

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE



FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

TEMA:

**“SISTEMA DE CONTROL PARA UNA ARTICULACIÓN DE CODO CON 2 GLD
PARA UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS DE BRAZO”**

**TRABAJO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE INGENIERÍA EN
MECATRÓNICA**

AUTOR: DAYANA MARICELA TERÁN BRAVO

DIRECTOR: MSC. IVÁN IGLESIAS NAVARRO

Ibarra, Febrero 2018



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

BIBLIOTECA UNIVERSITARIA

AUTORIZACIÓN DE USO Y PUBLICACIÓN

A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA

La Universidad Técnica del Norte dentro del proyecto Repositorio Digital Institucional, determinó la necesidad de disponer de textos completos en formato digital con la finalidad de apoyar los procesos de investigación, docencia y extensión de la Universidad. Por medio del presente documento dejo sentada mi voluntad de participar en este proyecto, para lo cual pongo a disposición la siguiente información:

DATOS DE CONTACTO			
CÉDULA DE IDENTIDAD:	1003627344		
APELLIDOS Y NOMBRES:	Terán Bravo Dayana Maricela		
DIRECCIÓN:	Barrio Santa Rosa de San Roque		
EMAIL:	dmteranb1@utn.edu.ec		
TELÉFONO FIJO:	062-900105	TELÉFONO MÓVIL:	0990916873

DATOS DE LA OBRA	
TÍTULO:	SISTEMA DE CONTROL PARA UNA ARTICULACIÓN DE CODO CON 2 GLD PARA UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS DE BRAZO
AUTOR:	Terán Bravo Dayana Maricela
FECHA:	07/02/2018
PROGRAMA:	PREGRADO
TITULO POR EL QUE OPTA:	Ingeniera en Mecatrónica
DIRECTOR:	Msc. Iván Iglesias Navarro

AUTORIZACIÓN DE USO A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD

Yo, Dayana Maricela Terán Bravo con cédula de identidad Nro. 1003627344, en calidad de autor y titular de los derechos patrimoniales de la obra o trabajo de grado descrito anteriormente, hago entrega del ejemplar respectivo en formato digital y autorizo a la Universidad Técnica del Norte, la publicación de la obra en el Repositorio Digital Institucional y uso del archivo digital en la Biblioteca de la Universidad con fines académicos, para ampliar la disponibilidad del material y como apoyo a la educación, investigación y extensión; en concordancia con la Ley de Educación Superior Artículo 144.

CONSTANCIAS

El autor manifiesta que la obra objeto de la presente autorización es original y se la desarrollo sin violar derechos de autores de terceros, por lo tanto la obra es original, y que es el titular de los derechos patrimoniales, por lo que asume la responsabilidad sobre el contenido de la misma y saldrá en defensa de la Universidad en caso de reclamación por parte de terceros.

Ibarra, a los 7 días del mes de febrero del 2018



Firma

Nombre: Dayana Maricela Terán Bravo

Cédula: 1003627344



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE GRADO A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

Yo, Dayana Maricela Terán Bravo, con cédula de identidad Nro. 1003627344, manifiesto mi voluntad de ceder a la Universidad Técnica del Norte los derechos patrimoniales consagrados en la Ley de Propiedad Intelectual del Ecuador, artículos 4, 5 y 6, en calidad de autor (es) de la obra o trabajo de grado denominado: **SISTEMA DE CONTROL PARA UNA ARTICULACIÓN DE CODO CON 2GLD PARA UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS DE BRAZO**, que ha sido desarrollado para optar por el título de: Ingeniera en Mecatrónica, en la Universidad Técnica del Norte, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente. En mi condición de autor me reservo los derechos morales de la obra antes citada. En concordancia suscribo este documento en el momento que hago entrega del trabajo final en formato impreso y digital a la Biblioteca de la Universidad Técnica del Norte.

Ibarra, a los 7 días del mes de febrero del 2018

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Dayana', is written over a horizontal line.

