema electrónico y se mostrará la implementación del sistema mecánico.

4.1 Acondicionamiento del sistema mecánico

En esta sección se desarrollará el acondicionamiento del PUCP-ARM para poder integrar en este modelo los sensores y actuadores necesarios para su manipulación.

4.1.1 Modificación de los elementos mecánicos

Se realizaron modificaciones de los elementos mecánicos para mantener las mismas condiciones de interacción con el cambio de algunas piezas que se tienen en el mercado nacional.

I. Cambio de engranaje

Se realizó cambio del engranaje de transmisión de la corona de un 42T a un 46T por la no disponibilidad en el mercado, por lo que esto modifica la distancia entre los centros del sistema de transmisión de fuerza, la nueva configuración se muestra en la Figura 4.1.

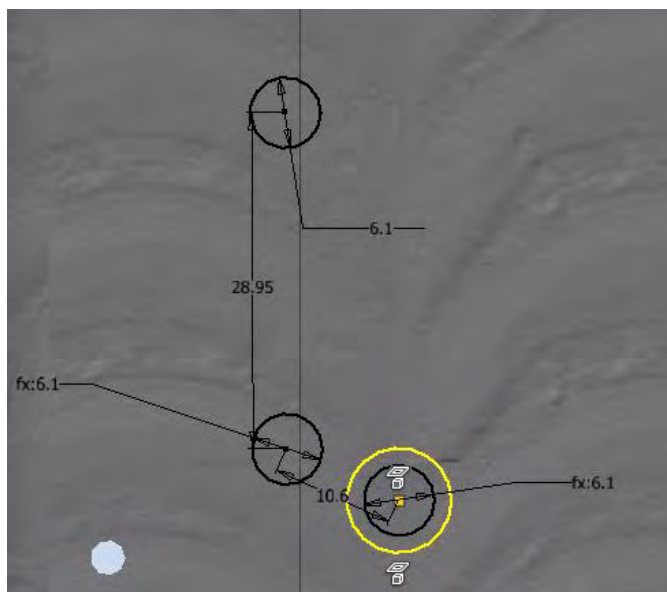


Figura 4.1. Distancia entre centros

Asimismo, se tiene que realizar la adaptación del interior de la palma para que el nuevo engranaje, como es más grande, se pueda colocar dentro de la mano protésica. Esta adaptación se muestra en la Figura 4.2 con una extrusión con hendidura de un tamaño mayor al del engranaje, asegurando así una suficiente holgura para que no haya contacto de fricción.



Figura 4.2. Adaptación de la palma, En el círculo rojo se observa las modificaciones de la palma para el ensamble del engranaje 46T

Para que el engranaje pueda compactarse con el eje necesita un acople que pueda sostener el mismo y lo sujete, de esta manera en la Figura 4.3 se muestra el modelo del acople con las distancias de los tornillos de acople necesario para poder sostener el nuevo engranaje 46T y que encaje de manera exacta con el modelo de engranaje.

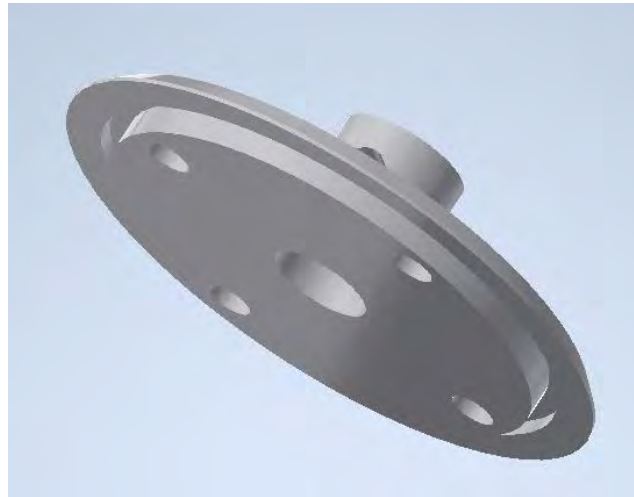


Figura 4.3. Acople del engranaje

II. Cambio de ejes del disco de activación

Debido a que el disco de activación ahora tiene una hendidura, se tendrá que reducir la extrusión del elemento final del eje para que se pueda acoplar correctamente con el disco y el engranaje de 9Ty copa exactamente con la hendidura para el imán de neodimio. Del mismo modo se modifica el eje del engranaje de 11T debido a que la orientación de todo el sistema de transmisión se hará 2mm más bajo. Así mismo, se modifica el eje del engranaje de 46T, ya que este cuenta con una hendidura en el medio de 5mm por lo que se reduce también las chavetas para la sujeción. En la Figura 4.4 se muestra este eje modificado.

Modificación de ejes del sistema de transmisión de mecanizo



Figura 4.4. Modificación de ejes del sistema de transmisión mecánico

4.1.2 Modificaciones para la instrumentación

Para poder implementar los instrumentos en la mano se tuvieron que realizar algunas modificaciones mecánicas del modelo de la mano por lo que se tiene:

I. Posicionamiento del imán de neodimio

El imán de neodimio se posicionará en el medio del disco de activación para que se pueda medir el ángulo en el que se encuentra y así determinar la posición de agarre de los dedos de la mano. Se realiza una extrusión con hendidura en forma de anillo, considerando el tamaño del imán de 6 mm de diámetro externo, 3 mm de diámetro interno y 1 mm de grosor. La extrusión se coloca a la altura del eje de movimiento del disco. Esta configuración se muestra en la Figura 4.5.



Figura 4.5. Disco de activación, En el círculo rojo se muestra las modificaciones del disco de activación para el ensamble del imán de neodimio

II. Posicionamiento del sensor de efecto hall

El sensor de efecto *hall* se posicionará justo al frente del imán de neodimio, pues detectará de manera directa la posición del imán que interpretará como la posición del agarre de la mano. Estará ubicada en la tapa izquierda de la palma de la mano a una distancia aproximada de 3 mm del disco de activación en el acople. La tapa

tendrá una hendidura cuadrada del tamaño del sensor en la parte que se acopla al disco de activación modificada y se muestra en la Figura 4.6.

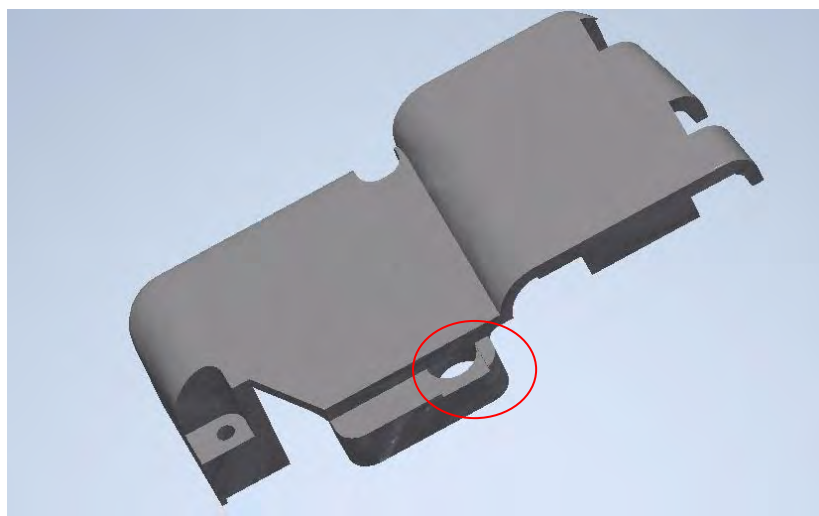


Figura 4.6. Tapa izquierda de la palma, En el círculo rojo se observa las modificaciones de la tapa de la palma para el ensamble del sensor de efecto Hall

III. Posicionamiento del sensor de fuerza

El sensor de Fuerza se colocará en el dedo medio de la mano protésica, debido a que de esta forma se asegurará que haya medición en la interacción con cualquier objeto siendo esta sujeta por una goma. Para que el sensor quepa en el dedo se le hace dos extrusiones con hendidura una en la yema con las dimensiones del sensor y otra en la parte posterior para la conexión con el sistema de control. Esta adaptación se muestra en la Figura 4.7.

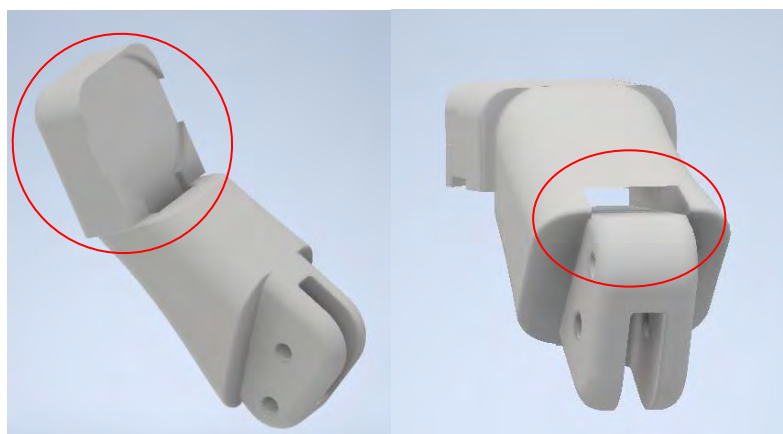


Figura 4.7. Falange medio distal del dedo medio, En el círculo rojo se observa las modificaciones de la falange medio distal del dedo medio para el ensamble del sensor FSR

4.2 Diseño del módulo contenedor del sistema electrónico

El sistema eléctrico y electrónico se implementará en el antebrazo de esta manera se realizaron las modificaciones de extrusiones con hendiduras necesarias para poder colocar cada uno de los componentes dentro y fuera del antebrazo que será el módulo contenedor. Se aseguró que el antebrazo se mantenga estético y se pueda adjuntar con el brazo completo del PUCP-ARM. En la Figura 4.8 se muestra la vista exterior del antebrazo modelado. En la Figura 4.9 se muestra la vista interior del antebrazo modelado.

Diseño del Modulo Contenedor del Sistema Electrónico

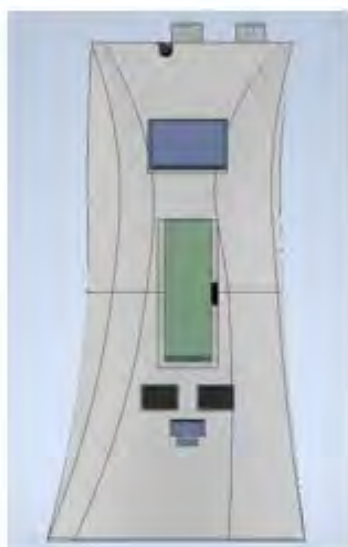


Figura 4.8. Vista exterior del antebrazo

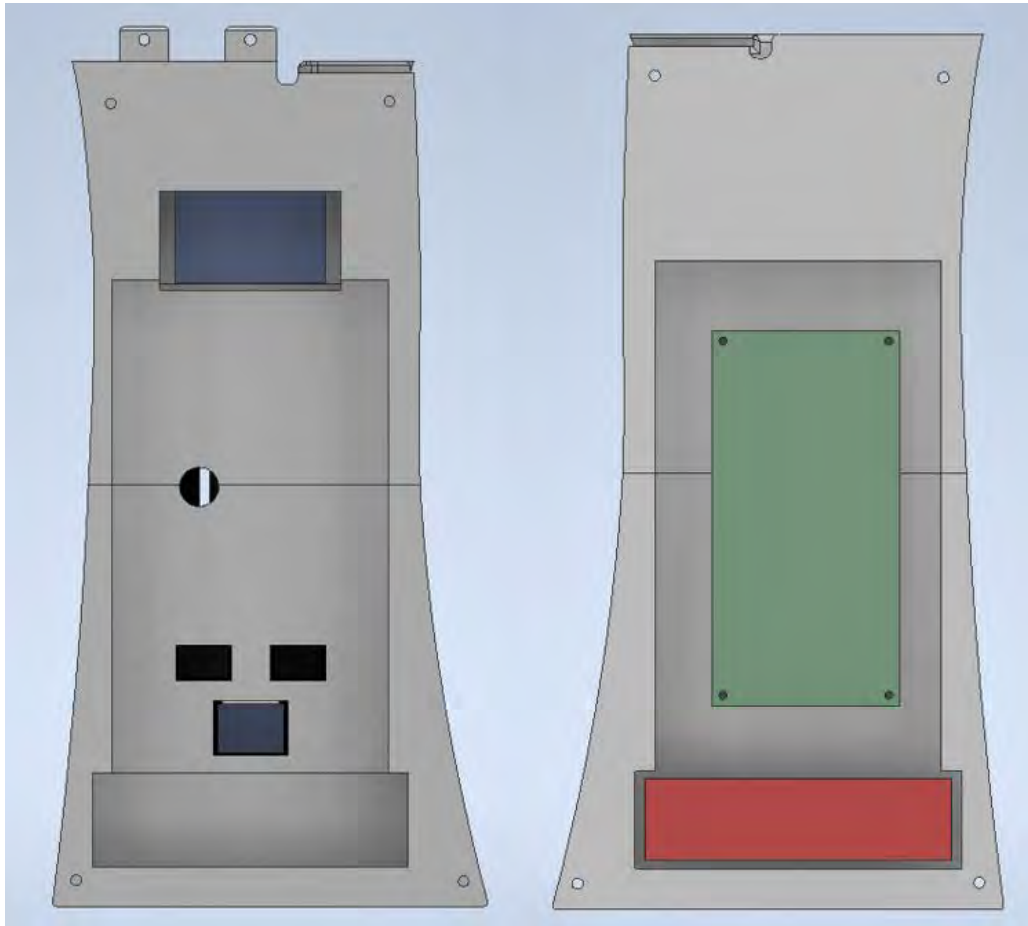


Figura 4.9. Vista interior del antebrazo

4.3 Implementación del sistema mecánico

La implementación del sistema mecánico se desarrolla en dos partes, primero consiste en la impresión 3D de los elementos de la mano PUCP-ARM y luego la sujeción del sistema y el acople.

4.3.1 Impresión 3D de las piezas

El uso de la impresión 3D para la prótesis transhumeral abarata los costos de producción y la hace más ligera, lo cual mejora la interacción con los usuarios, de esta manera el chasis general de la prótesis se imprimirá.

Para la impresión de las piezas de la prótesis transhumeral se usó impresoras de la marca PRUSA. Específicamente se utilizó la impresora Original Prusa i3 MK3S+ para piezas grandes y el Original Prusa MINI+ para piezas pequeñas, estas dos impresoras se usaron con la configuración de boquilla de 0.4 mm y con los parámetros de impresión que aseguran el correcto funcionamiento mecánico del sistema. Estos parámetros se muestran en la Tabla 4.1.

Tabla 4.1. Parámetros de impresión 3D

Altura de capa	0.15 mm
Velocidad de Impresión	50 mm/s
Perímetros	2
Relleno	20-70%

I. Impresión de la mano

Se imprimen las piezas de la mano en impresión 3D mediante el uso de filamentos de ESUN-PLA, las piezas imprimidas son las que forman parte de la carcasa de la mano protésica siendo estas la palma de la mano y los dedos. Las piezas impresas se muestran en la Figura 4.10. El relleno para la impresión de las piezas de la mano será de 30% para asegurar su dureza.



Figura 4.10. Mano protésica impresa

II. Impresión del antebrazo

Las piezas que conforman el antebrazo se imprimen con un relleno del 20% y también utilizando ESUN-PLA, debido a que es la pieza de mayor volumen que mantiene su rigidez. En la Figura 4.11 se muestra el antebrazo impreso en 3D.



Figura 4.11. Vista posterior (IZQ) y anterior (DER) de las partes del antebrazo fabricado.

4.3.2 Acople y fijación

Primero se acoplan todas las piezas pequeñas principalmente los dedos, la biela y los elementos de barra para el movimiento mecánico con ejes de 1mm pegados en los extremos, de esta manera se sujetan los dedos en la palma de la mano.

Los mecanismos de fijación como tornillos y tuercas de la mano protésica se acoplan en el chasis de la palma de la mano. De este modo primero se fijan los engranajes a los ejes mediante el uso de tornillos sin cabeza roscada, después se colocan los rodamientos al final de cada uno de los ejes y se insertan en la mano protésica. Del mismo modo se fija el disco de activación al eje del engranaje 9T y la pieza de sujeción superior del eje de 46T. Posteriormente se coloca la biela en las barras de

los dedos y las tapas superiores de la palma de la mano. En la imagen 4.12 se muestra la mano protésica acoplada y el interior del sistema de transmisión de fuerzas.



Figura 4.12. Mano protésica acoplada y sistema de transmisión de fuerza

CAPÍTULO 5

EXPERIMENTACIÓN Y VALIDACIÓN

En el presente capítulo se desarrollará el acondicionamiento del sistema de control y su configuración, la instrumentación de la prótesis transhumeral, y las pruebas del sistema integrado.

5.1 Pruebas de acondicionamiento

Antes de implementar el sistema y realizar el sistema es necesario comprobar el funcionamiento de los dispositivos electrónicos, sensores y actuadores del sistema de control, por lo que en esta sección se probaran las configuraciones y conexiones eléctricas y de control desarrolladas en el capítulo tres.

5.1.1 Pruebas del sensor de posición

En esta prueba se evalúa las respuestas obtenidas por el sensor de efecto *hall* y escalar esta respuesta a ángulos de giro determinados. Esta prueba se realiza mediante el giro del imán de neodimio a una distancia del sensor de aproximadamente de 2 a 3 mm, asegurando así la identificación de la posición del imán, se muestra en la Figura 5.1 cómo se realiza la comprobación.

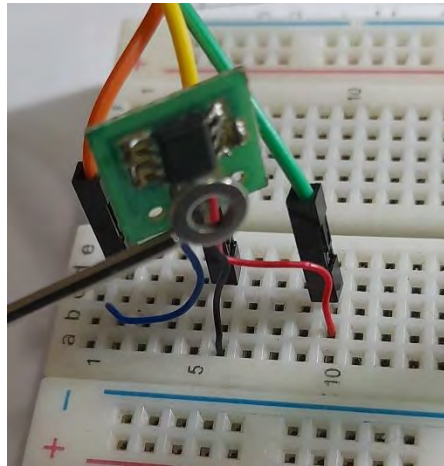


Figura 5.1. Prueba del Sensor de Posición

En la Figura 5.2 se muestra la curva sensor de fuerza resistivo, que se obtuvo a partir de la toma de muestras en un ensayo de comparación de la medición del sensor con una balanza. El coeficiente de determinación de la recta que se muestra a continuación es de 0.995

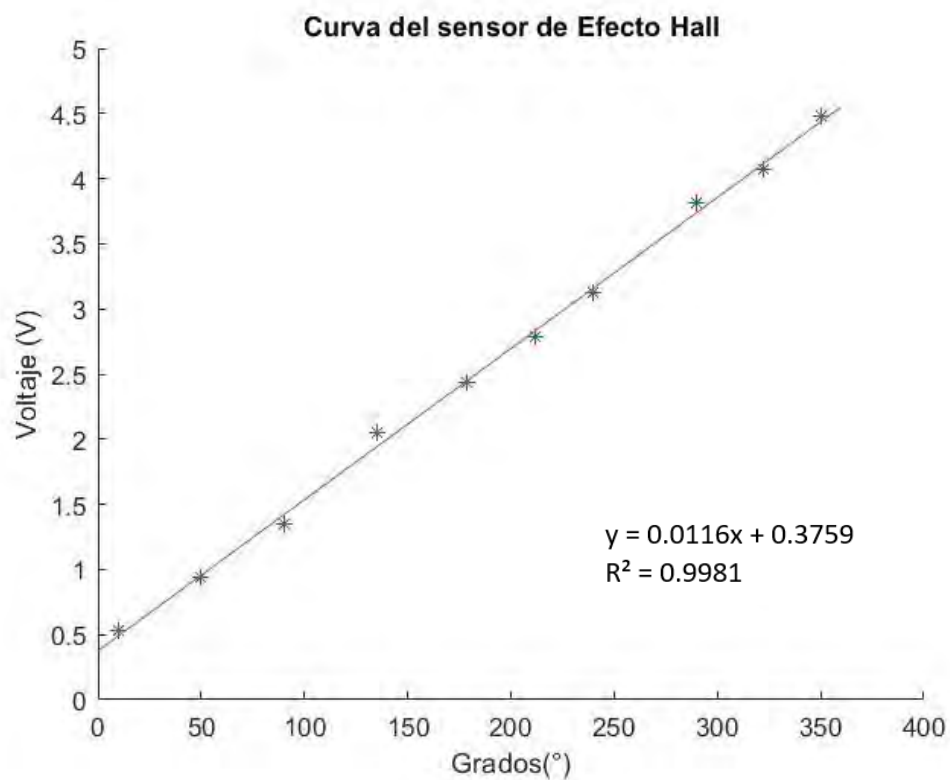


Figura 5.2. curva del sensor de posición

5.1.2 Pruebas del *driver* del motor

Esta prueba consiste en controlar la velocidad y la posición de giro con un *driver* BD65496-MUV, este control se logra mediante el uso de dos señales PWM y la configuración de los pines del *driver* en modo IN/IN, como se configuró en el capítulo tres, en la Tabla 5.1 se muestra la tabla de funciones del *Driver*.

Tabla 5.1. Tabla de funciones del BD65496-MUV

Input Mode	INPUT				OUTPUT			
	PS	PWM	INA	INB	OUTA	OUTB	Output Mode	
EN/IN	H	H	L	X	L	L	Short Brake	
			H	L	H	L	CW	
			H	H	L	H	CCW	
IN/IN		L	L	L	L	Z	Z	Open
				H	L	H	L	CW
				L	H	L	H	CCW
				H	H	L	L	Short Brake
-	L	X	X	X	Z	Z	Open	

L: Low, H: High, X: Don't care, Z: HI Impedance
 PS=High; Operation Mode, PS=Low; Stand-by Mode
 CW; current flows from OUTA to OUTB, CCW; current flows from OUTB to OUTA

Para validar las configuraciones de este sistema se hicieron pruebas en vacío con el motor DC, donde se obtuvo los cambios de giro y de velocidad como se esperaba acorde a la variación del *duty cycle*. De esta manera se logra controlar el sentido de giro y la velocidad con una sola señal. Cabe resaltar que estas dos señales de entrada deben de estar configuradas a la misma frecuencia de PWM, como se usa un Arduino para generar las señales de salida se usan los puertos PWM configurados a la misma frecuencia.

5.1.3 Pruebas del sensor de fuerza

En esta prueba se evalúan las respuestas obtenidas por el sensor de fuerza de tipo resistivo. Esta prueba se realiza mediante la presión con los dedos del sensor de fuerza en las dos caras, pues de esta manera se puede escalar esta medición para la escala requerida. En la Figura 5.3 se muestra la curva del sensor de fuerza resistivo, que se obtuvo a partir de la toma de muestras en un ensayo de comparación de la medición del sensor con una balanza. El coeficiente de determinación de la recta que se muestra a continuación es de 0.995.

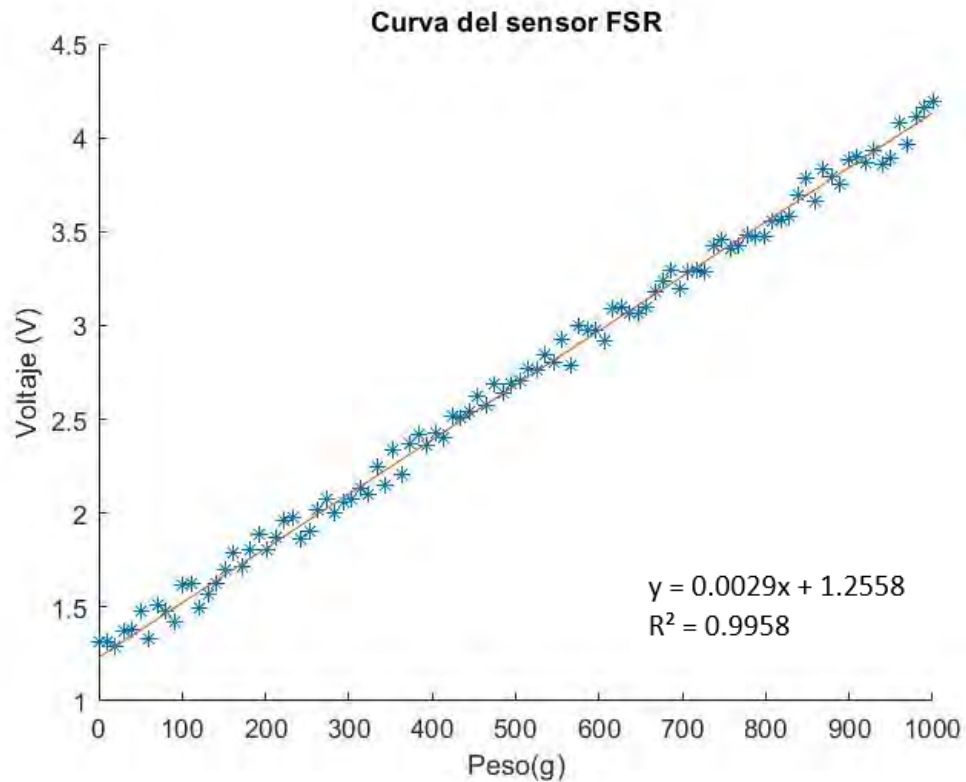


Figura 5.3. Curva del sensor FSR

5.1.4 Pruebas del motor vibratorio

Se comprueba el funcionamiento del excitador del motor vibratorio mediante el uso de señales PWM. Se le dan distintos *duty cycles* a la salida del microcontrolador para así modificar la intensidad de vibración del motor vibratorio. El motor vibratorio tiene una intensidad de vibración máxima de 183.33 Hz a 5v. La prueba se muestra en la Figura 5.4.