Firma

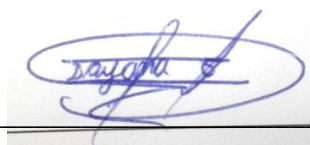
Nombre: Dayana Maricela Terán Bravo

Cédula: 1003627344

DECLARACIÓN

Yo, **Dayana Maricela Terán Bravo**, declaro bajo juramento que el trabajo aquí escrito es de mi autoría; que no ha sido previamente presentado para ningún grado o calificación profesional; y, que he consultado las referencias bibliográficas que se incluyen en este documento.

A través de la presente declaración cedo mis derechos de propiedad intelectual correspondientes a este trabajo, a la Universidad Técnica del Norte - Ibarra, según lo establecido por la Ley de Propiedad Intelectual, por su Reglamento y por la normativa institucional vigente.

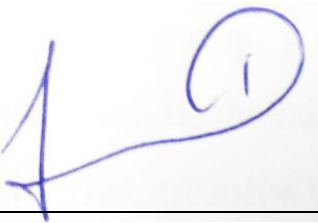


Nombre: Dayana Maricela Terán Bravo

Cédula: 1003627344

CERTIFICACIÓN

En calidad de tutor del trabajo de grado titulado: “SISTEMA DE CONTROL PARA UNA ARTICULACIÓN DE CODO CON 2 GDL PARA UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS DE BRAZO”, certifico que el presente trabajo fue desarrollado por la señorita Dayana Maricela Terán Bravo, bajo mi supervisión.

A handwritten signature in blue ink, consisting of a stylized 'I' followed by a large 'N' and a smaller 'A', positioned above a horizontal line.

Mcs. Iván Iglesias Navarro

DIRECTOR DEL PROYECTO

AGRADECIMIENTO

Agradezco a Dios, por haberme dado la salud, fortaleza, paciencia y coraje para seguir adelante, haberme guiado durante toda mi vida y permitirme gozar las alegrías.

A mis padres Rigoberto Terán Cartagena y Nelly Bravo Ipiales por ser mi soporte y brindarme todos los consejos para superar los obstáculos que se presentaron en mi trayecto estudiantil y durante este proyecto, por enseñarme que con responsabilidad y ganas de seguir adelante todo en la vida va bien, por ser quienes me sacaban una sonrisa y estar conmigo en los momentos más difíciles y nunca abandonarme.

A mis hermano Sebastián y Steven, por apoyarme con sus palabras de aliento y ayudarme en cada problema.

A Pablo Tapia Morán por ser mi amigo y compañero en mi vida universitaria, por ayudarme con sus conocimientos, brindarme su apoyo en los momentos más difíciles y compartir mis alegrías, triunfos y tristezas.

Al Msc. Iván Iglesias Navarro principalmente por su gran ayuda y conocimientos compartidos para lograr culminar con este proyecto.

A un gran amigo Jhonatan Oyagata, que siempre estuvo conmigo acompañándome y transmitiendo su alegría y consejos para culminar el proyecto.

Dayana Terán Bravo

DEDICATORIA

Dedico este trabajo a Dios, a mis padres Rigoberto y Nelly, las personas más importantes en mi vida, a quienes les debo todas mis alegrías y triunfos, gracias a sus valores y buenas costumbres que supieron enseñarme.

A mis hermanos Sebastián, Steven y Martín quienes son las personas que más amo y quienes siempre están conmigo en todo los momentos.

Dayana Terán Bravo

RESUMEN

Los dispositivos protésicos son creados con el fin de ayudar a las personas que tienen algún tipo de amputación para que puedan realizar las actividades de la vida diaria. Gracias al avance de la tecnología y de la medicina existen dispositivos electrónicos capaces de medir la actividad eléctrica del músculo y generar una señal analógica que puede ser leída fácilmente por un microcontrolador. En este trabajo se presenta un sistema de control para el prototipo de codo con 2 GLD realizado por (Tapia, 2017), el sistema tiene como señal de activación las señales electromiográficas (EMG), generadas por el usuario del dispositivo.

Para el desarrollo del sistema de control, el paso inicial es determinar los requisitos y restricciones que presenta el prototipo, después se realiza una búsqueda bibliográfica de trabajos relacionados con estrategias de control, sensórica y ángulos de movilidad para los movimientos de flexión-extensión y prono-supinación. En la selección de los elementos electrónicos se consideran principalmente la disponibilidad, el peso y el tamaño.