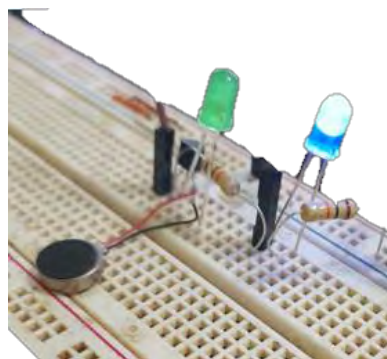


Figura 5.4. Prueba del motor vibratorio

Para el sistema de retroalimentación háptico se usa directamente el sensor vibratorio en una correa que se coloca en la parte superior del bíceps o en cualquier parte del miembro superior. De esta manera, el usuario podrá sentir la interacción del sistema con algún objeto de manera proporcional. La proporción de la intensidad vibratoria aumentara 1% cada 12 gf que se ejerza para así contemplar toda la resolución del sensor de fuerza.

5.1.5 Pruebas del sensor EMG

En esta prueba se comprobará el funcionamiento del sensor EMG mediante el uso de un Arduino y Simulink para la captura de los datos. Para esta prueba se opta por colocar 2 sensores en los laterales del bíceps derecho, pues este musculo tiene una mayor disposición a la sujeción y lectura de la contracción. El posicionamiento de los sensores en los laterales genera una mayor comodidad para el usuario. Sin embargo, se tiene que elevar sus sensibilidades para asegurar la correcta medición. En la Figura 5.5 y 5.6 se observa las fluctuaciones que hacen los sensores EMG cuando se contrae el bíceps, la primera se configura a una sensibilidad de 6 y la segunda a una sensibilidad de 5. En la Figura 5.7 se observa la disposición de los sensores EMG en el bíceps.

La información de los sensores será importante para poder determinar la intención de los usuarios como se verá a continuación. La forma de detección de la intención del usuario se hace al mantener la contracción del músculo por un periodo de tiempo determinado con un umbral determinado. Sin embargo, puede existir algunas falsas intenciones de movimiento repentinas, por lo que usualmente se utilizan dos sensores de contraste y a diferentes sensibilidades para asegurar la verdadera lectura de la intención del usuario. Cabe resaltar que esto no mejora el funcionamiento del sistema de control, por lo que no es algo determinante. Siendo el sensor seleccionado uno de alta fidelidad y a pesar del cambio de su sensibilidad su comportamiento es el mismo como se observa a continuación.

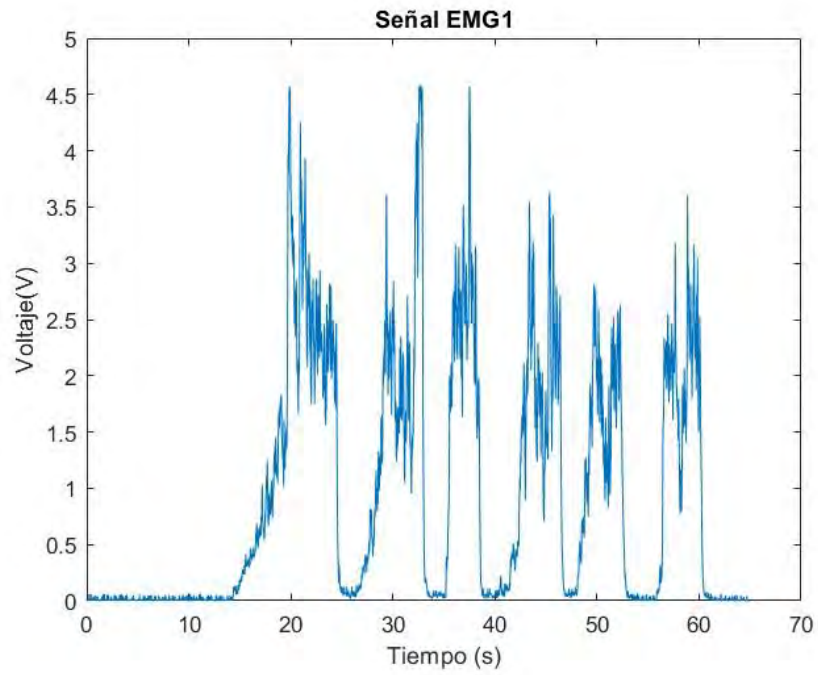


Figura 5.5. Captura del sensor EMG1 colocados en el bíceps con sensibilidad 6

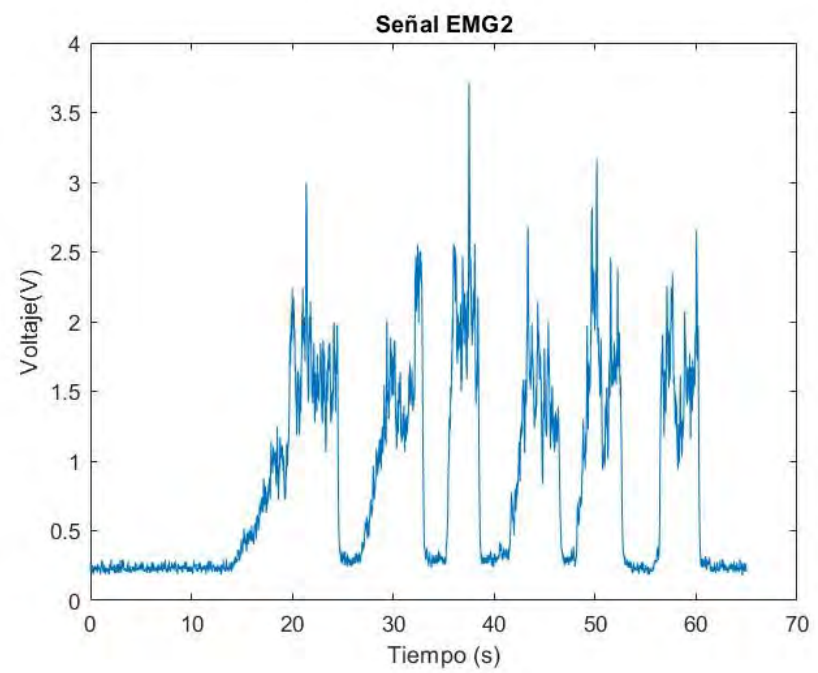


Figura 5.6. Captura del sensor EMG2 colocados en el bíceps con sensibilidad 5



Figura 5.7. Posicionamiento de los sensores EMG en el bíceps del brazo

5.1.6 Pruebas del controlador PD de posición

Se desarrollan las pruebas del control PD mediante Simulink para poder analizar el comportamiento del controlador diseñado anteriormente. Del mismo modo que en la identificación se controlara el Arduino a través del Simulink y las configuraciones son las mismas que en la identificación para asegurar el correcto funcionamiento. Los parámetros de control y configuración se muestran en la Tabla 5.2. El esquema de control mediante Simulink se muestra en la Figura 5.8.

Tabla 5.2. Parámetros de control PD

Parámetro	Cantidad	Unidad
Frecuencia de Muestreo	1000	Hz
Salidas PWM	20000	Hz
Punto de Giro PWM	43.13%	Duty cycle
Control de Motor PWM	Setpoint	Duty cycle
Gancia Kd	21.2679	-
Gancia Kp	252.5993	-

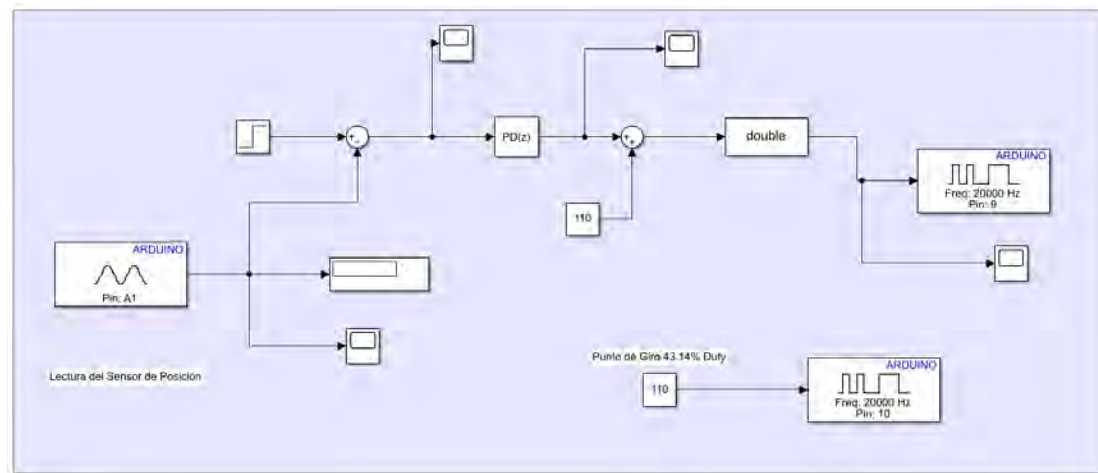


Figura 5.8. Esquema de control de posición PD en Simulink

Primero se realizaron pruebas solamente de apertura y cierre de la mano considerando el rango de movimiento del disco de activación de 0° a 90° grados, siendo 0° completamente abierta y 90° completamente cerrada. En la figura 5.9 se puede observar este comportamiento de apertura y cierre en vacío

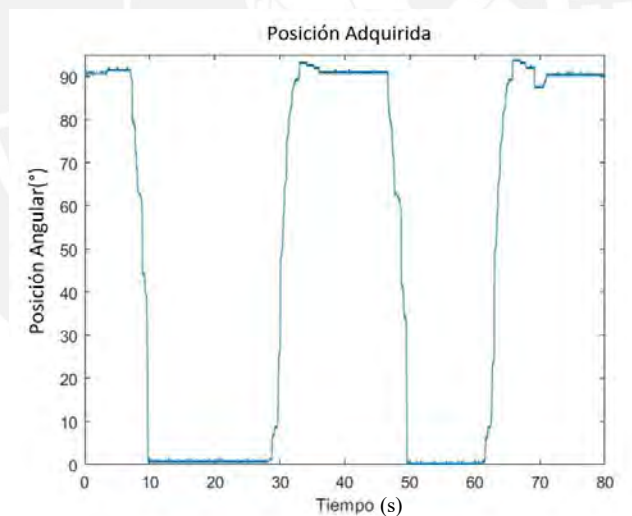


Figura 5.9. Prueba de control de apertura y cierre

Se setearon diversos *setpoints* para poder observar el control del sistema. Y se obtuvieron los resultados previstos en las simulaciones, el sistema se posiciona de manera correcta en la posición deseada. En la Figura 5.10 se observa la salida del sistema luego del control PD en tiempo discreto mediante Simulink.

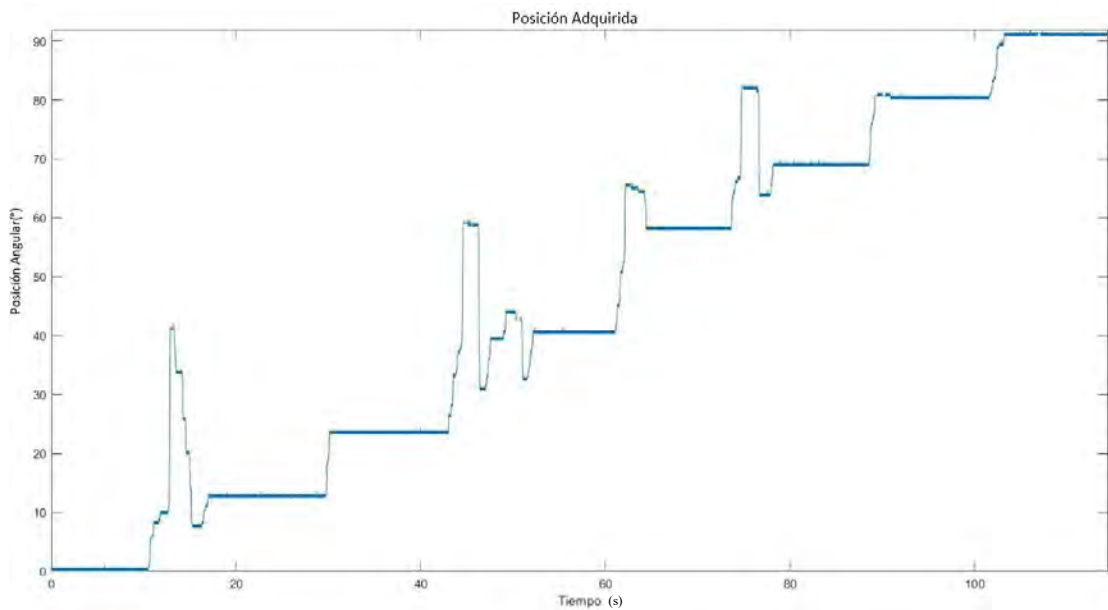


Figura 5.10. Prueba de control PD de posición con diversos setpoints

Como se puede observar en la Figura 5.10 se tienen algunos sobreimpulsos debido a la mecánica del sistema. En muchos puntos existe un deslizamiento por la fricción que se acumula en la sujeción del disco de activación y luego se libera provocando un sobreimpulso. Considerando lo ya antes mencionado se tiene un tiempo de establecimiento promedio de 3.352 segundos para cada *setpoint* deseado. En el Anexo D se muestran los valores del tiempo de asentamiento.

Para observar de mejor manera los posicionamientos de los dedos en distintos ángulos del disco de activación se tomaron fotos de la mano. En la Figura 5.11 se muestra la posición de los dedos de la mano a distintos *setpoints* de ángulo de posición.

Posicion del brazo con respecto a la posicion del disco de activacion

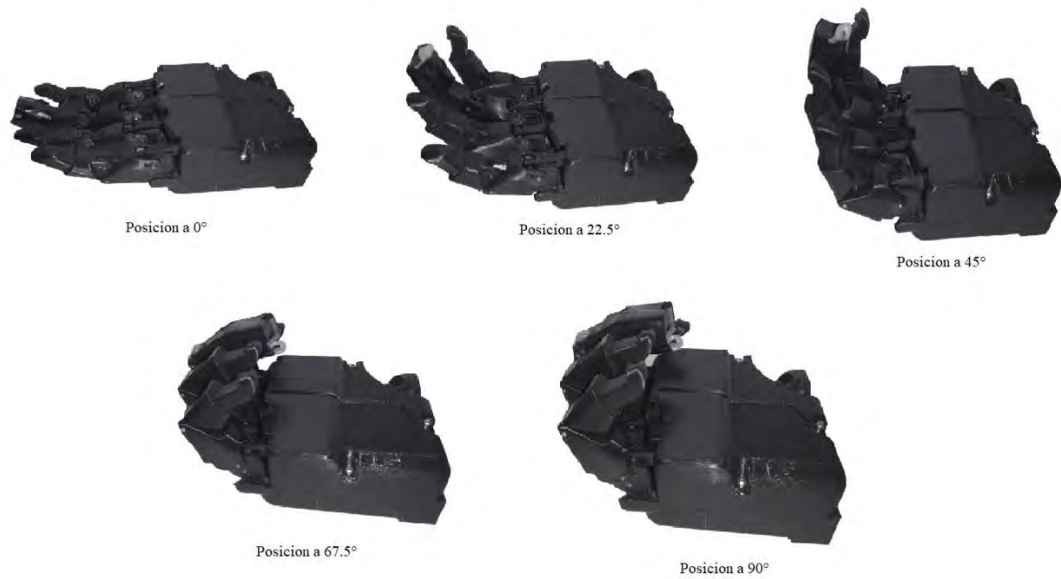


Figura 5.11. Prueba de control PD de posición con diversos setpoints

5.1.7 Pruebas del controlador Posición-Fuerza

Del mismo modo que las pruebas del control solo de posición, se realizaron las pruebas del control de posición-fuerza en Simulink para poder observar el comportamiento del sistema. Los parámetros de control son los mismos que se muestran en la Tabla 5.2, a estos se le agregan dos variaciones de cambio de la posición a partir de la lectura de fuerza de 0.001 y 0.00001 que incrementan o decrementan de acuerdo con la fuerza actual ejercida. El sistema conmuta al control de posición-fuerza cuando se detecta algún objeto, exactamente cuando la medida del sensor FSR es diferente de cero y menor que 10gf para asegurar que si sea un objeto y no ruido de lectura del sensor. En la Figura 5.12 se muestra esquema de control de posición-fuerza en Simulink.

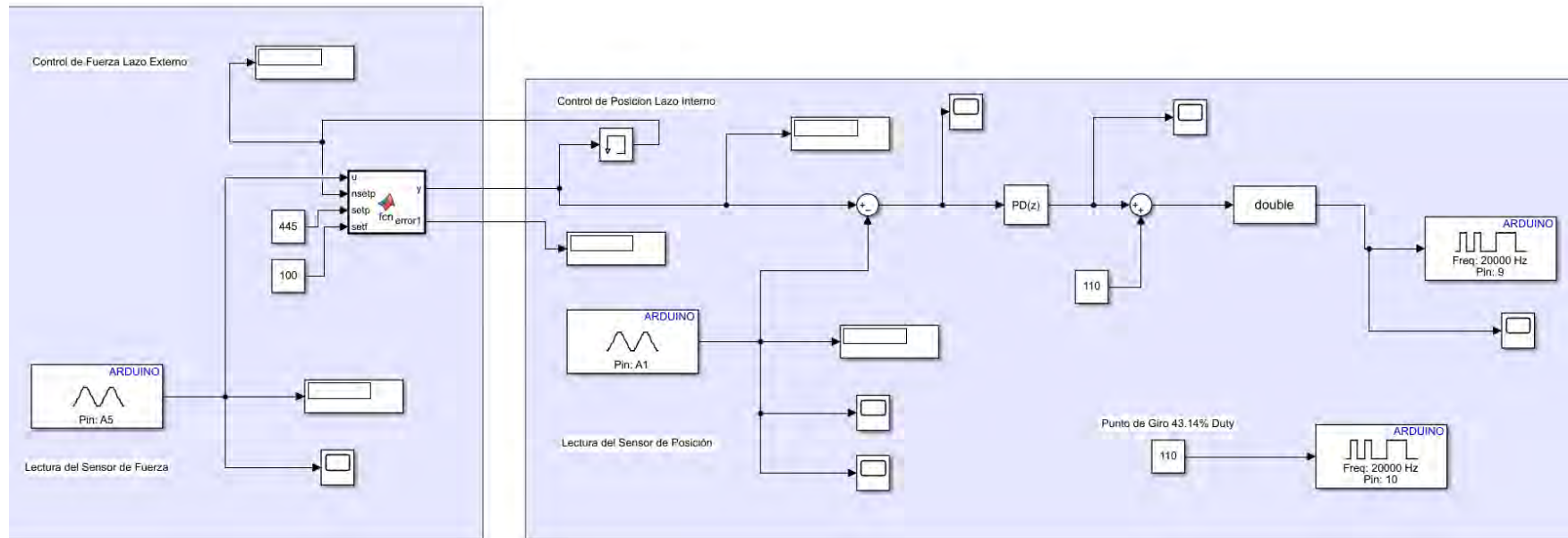


Figura 5.12. Esquema de control de posición-fuerza en Simulink

Se setearon diversos *setpoints* de fuerza y un solo *setpoint* de posición, la cual es la función del cierre total de la mano mioeléctrica, de este modo se asegura de que si existe algún objeto dentro de la trayectoria de cierre este pase al control de posición-fuerza de manera automática. De esta manera se muestra en la Figura 5.13 la señal del sensor de efecto *hall* de posición y en la Figura 5.14 la señal del sensor FSR cuando se realiza el control.

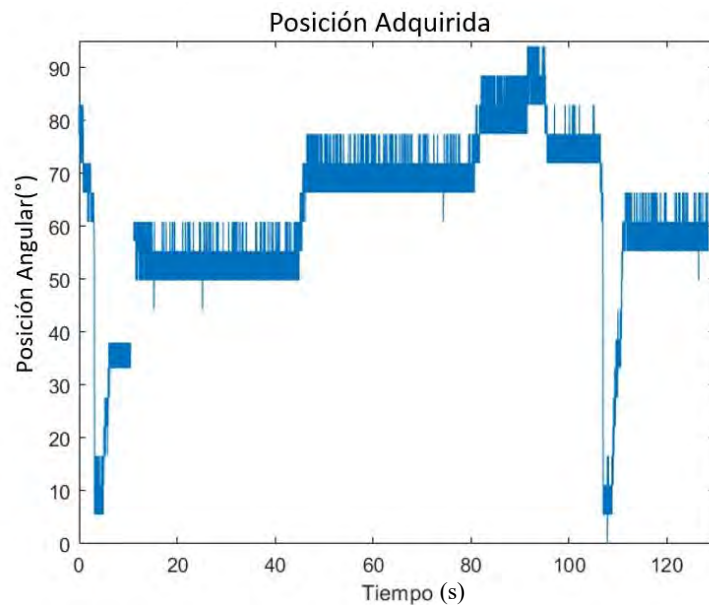


Figura 5.13. Prueba de control de posición-fuerza con diversos *setpoint* (gráfico posición)

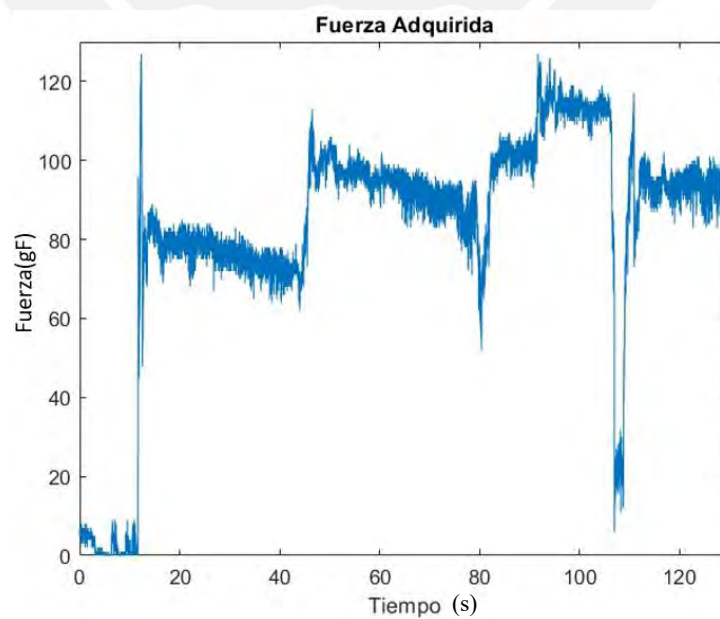


Figura 5.14. Prueba de control de posición-fuerza con diversos *setpoint* (gráfico fuerza)

Como se puede observar el control hace el seguimiento de la posición al cierre de la mano y el seguimiento del *setpoint* de fuerza. El cambio en el control se puede ver claramente en la Figura 5.13 aproximadamente en el segundo 15, ya que está llevando el sistema al cierre a 90° de la mano con el control de posición y cuando ocurre un cambio repentino en la fuerza conmuta al control de posición-fuerza. Esto hace que el sistema se mantenga en una cierta posición en la cual está ejerciendo presión con la fuerza que se configuró como *setpoint*. Se puede observar que la presión disminuye un poco cuando ya se ha llegado a estabilizar el *setpoint* con el objeto, pero esto ocurre debido a que el objeto tiende a deslizarse a medida que pasa el tiempo a pesar de que el sistema esté en la misma posición. El sistema muchas veces puede tener alguna sobre-oscilación por error de lectura o conexión como se muestra en la Figura 5.14 al segundo 110 aproximadamente, pero la corrección se hace automáticamente.

En la Figura 5.15 se muestra el agarre de una esponja con la cual se hicieron las pruebas de fuerza para asegurar que no haya mayor deslizamiento.



Figura 5.15. Prueba de control de posición-fuerza con diversos con una esponja

Los resultados de esta prueba haciendo referencia al lazo interno de posición nos dan un tiempo de respuesta promedio de 3.623 segundos, En el Anexo D se muestran los valores del tiempo de asentamiento.

5.2 Integración del sistema

Después de realizar las pruebas de funcionamiento de todas las piezas mecánicas, eléctricas y de control se realiza la integración de todos estos subsistemas en la prótesis transhumeral. En primer lugar, se fijan los sensores y actuadores dentro de la mano protésica con sus elementos de protección. En segundo lugar, se fijan e instalan los componentes electrónicos y de interfaz de usuario en el antebrazo. Finalmente, se realizan las conexiones de todos los componentes eléctricos, de control y alimentación del sistema.