El modelo matemático para el movimiento de flexión-extensión se obtiene mediante ecuaciones diferenciales y para el movimiento de prono-supinación se obtiene de manera experimental mediante la herramienta Ident de Matlab®. Después de obtener las funciones de transferencia con el modelo matemático, se utiliza una estrategia de control que se conforma principalmente de un controlador PID diseñado por el método del lugar geométrico de las raíces.

Los parámetros integral, proporcional y derivativo del PID que se calculan, son modificados de acuerdo con la respuesta de la planta real durante las pruebas de funcionamiento.

Como resultado se obtiene un sistema de control con una respuesta rápida y una precisión de $\pm 2^\circ$; los ángulos para el movimiento de flexión-extensión son 30° , 70° , 100° y 130° mientras que para la prono-supinación son 50° , 0° y -50° . Las señales electromiográficas para la activación del ángulo de cada movimiento corresponden a contracciones leves, medias, medias fuertes y fuertes.

ABSTRACT

Prosthetic devices are created in order to help people who have some kind of amputation so they can perform the activities of daily life. Thanks to advances in technology and medicine, there are electronic devices capable of measuring the electrical activity of the muscle and generating an analog signal that can be easily read by a microcontroller. In this work we present a control system for the elbow prototype with 2 GLD carried out by (Tapia, 2017), the system has as an activation signal the electromyographic (EMG) signals, generated by the user of the device.

For the development of the control system, the initial step is to determine the requirements and restrictions presented by the prototype, then a bibliographic search is made of works related to control strategies, sensory and mobility angles for the movements of flexion-extension and prone -supination. In the selection of electronic elements, availability, weight and size are mainly considered.

The mathematical model for the flexion-extension movement is obtained by means of differential equations and for the prono-supination movement it is obtained experimentally by the Matlab® Ident tool. After obtaining the transfer functions with the mathematical model, a control strategy is used that is mainly composed of a PID controller designed by the root locus method.

The integral, proportional and derivative parameters of the PID that are calculated are modified according to the response of the real plant during the performance tests.

As a result, a control system with a fast response and an accuracy of $\pm 2^\circ$ is obtained; the angles for the flexion-extension movement are 30° , 70° , 100° and 130° while for the prono-supination they are 50° , 0° and -50° . The electromyographic signals for the activation of the angle of each movement correspond to slight, medium, strong medium and strong contractions.

ÍNDICE GENERAL

IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA.....	II
AUTORIZACIÓN DE USO A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD.....	III
CONSTANCIAS.....	III
CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE GRADO	IV
DECLARACIÓN.....	V
CERTIFICACIÓN.....	VI
AGRADECIMIENTO	VII
DEDICATORIA	VIII
RESUMEN	IX
ABSTRACT.....	X
ÍNDICE GENERAL	XI
ÍNDICE DE TABLAS	XV
ÍNDICE DE FIGURAS.....	XVII
INTRODUCCIÓN	1
EL PROBLEMA	1
OBJETIVO GENERAL	2
OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	2
ANTECEDENTES.....	2
JUSTIFICACIÓN.....	4
ALCANCE.....	5
Capítulo 1.....	6
1. Marco Teórico	6
1.1. Desarrollo de las prótesis mioeléctricas	6
1.2. Electromiografía.....	7
1.3. Electroodos.....	8
1.3.1. Distancia de los electrodos.....	8
1.3.2. Ubicación de los electrodos	9
1.4. Consideraciones para las EMGS	11
1.5. Adquisición de la señal mioeléctrica.....	12
1.5.1. Sensor de músculo V3	12
1.5.2. Sensor de músculo Myoware	12
1.6. Teorema de muestreo	13
1.6.1. Teorema de muestreo de Nyquist	14