5.2.1 Instrumentación del sistema mecánico

Para la instrumentación se coloca primeramente el imán de neodimio en el disco de activación a la altura del eje de este, del mismo modo se coloca el sensor de posición de efecto *hall* en la tapa izquierda de la palma de la mano, del mismo modo se coloca el sensor FSR con su protección en el dedo medio de la mano protésica. En la Figura 5.16 se observa a más detalle la instrumentación de la mano mioeléctrica.



Figura 5.16. Instrumentación de la mano mioeléctrica

5.2.2 Integración del sistema de eléctrico y de control en el chasis

Una vez impreso el contenedor de la electrónica y desarrollada la misma electrónica, se procede a fijar todos los componentes electrónicos, tarjetas de control e interacción dentro y fuera del chasis del antebrazo. En la Figura 5.17 se muestra la disposición de todos los componentes en el interior del antebrazo. Del mismo modo en la Figura 5.18 se muestra la disposición de los componentes para la interacción con el usuario.

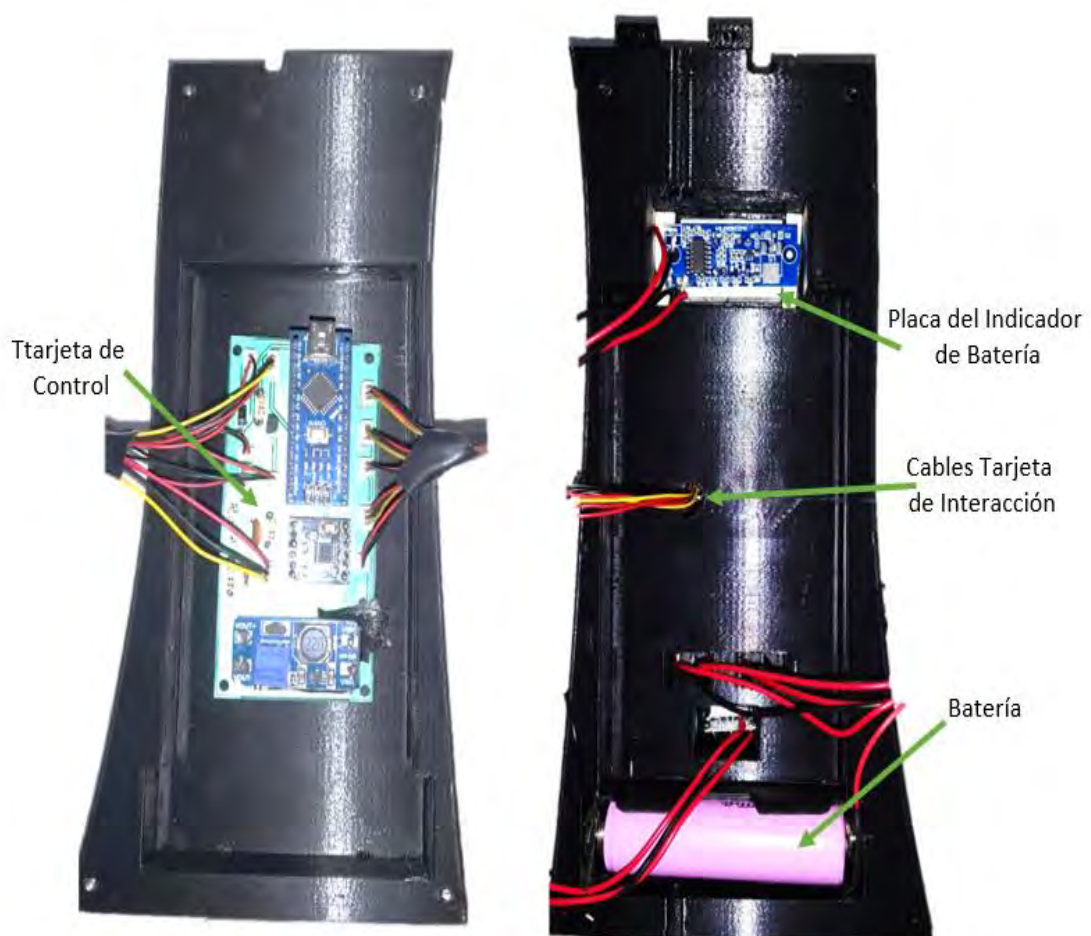


Figura 5.17. Vista interior del antebrazo montado



5.2.3 Integración final

Teniendo la instrumentación completada y el sistema electrónico montado en el antebrazo se procede a unir el antebrazo con el brazo y conectar el sistema háptico y el sensor EMG. El sistema mecatrónico integrado de la prótesis se muestra en la Figura 5.19.



Figura 5.19. Foto del sistema protésico implementado

5.3 Estimación de costos

Se realiza la estimación de costos a partir de todos los componentes que se utilizaron en el diseño del sistema de control de la prótesis transhumeral. Se consideran los costos de la mecánica, el costo de fabricación y el costo de diseño del sistema de control. En la Tabla 5.3 se muestra la estimación de costos de materiales detallada.

Tabla 5.3. Estimación de costos de materiales

Componente	Precio/U(S/)	Cantidad	Costo(S/)
Sensor EMG -13E200 MyoBock Electrode	3840	1	3840
Motor Maxon-DC-Max 16s	338.7	1	338.73
Reducción - GPX19 A 172:1	618.0	1	618.01
Sensor de Fuerza-FSR400	38	1	38.00
Sensor de Posicion-MLX90316	19.5	1	19.50
Driver-DRV8833	10	1	10.00
Molex 2-Pin	0.1	10	1.00
Molex 3-Pin	0.15	8	1.20
Diodo Led	0.1	1	0.10
Pulsadores	0.5	6	3.00
Arduino Nano	38	1	38.00
Step-up 6v MT3608	5	1	5.00
Resistencia 0.33K	0.1	1	0.10
Resistencia 10K	0.1	3	0.30
Transistor 2N2222	0.1		0.00
Circuito Impreso Control	40	1	40.00
Circuito Impreso Usuario	10	1	10.00
Condensador 4.7n	0.2	2	0.40
Indicador de Carga PBD-3S126	10	1	10.00
Cargador y Step-up 5v 134NP3	4	1	4.00
Micro Motor Vibratorio 1027	3.3	1	3.30
Porta Pilas	1	1	1.00
Cable x Mt	0.1	15	1.50
PLA	65	3	195.00
Ejes	50	3	150.00
Engranaje 11T	25	1	25.00
Engranaje 9T	20	1	20.00
Engranaje 36T	40	1	40.00
Rodamientos	8	6	48.00
Imán de Neodimio	1	1	1.00
Otros	250	1	250.00
		Total	5712.14

Cabe resaltar que se podría reducir el precio de los materiales a menos de la mitad si se utiliza otro sensor EMG si es que se desea comercializar el sistema de control se puede reducir el precio hasta 2513 soles. El precio total con un sensor OYMotion en remplazo de un sensor MyoBock sería de 2033 soles sin considerar el costo de fabricación.

Para el costo de fabricación es necesario calcular el costo de impresión de las piezas. Este se calcula mediante la suma del costo por el uso de la impresora, que es en promedio S/.5 en Perú, con el costo del filamento gastado con un margen de pérdida del 20% que sería aproximadamente 16 centavos por gramo. En la Tabla 5.4 se muestra el Costo total de Impresión.

Tabla 5.4. Estimación de costos de impresión 3D

No	Nombre	Peso Unitario (g)	Tiempo de Impresión	Precio S/.
1	Dedo Meñique	13.27	1:41:00	10.49
2	Dedo Anular	16.16	1:56:00	12.19
3	Dedo Medio	19.12	2:22:00	14.82
4	Dedo índice	17.74	1:51:00	12.02
5	Dedo Pulgar	29.33	3:00:00	19.58
6	Palma Base	84.8	7:54:00	52.73
7	Tapa 1 Palma	23.59	2:10:00	14.51
8	Tapa 2 Palma	25.22	2:11:00	14.85
9	Disco de Activación	4.63	0:29:00	3.14
10	Biela	9.9	0:54:00	6.04
11	Antebrazo Sup Ant.	81.5	6:45:00	46.46
12	Antebrazo Sup. Pos.	78.1	5:54:00	41.68
13	Antebrazo Inf. Ant.	108.45	6:41:00	50.33
14	Antebrazo Inf. Pos.	84.76	4:55:00	37.81
15	Soportes de Ejes	13.48	1:32:00	9.77
	Total Filamento	610.05	Total	346.42

En la tabla 5.5 se muestra el costo total del sistema de protésico controlado.

Tabla 5.5. Costo total del sistema de control

Nombre	Precio
Costo de Materiales	5712.14
Costo de Fabricación	346.42
Costo de Ingeniería	5000
Total	11058.56

El costo total de todo el sistema protésico y de control es de S/11058.56. Un costo considerable a comparación de las prótesis activas con sistemas de control y retroalimentación háptica incorporadas con el uso de componentes de alta fidelidad.

Conclusiones

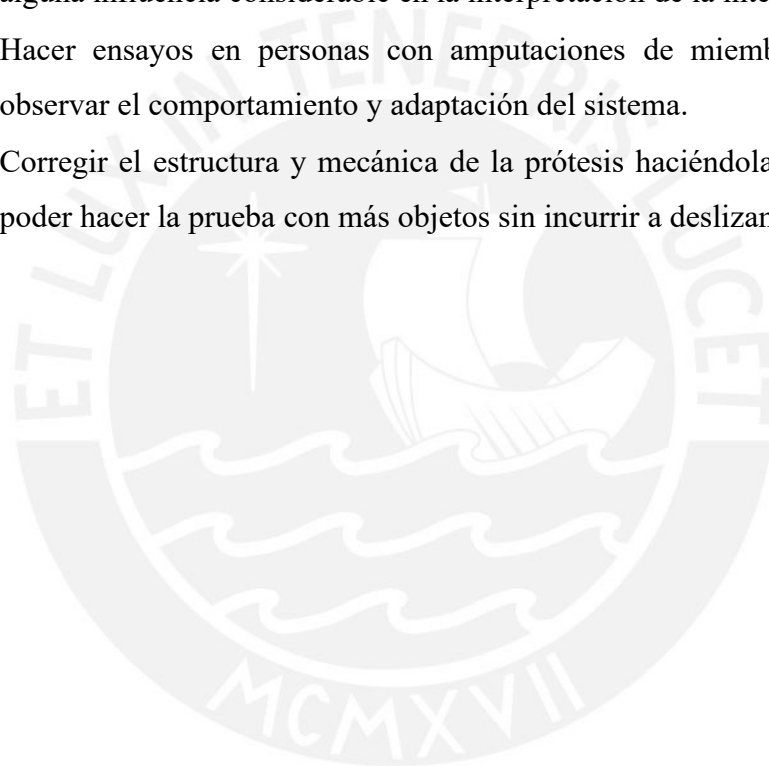
- Es posible tener un sistema de control eficiente y de alta fidelidad a bajo costo. El costo total del sistema de control es de S/.11058.56. El sensor EMG MyoBock a pesar de que representa la tercera parte del precio del sistema de control este nos asegura que no haya falsos positivos y rapidez en la detección de la intención de movimiento del usuario.
- El espacio que se tiene en el interior del antebrazo mejora en el diseño de un módulo para contener la tarjeta de control y sus periféricos. De esta manera se asegura tener una mejor distribución y ergonomía.
- El uso de un identificador del modelo de la planta propone una mejor representación del sistema, ya que este modelo se obtiene directamente de los sensores y actuadores que se utilizaran físicamente. Esto simplifica el ajuste de los parámetros de control, ganancias del controlador PD, cuando se realiza el control ya sea de posición o fuerza.
- Debido a que se cuenta con un sensor de posición de efecto *Hall*, se desarrolló un control de posición directo que asegura tener una mayor rapidez y mejores respuestas en el establecimiento del control. Con esta implementación se mejora el tiempo de establecimiento obteniendo en promedio 3.352 segundos para el control de posición. Sin embargo, esto produce mayores sobre impulsos al cambio de *setpoint* en un promedio de 50% para cambios bruscos o un deslizamiento mecánico.
- Mediante el lazo interno de control de posición se puede seguir una trayectoria de la fuerza directamente con un lazo externo, ya que existe una relación proporcional entre la cantidad de fuerza ejercida y la posición de los dedos.
- A pesar de que se hicieron las pruebas con un solo objeto se pudo observar el comportamiento deseado de fuerza, asegurando así los parámetros deseados de control. Obteniendo un tiempo de establecimiento de aproximadamente 3.625 segundos para el control de posición-fuerza.

Recomendaciones

- Antes de desarrollar cualquier integración de control asegurar el correcto funcionamiento del sistema de transmisión de fuerza y los componentes mecánicos. Si bien mediante control se logra corregir algunos deslizamientos o desgastes del sistema mecánico, es recomendable diseñar un sistema mecánico que tenga un funcionamiento constante y controlarlo.
- Para reducir las sobre oscilaciones que se tienen en el control de fuerza, es recomendable realizar una nueva identificación de la planta para esta variable. En este sistema coinciden linealmente los comportamientos de posición y fuerza, por la transmisión lineal de fuerzas, pero acarrea un mayor error por el deslizamiento del sistema mecánico.
- Se puede mejorar el tiempo de respuesta aumentando las ganancias proporcionales. Pero esto no asegura la estabilidad del sistema, ya que los valores tenderán al infinito y el motor se podría saturar.
- Si es que se quiere hacer el sistema mucho más comercial se recomienda hacer el cambio que se menciona en el capítulo 5 del sensor EMG, ya que el precio se reduciría una tercera parte. Sin embargo, no se tendrá la misma fidelidad en la obtención de la intención del usuario y puede que el lazo de control sea más lento.

Futuros Trabajos

- Diseñar un nuevo sistema de mecánico que contemple un sistema de transmisión de fuerza más robusto con un funcionamiento constante.
- Implementar un encoder para la medición directa del movimiento del motor, así se podría determinar y controlar de mejor manera algún deslizamiento del sistema de transmisión de fuerza.
- Probar el sistema de control con el Sensor EMG OYMotion y ver si existe alguna influencia considerable en la interpretación de la intención del usuario.
- Hacer ensayos en personas con amputaciones de miembro superior para observar el comportamiento y adaptación del sistema.
- Corregir el estructura y mecánica de la prótesis haciéndola más rugosa para poder hacer la prueba con más objetos sin incurrir a deslizamientos.



BIBLIOGRAFÍA

- [Adafruit, 2022a] Adafruit: ‘Lithium Ion Battery Pack - 3.7V 4400mAh’; (2022a). Retrieved 5 April 2022, from <https://www.adafruit.com/product/354>
- [Adafruit, 2022b] Adafruit: ‘Vibrating Mini Motor Disc’; (2022b). Retrieved 5 April 2022, from <https://www.adafruit.com/product/1201>
- [ALLEGRO, 2022] ALLEGRO: ‘A1335: Angle Sensor IC with I²C, SPI, and SENT Interfaces’; (2022). Retrieved 29 November 2022, from <https://www.allegromicro.com/en/products/sense/linear-and-angular-position/angular-position-sensor-ics/a1335>
- [Brack and Amalu, 2021] Brack, R., Amalu, E. H.: ‘A review of technology, materials and R&D challenges of upper limb prosthesis for improved user suitability’; *Journal of Orthopaedics*, 23, December 2020 (2021), 88–96. <https://doi.org/10.1016/j.jor.2020.12.009>
- [DFROBOT, 2022] DFROBOT: ‘Gravity: Analog EMG Sensor by OYMotion’; (2022). Retrieved 29 November 2022, from <https://www.dfrobot.com/product-1661.html>
- [Digi-Key, 2022] Digi-Key: ‘FSS015WNGB’; (2022). Retrieved 29 November 2022, from <https://www.digkey.com/en/products/detail/honeywell-sensing-and-productivity-solutions/FSS015WNGB/7044094>
- [Dra. Adriana Rebaza Flores, 2015] Dra. Adriana Rebaza Flores: ‘Indicadores de Gestion’; Biblioteca Nacional del Perú, Lima: Instituto Nacional de Rehabilitación (2015). Retrieved from http://www.inr.gob.pe/transparencia/Estadistica/informaciónestadística/2015/gestion/IG_ISem15.pdf
- [Engeberg et al., 2008] Engeberg, E. D., Meek, S. G., Minor, M. A.: ‘Hybrid force-velocity sliding mode control of a prosthetic hand’; *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 55, 5 (2008), 1572–1581. <https://doi.org/10.1109/TBME.2007.914672>
- [Fillauer, 2021] Fillauer, M. C.: ‘Motion Control Product Overview’; (2021). Retrieved 4 November 2021, from <https://fillauer.com/>
- [Fischer et al., 2021] Fischer, F., Bachinski, M., Klar, M., Fleig, A., Müller, J.: ‘Reinforcement learning control of a biomechanical model of the upper extremity’; *Scientific Reports*, 11, 1 (2021), 1–15. <https://doi.org/10.1038/s41598-021-93760-1>
- [Fleming et al., 2021] Fleming, A., Stafford, N., Huang, S., Hu, X., Ferris, D. P., Huang, H. H.: ‘Myoelectric control of robotic lower limb prostheses: A review of electromyography interfaces, control paradigms, challenges and future directions’; *Journal of Neural Engineering*, 18, 4 (2021). <https://doi.org/10.1088/1741-2552/ac1176>
- [Giancarlo Salazar Yaringaño, 2020] Giancarlo Salazar Yaringaño: ‘Diseño e implementación de un sistema de control para una prótesis mioeléctrica de miembro superior con control de fuerza y posición’; Pontificia Universidad Católica Del Perú (2020).
- [Igual et al., 2019] Igual, C., Pardo, L. A., Hahne, J. M., Igual, J.: ‘Myoelectric control for upper limb prostheses’; *Electronics (Switzerland)*, 8, 11 (2019), 1–21. <https://doi.org/10.3390/electronics8111244>
- [Interlink, 2022] Interlink: ‘FSR UXTM 400 Series | Force Sensing from 0.5 N to 150 N’; (2022). Retrieved 29 November 2022, from <https://www.interlinkelectronics.com/fsr-ux-400>

- [Maxon, 2022] Maxon: ‘Maxon DC Motors’; (2022). Retrieved 29 November 2022, from <https://www.maxongroup.com/maxon/view/product/motor/dcmotor/DC-max/DC-max16/DC-MAX16S01EBKL721>
- [Melexis, 2022] Melexis: ‘Triaxis® mainstream rotary position sensor IC (Analog/PWM/SPI)’; (2022). Retrieved 5 April 2022, from <https://media.melexis.com/-/media/files/documents/datasheets/mlx90316-datasheet-melexis.pdf>
- [Mereu et al., 2021] Mereu, F., Leone, F., Gentile, C., Cordella, F., Gruppioni, E., Zollo, L.: ‘Control strategies and performance assessment of upper-limb tmr prostheses: A review’; *Sensors*, 21, 6 (2021), 1–31. <https://doi.org/10.3390/s21061953>
- [Microchip, 2022a] Microchip: ‘ATmega328P’; (2022a). Retrieved 29 November 2022, from <https://www.microchip.com/en-us/product/ATmega328P>
- [Microchip, 2022b] Microchip: ‘ATmega32U4’; (2022b). Retrieved 29 November 2022, from <https://www.microchip.com/en-us/product/ATmega32U4>
- [Mobius bionics, 2021] Mobius bionics: ‘Luke Arm Details’; (2021). Retrieved 4 November 2021, from <https://www.mobiusbionics.com/luke-arm/>
- [Nemah et al., 2020] Nemah, M. N., Aldulaymi, O. H., Low, C. Y., Che Zakaria, N. A., Mohamaddan, S.: ‘A hybrid haptic feedback stimulation device to recover the missing sensation of the upper limb amputees’; *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 834, 1 (2020). <https://doi.org/10.1088/1757-899X/834/1/012013>
- [Nsugbe et al., 2021] Nsugbe, E., William Samuel, O., Asogbon, M. G., Li, G.: ‘Contrast of multi-resolution analysis approach to transhumeral phantom motion decoding’; *CAAI Transactions on Intelligence Technology*, 6, 3 (2021), 360–375. <https://doi.org/10.1049/cit2.12039>
- [OMS, 2011] OMS: ‘Discapacidad en el mundo’; (2011). Retrieved from https://www.who.int/disabilities/world_report/2011/summary_es.pdf
- [OMX, n.d.] OMX, P.: ‘LAS MEJORES PROTESIS’; (n.d.). Retrieved 11 August 2022, from <https://protesisomx.com/>
- [Ottobock., 2022] Ottobock.: ‘Prótesis transhumeral DynamicArm’; (2022). Retrieved 4 November 2021, from <https://www.ottobock.es/protesica/miembro-superior/sistemas-de-brazo-y-mano/sistema-por-encima-del-codo-dynamicarm/>
- [OttoBock, 2015] OttoBock: ‘13E200 MYOBOCK Electrode, Linear (Proportional)’; (2015). Retrieved 5 April 2022, from http://professionals.ottobockus.com/cps/rde/xchg/ob_us_en/hs.xsl/16573.html
- [Pan et al., 2018] Pan, L., Crouch, D. L., Huang, H.: ‘Myoelectric Control Based on a Generic Musculoskeletal Model: Toward a Multi-User Neural-Machine Interface’; *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 26, 7 (2018), 1435–1442. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2018.2838448>
- [POLOLU, 2022a] POLOLU: ‘BD65496MUV Single Brushed DC Motor Driver Carrier’; (2022a). Retrieved 29 November 2022, from <https://www.pololu.com/product/2960>
- [POLOLU, 2022b] POLOLU: ‘DRV8833 Dual Motor Driver Carrier’; (2022b). Retrieved 29 November 2022, from <https://www.pololu.com/product/2130>
- [Prakash and Sharma, 2020] Prakash, A., Sharma, S.: ‘A low-cost system to control prehension force of a custom-made myoelectric hand prosthesis’; *Research on Biomedical Engineering*, 36, 3 (2020), 237–247. <https://doi.org/10.1007/s42600-020-00064-w>

- [Qazi and Memon, 2020] Qazi, A. K. A., Memon, A. Y.: ‘Nonlinear Control Design for an Anthropomorphic Artificial Hand’; RAEE and CS 2020 - International Symposium on Recent Advances in Electrical Engineering and Computer Sciences (2020), 1–6. <https://doi.org/10.1109/RAEECS50817.2020.9265747>
- [R. L. Drake, 2015] R. L. Drake, A. W. V. y A. W. M. M.: ‘Gray’s Anatomy for Students.’; (Elsevier, Ed.). Philadelphia: Churchill Livingstone (2015).
- [Romero Muñiz, 2018] Romero Muñiz, E. F.: ‘Diseño de un sistema de retroalimentación háptico para una prótesis mioeléctrica transradial de miembro superior’; Pontificia Universidad Católica Del Perú. Pontificia Universidad Católica Del Perú (2018). Retrieved from http://tesis.pucp.edu.pe/repositorio/bitstream/handle/20.500.12404/6097/ACOSTA_CARLOS_DISEÑO_MAQUINA_REBANADORA.pdf?sequence=1
- [Sanchis-Sales et al., 2020] Sanchis-Sales, E., Sancho-Bru, J. L., Roda-Sales, A., Pascual-Huerta, J., Feng, J., Wick, J., et al.: ‘Biomecánica Bases del Movimiento Humano’; Diagnóstico y tratamiento en ortopedia, 5e (Vol. 27) (2020). Retrieved from <http://accessmedicina.mhmedical.com/content.aspx?aid=1119468825%0Ahttp://dx.doi.org/10.1016/j.repod.2016.10.004>
- [Sattar et al., 2021] Sattar, N. Y., Kausar, Z., Usama, S. A., Farooq, U., Khan, U. S.: ‘EMG Based Control of Transhumeral Prosthesis Using Machine Learning Algorithms’; International Journal of Control, Automation and Systems, 19, 10 (2021), 3522–3532. <https://doi.org/10.1007/s12555-019-1058-5>
- [Sparkfun, 2022] Sparkfun: ‘Robotic Finger Sensor v2’; (2022). Retrieved 30 April 2022, from <https://www.sparkfun.com/products/14687>
- [Swami et al., 2021] Swami, C. P., Lenhard, N., Kang, J.: ‘A novel framework for designing a multi-DoF prosthetic wrist control using machine learning’; Scientific Reports, 11, 1 (2021), 1–13. <https://doi.org/10.1038/s41598-021-94449-1>
- [Utmel, 2022] Utmel: ‘PANASONIC NCR18650B’; (2022). Retrieved 29 November 2022, from https://www.utmel.com/productdetail/panasonic-ncr18650b-21136754?gclid=CjwKCAiAkrWdBhBkEiwAZ9cdcBkQ56NfoGaUFkKkX18PXMtHi-pOVwHvaVFrY7JOJCxo_dBq8PwyHxoCC4UQAvD_BwE
- [Ventura, 2014] Ventura, J.: ‘AMPUTACIONES DE MIEMBROS SUPERIORES | universidadisabelimiembrosuperior’; (2014). Retrieved 3 December 2021, from <https://universidadisabelimiembrosuperior.wordpress.com/2014/12/09/amputaciones-miembros-superiores/>
- [Wolf et al., 2020] Wolf, E. J., Cruz, T. H., Emondi, A. A., Langhals, N. B., Naufel, S., Peng, G. C. Y., et al.: ‘Advanced technologies for intuitive control and sensation of prosthetics’; Biomedical Engineering Letters, 10, 1 (2020), 119–128. <https://doi.org/10.1007/s13534-019-00127-7>
- [Young et al., 2014] Young, A. J., Smith, L. H., Rouse, E. J., Hargrove, L. J.: ‘A comparison of the real-time controllability of pattern recognition to conventional myoelectric control for discrete and simultaneous movements’; Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 11, 1 (2014), 1–10. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-11-5>