1.6.2.	Teorema de muestreo de Nyquist-Shannon	14
1.7.	Frecuencia de las señales EMG.....	15
1.8.	Control con electromiografía	15
1.8.1.	Control de tipo on/off.....	16
1.8.2.	Control mediante máquinas de estado	16
1.8.3.	Control PID.....	16
1.8.4.	Control mediante reconocimiento de patrones	18
1.9.	Sistemas de medición.....	19
1.9.1.	Sensores	19
1.10.	Actuadores	22
1.10.1.	Actuadores eléctricos	22
1.11.	Control de motores de DC	23
1.11.1.	Control por modulación de ancho de pulso (PWM)	23
1.12.	Microcontroladores.....	25
1.12.1.	Parámetros de selección	25
1.12.2.	Mercado de los microcontroladores	26
1.13.	Análisis de datos.....	27
1.13.1.	Análisis de frecuencias.....	27
1.13.2.	Estadígrafos de tendencia centrales.....	28
1.13.3.	Estadígrafos de dispersión.....	28
1.14.	Comparación de múltiples poblaciones.....	29
1.14.1.	Identificación de elementos	31
1.15.	Baterías	31
1.15.1.	Capacidad	32
1.15.2.	Tasa de descarga.....	32
1.15.3.	Tasa de carga.....	32
Capítulo 2.....		33
2.	Marco metodológico.....	33
2.1.	Metodología mecatrónica.....	33
2.2.	Investigación bibliográfica.....	33
2.3.	Requisitos y restricciones para el diseño.....	33
2.4.	Ángulo de movilidad para el prototipo	34
2.5.	Selección de elementos	34
2.6.	Modelamiento matemático.....	34
2.7.	Diseño del sistema.....	35

2.8.	Descripción del procedimiento experimental.....	35
2.9.	Análisis estadístico.....	35
2.10.	Implementación y ensamblaje en el prototipo.....	36
2.11.	Pruebas y validación del sistema.....	36
Capítulo 3.....		37
3.	Resultados.....	37
3.1.	Ángulos de movilidad.....	37
3.2.	Requerimiento del nuevo prototipo.....	37
3.2.1.	Movimiento de codo.....	38
3.2.2.	Rotación de muñeca.....	38
3.3.	Selección de los elementos.....	39
3.3.1.	Selección del actuador.....	39
3.3.2.	Selección del sensor de posición.....	41
3.3.3.	Selección del controlador.....	45
3.3.4.	Etapa de potencia.....	47
3.3.5.	Selección de las baterías.....	49
3.4.	Diseño del circuito.....	53
3.5.	Modelamiento matemático.....	55
3.5.1.	Actuador flexión-extensión.....	55
3.5.1.	Actuador prono-supinación.....	59
3.6.	Diseño del sistema de control.....	61
3.6.1.	Controlador PID – Movimiento flexión-extensión.....	62
3.6.2.	Controlador PID – Movimiento prono-supinación.....	68
3.7.	Selección del sensor de músculo.....	71
3.7.1.	Electrodos utilizados.....	72
3.7.1.	Colocación de los electrodos.....	73
3.8.	Adquisición de la señal mioeléctrica.....	73
3.8.1.	Frecuencia de muestreo para las señales.....	74
3.8.2.	Filtros para las señales mioeléctricas.....	74
3.8.3.	Preparación del paciente.....	75
3.8.4.	Registro de la señal.....	76
3.9.	Análisis estadístico de los datos.....	77
3.9.1.	Análisis estado de reposo.....	78
3.9.2.	Análisis contracción muscular leve.....	81
3.9.3.	Análisis contracción muscular media.....	83

3.9.4.	Análisis contracción muscular media fuerte	85
3.9.5.	Análisis contracción muscular fuerte.....	87
3.10.	Implementación del software.....	89
3.10.1.	Descripción del programa	89
3.11.	Pruebas de funcionamiento.....	92
3.12.	Análisis de costos del proyecto	102
3.12.1.	Costos directos	102
3.12.1.	Costos indirectos	103
3.12.2.	Análisis del costo total	103
Capítulo 4.....		105
4.	Conclusiones y recomendaciones	105
4.1.	Conclusiones	105
4.2.	Recomendaciones.....	106
Bibliografía		108