ANEXOS



Anexo A: Requerimientos Mecánicos

Del diseño del sistema del PUPC-ARM es necesario tener 75 N de fuerza para poder mover los dedos de la mano mioeléctrica mediante su mecanismo. El torque que necesita ejercerse para mover el mecanismo con esa fuerza debe ser de 1.2 Nm. Teniendo en cuenta que el sistema contara con un motor con reductor que tiene 0.42 Nm y consideramos una eficiencia de 80% en la transmisión, necesitamos mínimamente una reducción de 1:3.6. Para ello se tiene un sistema de engranajes que hará la reducción con la configuración que se muestra en la tabla:

Relaciones de Transmisión	Entrada	Salida	Relación
Tornillo - Corona+Spur46	1	20	0.05
Corona+Spur46 - Spur11	46	11	4.181818
Spur11 - Spur 9	11	9	1.222222
			0.255556

Finalmente, el torque máximo que se obtiene con esta reducción en el sistema será de 1.65 Nm, se puede observar que se cuenta con un factor de seguridad de aproximadamente 1.1.

Anexo B: Datasheet Motor Maxon

Configured drive

Motor - DC-max16S GB SL 6V
Planetary gearhead - GPX19 A 172:1

Part number: B7A25FF2EE51 Revision

Orders are processed and shipped from Switzerland within 11 working days.

General Terms and Conditions: https://www.maxonmotor.ch/maxon/view/content/terms_and_conditions_page




To open the integrated CAD file, please save this document and open it in Acrobat Reader. The STEP file is available after a double-click on the pin icon.

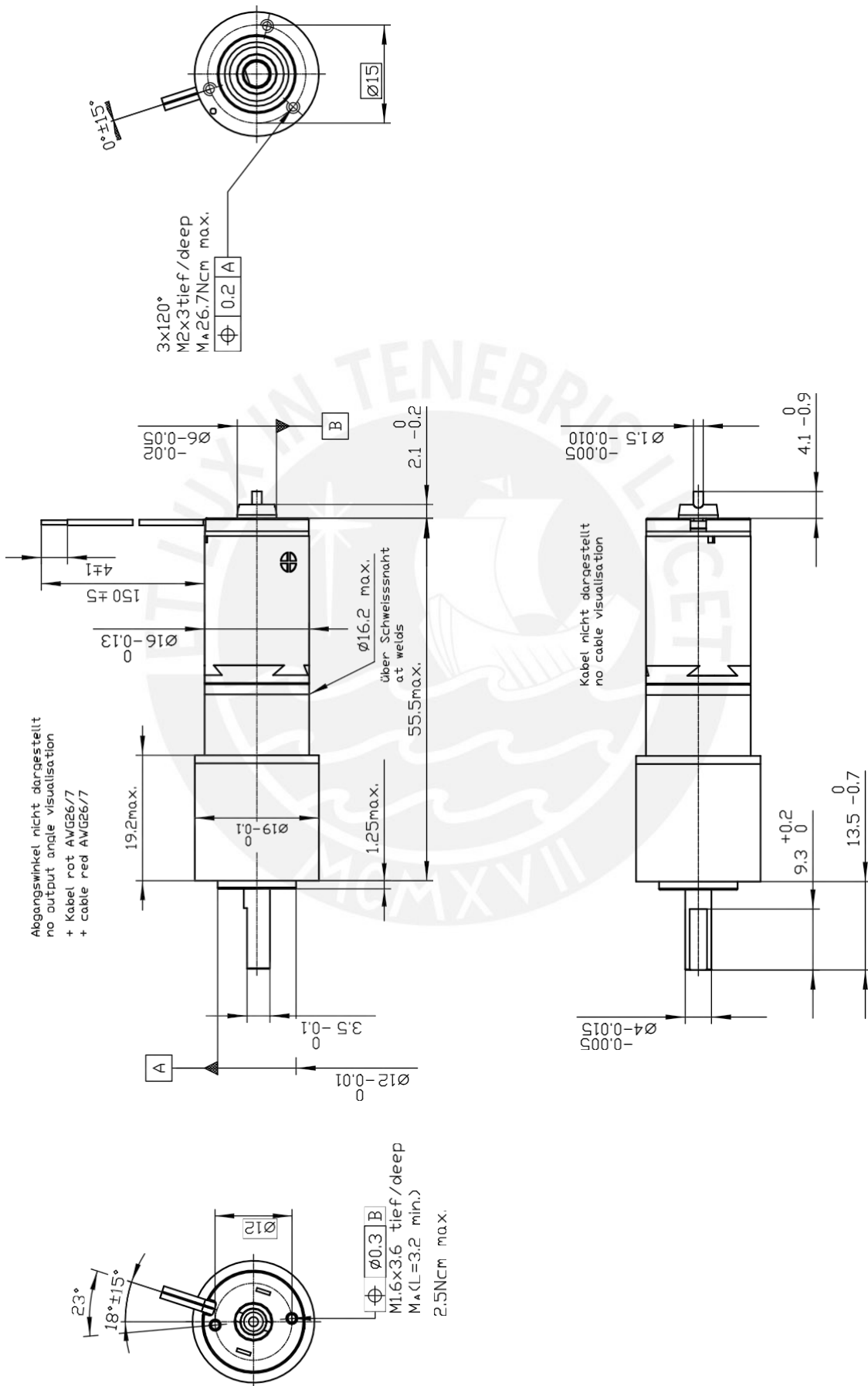
B7A25FF2EE51.stp (STP AP 214)

Open configuration: <https://www.maxongroup.com/maxon/view/configurator/?ConfigID=B7A25FF2EE51>

Motor - DC-max16S GB SL 6V
Planetary gearhead - GPX19 A 172:1
 Drawing not to scale!

ISO 5456-1 

Axial play motor: 0.05..0.15mm
 Axial play gearhead: 0..0.1mm



Summary of your selected configuration

Total weight of the drive: 65 g

DC-max16S GB SL 6V

Product detail

Commutation	Graphite brushes
Nominal voltage	6 V
Motor bearings	Sintered sleeve bearings

Electrical connection, motor

Electrical connection, motor	Cable
Cable length	150 mm

GPX19 A 172:1

Product detail

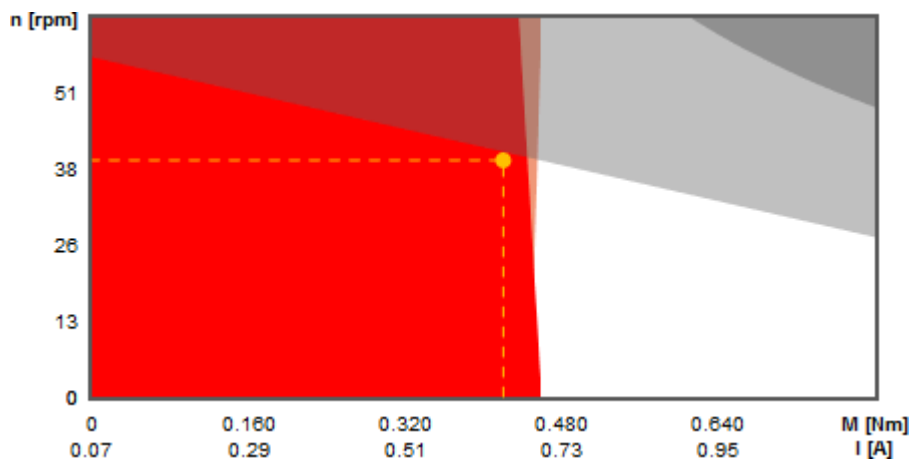
Gearhead type	Standard version
Reduction	172:1
Number of stages	3

Legend for part designation

EB	Precious metal brushes	GB	Graphite brushes	CLL	Spark suppression	BL	Brushless
A	Hall sensors	B	Sensorless	KL	Ball bearings	SL	Sintered bearings
GPX	Planetary gearhead	ENX	Encoder	ENC	Encoder	IMP	Pulses
ST	Number of stages	HP	High Power	S/M/L	Short/medium/long	HS	High Speed
STE	Sterilizable	INT	Integrated	STD	Standard	SP	Speed
ABS	Absolute	LN	Reduced noise level	A	Standard	LZ	Reduced backlash
C	Ceramic bearing			STEC	Sterilizable, Ceramic bearing		



Drive disposition



- Continuous operation range
- Short-term operating range
- Selected operating point
- Out of voltage range
- Not recommended range
- Continuous operation range at reduced thermal resistance R_{th2} 50%

Combination details

Your entries

Available voltage	6 V
Speed	40 min ⁻¹
Torque	0.42 Nm

Values of the drive at available voltage

Available voltage	6 V
Max. speed at given load	42 min ⁻¹
Max. continuous torque	0.48 Nm
Max. continuous current	0.72 A

Required electrical data for your operating point

Speed	40 min ⁻¹
Torque	0.42 Nm
Required voltage	5.84 V
Required current	0.64 A

DC-max16S GB SL 6V**Product specification****Values at nominal voltage**

Nominal voltage	6 V
No load speed	9870 min ⁻¹
No load current	67.3mA
Nominal speed	6770 min ⁻¹
Nominal torque (max. continuous torque)	3.71 mNm
Nominal current (max. continuous current)	0.72 A
Stall torque	12.1 mNm
Stall current	2.15 A
Max. efficiency	68.4 %

Characteristics

Max. output power continuous	3.89 W
Terminal resistance	2.79 Ω
Terminal inductance	0.0857 mH
Torque constant	5.62 mNm A ⁻¹
Speed constant	1700 min ⁻¹ V ⁻¹
Speed/torque gradient	843 min ⁻¹ mNm ⁻¹
Mechanical time constant	8.85ms
Rotor inertia	1 gcm ²

Thermal data

Thermal resistance housing-ambient	29.8 KW ⁻¹
Thermal resistance winding-housing	5.5 KW ⁻¹

Thermal time constant of the winding	4.86 s
Thermal time constant of the motor	288 s
Ambient temperature	-30...85 °C
Max. winding temperature	125 °C

Mechanical data

Max. permissible speed	11000 min ⁻¹
Axial play	0.05...0.15 mm
Preload	N
Radial backlash	0.012 mm
Max. axial load (dynamic)	0.8 N
Max. force for press fits (static)	35 N
Static, supported shaft	200 N
Max. radial load 5 mm from flange	1.4 N
Measurement from the flange	5 mm

Further specifications

Number of pole pairs	1
Number of commutator segments	7
Motor weight	19.6 g
Motor length	25.4 mm
Typical noise level	55 dBA (6000 min ⁻¹)

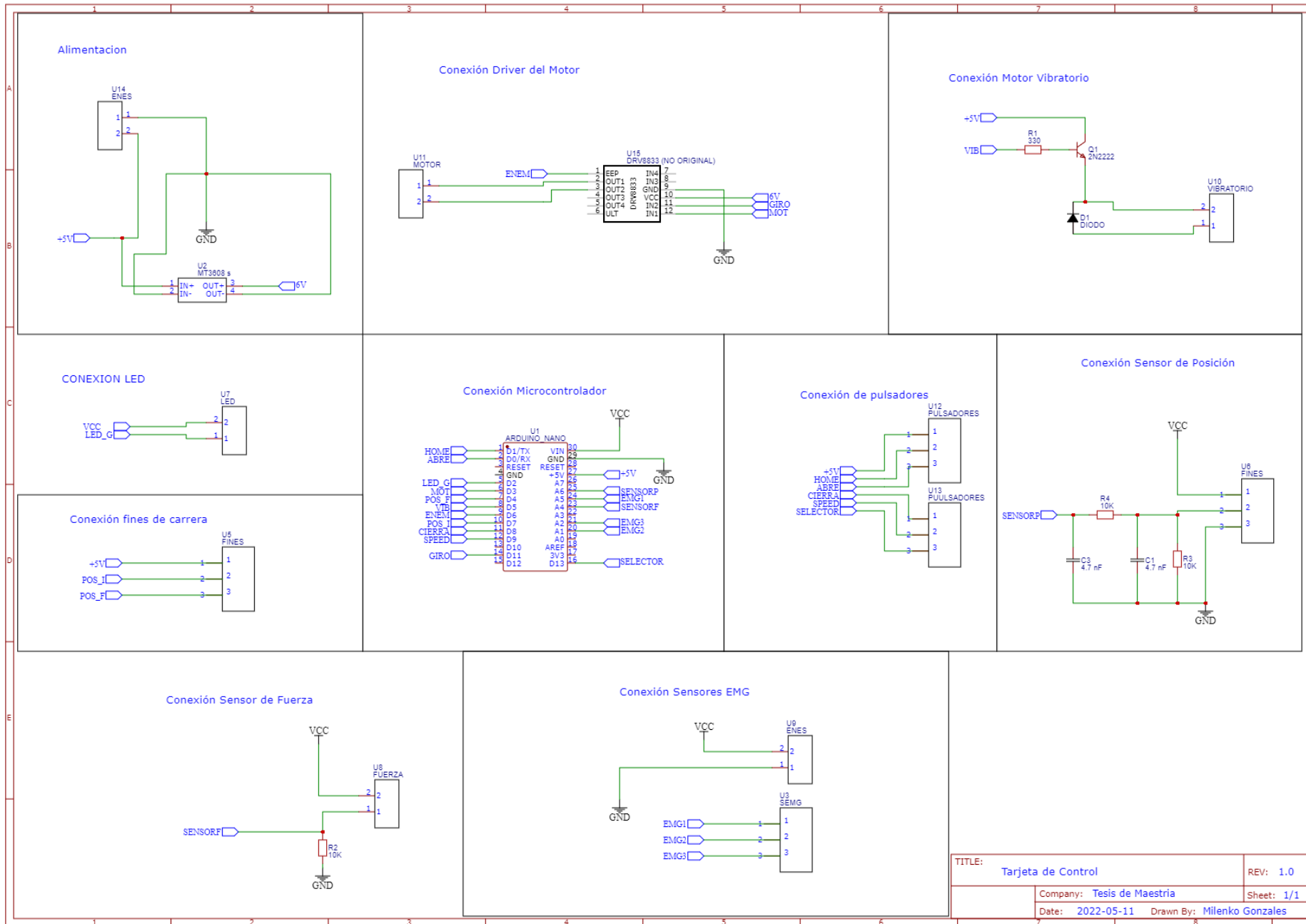
Information about motor data: http://www.maxonmotor.com/medias/CMS_Downloads/DIVERSES/12_049_EN.pdf

GPX19 A 172:1**Product specification****Gearhead data**

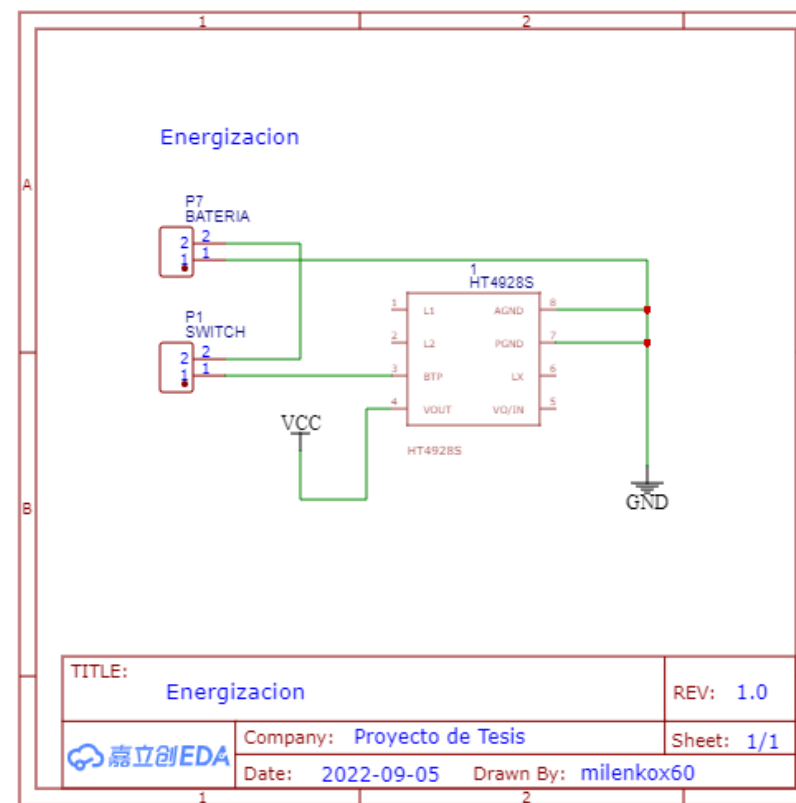
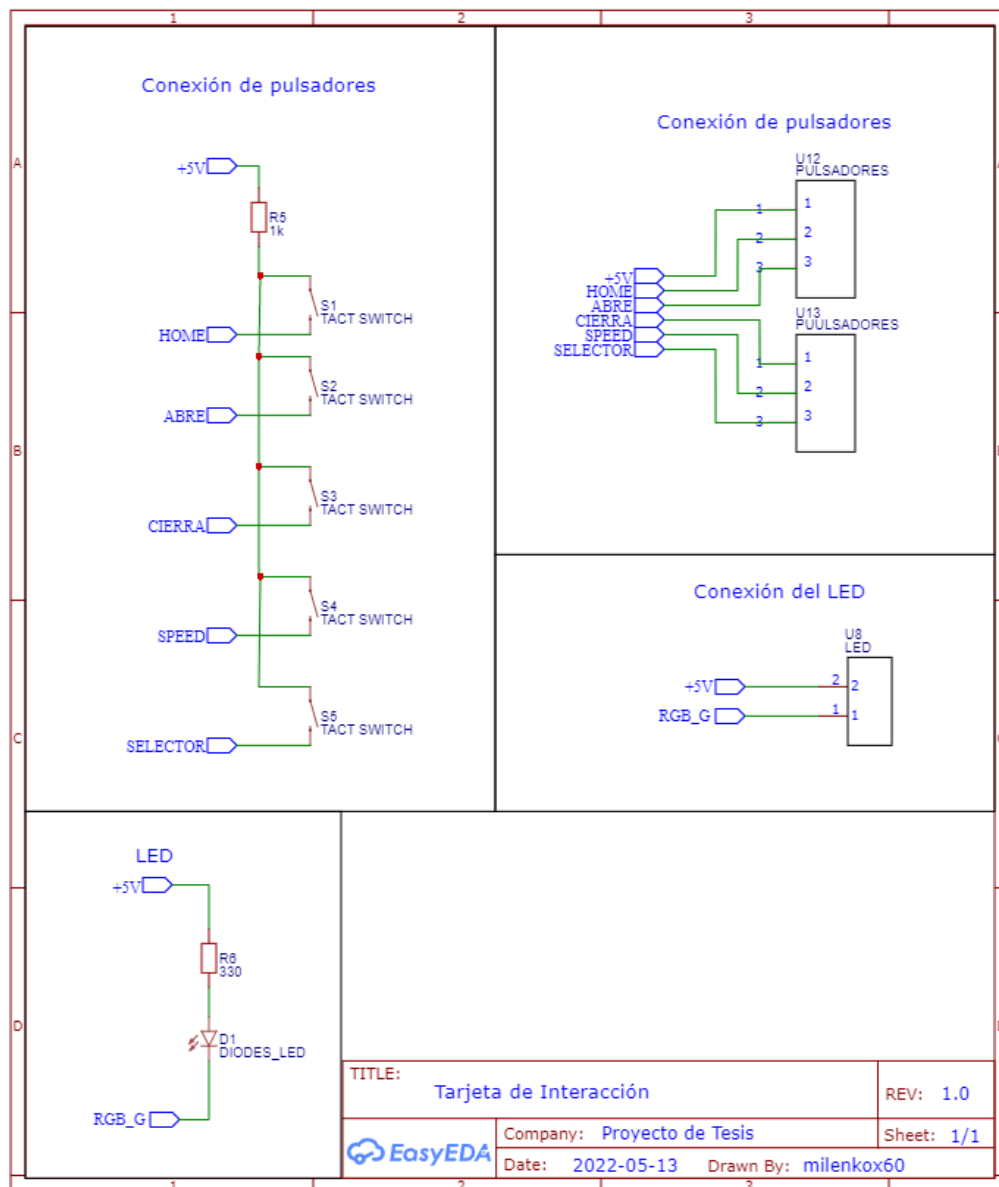
Reduction	172:1
Absolute reduction	326700/1900
Number of stages	3
Max. continuous torque	0.65 Nm
Max. intermittent torque	0.8 Nm
Direction of rotation, drive to output	=
Max. efficiency	75 %
Average backlash no-load	1.3 °
Mass inertia	0.161 gmc ²
Max. transmittable power (continuous)	3.2 W
Max. short-time transferable output	4.1 W

Technical data

Output shaft bearing	KL
Max. radial play, 5 mm from flange	max. 0.1 mm
Axial play	0...0.1 mm
Max. permissible radial load, 10 mm from flange	90 N
Max. permissible axial load	40N
Max. permissible force for press fits	100 N
Max. continuous input speed	14000 min ⁻¹
Max. intermittent input speed	17500 min ⁻¹
Recommended temperature range	-40..100 °C



TITLE:	Tarjeta de Control	REV:	1.0
Company:	Tesis de Maestría	Sheet:	1/1
Date:	2022-05-11	Drawn By:	Milenko Gonzales



Lista de Componentes Tarjeta de Control				
ID	Name	Designator	Footprint	Quantity
1	4.7 nF	C1,C3	CAPACITOR	2
2	DIODO	D1	DIODO	1
3	2N2222	Q1	TO-92-3_L4.9-W3.7-P1.27-L	1
4	330	R1	R_AXIAL-0.3	1
5	10K	R2,R3,R4	R_AXIAL-0.3	3
6	ARDUINO_NANO	U1	COMM-TH_ARDUINO_NANO	1
7	MT3608 s	U2	MT3608PCB	1
8	SEMG	U3	3PIN CONNECTOR	1
9	FINES	U5,U6	3PIN CONNECTOR	2
10	LED	U7	2PIN CONNECTOR	1
11	FUERZA	U8	2PIN CONNECTOR	1
12	ENES	U9,U14	2PIN CONNECTOR	2
13	VIBRATORIO	U10	2PIN CONNECTOR	1
14	MOTOR	U11	2PIN CONNECTOR	1
15	PULSADORES	U12	3PIN CONNECTOR	1
16	PUULSADORES	U13	3PIN CONNECTOR	1
17	DRV8833 (NO ORIGINAL)	U15	DRV8833 (NO ORIGINAL)	1

Lista de Componentes Tarjeta de Interacción				
ID	Name	Designator	Footprint	Quantity
1	DIODES_LED	D1	DIODES_LED5MM	1
2	1k	R5	R0603	1
3	330	R6	R0603	1
4	TACT SWITCH	S1,S2,S3,S4,S5	SPARKFUN-SWITCHES_TACTILE_SWITCH_PTH_6.0MM	5
5	LED	U8	2PIN CONNECTOR	1
6	PULSADORES	U12	3PIN CONNECTOR	1
7	PUULSADORES	U13	3PIN CONNECTOR	1

Tabla de Componente Energización				
ID	Name	Designator	Footprint	Quantity
1	HT4928S	1	IC-SO8	1
2	SWITCH	P1	TBLOCK-3.5-2P	1
3	BATERIA	P7	TBLOCK-3.5-2P	1

Anexo D: Datos de Control Obtenidos

Tiempo de establecimiento del control de posición:

Tabla de Control de Posición			
	Tiempo (s)		
<i>Setpoint</i>	Inicio	Fin	Duración
25	28.764	30.494	1.73
40	42.976	47.781	4.805
50	60.523	64.56	4.037
70	73.604	78.447	4.843
80	88.438	91.15	2.712
90	102.034	104.017	1.983
		Promedio	3.351667

Tiempo de establecimiento del control de posición-fuerza:

Tabla de Control de Posición-Fuerza			
	Tiempo (s)		
<i>Setpoint</i>	Inicio	Fin	Duración
80	9.659	11.779	2.120
100	43.96	47.887	3.927
105	79.105	82.597	3.492
115	90.672	92.648	1.976
90	105.402	112.001	6.599
		Promedio	3.623