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.1 Recomendaciones para la colocación de los electrodos.....	9
Tabla 1.2 Ubicación de los electros en los músculos del tríceps.	10
Tabla 1.3 Frecuencia de la señal EMG	15
Tabla 1.4 Efectos de los términos P, I y D.....	18
Tabla 1.5 Ventajas y desventajas de los actuadores.....	22
Tabla 1.6 Microcontroladores disponibles en el mercado.	26
Tabla 1.7 Características técnicas de los fabricantes de microcontroladores.	26
Tabla 3.1 Parámetros necesarios para los movimientos.....	37
Tabla 3.2 Especificaciones técnicas del actuador	41
Tabla 3.3 Datos obtenidos de modo experimental para los movimientos de flexión-extensión y pronosupinación.	43
Tabla 3.4 Comparación entre controladores	45
Tabla 3.5 Especificaciones del consumo de los elementos.....	50
Tabla 3.6 Especificaciones técnicas del convertidor.	53
Tabla 3.7 Valores del controlador PID flexión-extensión	65
Tabla 3.8 Valores del controlador PID modificado flexión-extensión	67
Tabla 3.9 Valores de los parámetros del controlador PID flexión-extensión	67
Tabla 3.10 Comparación de la planta con y sin controlador (flexión-extensión).	68
Tabla 3.11 Valores del controlador PID - pronosupinación	69
Tabla 3.12 Valores del controlador PID movimiento pronosupinación.	70
Tabla 3.13 Comparación de la planta con y sin controlador (pronosupinación).	71
Tabla 3.14 Sensores para la adquisición de señales.....	71
Tabla 3.15 Relación de ángulos y contracción muscular.....	78
Tabla 3.16 Valores estadísticos para reposo	79
Tabla 3.17 Análisis de varianza para el reposo.....	80
Tabla 3.18 Valores estadísticos para la contracción leve.....	81
Tabla 3.19 Análisis de varianza para la contracción leve.	82
Tabla 3.20 Valores estadísticos para la contracción media.....	83
Tabla 3.21 Análisis de varianza para la contracción media	84
Tabla 3.22 Valores estadísticos para la contracción media fuerte.	85
Tabla 3.23 Análisis de varianza para la contracción media fuerte.....	86
Tabla 3.24 Valores estadísticos para la contracción fuerte.	87

Tabla 3.25 Análisis de varianza para la contracción fuerte.....	88
Tabla 3.26 Nombres para el diagrama de flujo.	89
Tabla 3.27 Descripción de las entradas y salidas del sistema.	91
Tabla 3.28 Rango de valores para los diferentes ángulos.	93
Tabla 3.29 Porcentaje de error de posición de los movimientos.....	102
Tabla 3.30 Costos Directos	102
Tabla 3.31 Costos indirectos	103
Tabla 3.32 Costo Total.....	103
Tabla 3.33 Comparación de costos de prótesis comerciales	103

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1 Prótesis mioeléctrica de mano.	6
Figura 1.2 Prótesis llamado Mano Rusa.	6
Figura 1.3 Señal EMG extensión de los dedos.	7
Figura 1.4 Tipos de electrodos a) electrodos de superficie, b) electrodos de aguja.	8
Figura 1.5 Histograma a) del diámetro del electrodo. b) de la distancia entre electrodos.	8
Figura 1.6 Localización de los electrodos.....	9
Figura 1.7 a) Tríceps braquial cabeza larga b) Tríceps braquial cabeza lateral.	10
Figura 1.8 Sensor de músculo V3.	12
Figura 1.9 Sensor Myoware.	13
Figura 1.10 Efecto del aliasing.	13
Figura 1.11 Encoders	20
Figura 1.12 a) encoder rotativo incremental b) encoder rotativo absoluto.	20
Figura 1.13 Encoder tipo potenciómetro.	21
Figura 1.14 Encoder tipo potenciómetro.....	21
Figura 1.15 Distintos ciclos de trabajo con PWM.	24
Figura 1.16 a) Histograma b) Polígono de Frecuencias.....	28
Figura 1.17 Batería Lipo 3000mAH.	31
Figura 3.1 Ángulo de la flexión-extensión.	38
Figura 3.2 Movimiento de pronosupinación.	39
Figura 3.3 Motor EC-Flat	40
Figura 3.4 Micro servomotor seleccionado - HS-81.	41
Figura 3.5 Potenciómetro utilizado como sensor de posición.....	42
Figura 3.6 Comportamiento del potenciómetro de la flexión-extensión.....	43
Figura 3.7 Comportamiento del potenciómetro de la pronosupinación.....	44
Figura 3.8 Arduino Nano 3.x.	47
Figura 3.9 Conexión ESC brushless.	48
Figura 3.10 Circuito de potencia con relés.	48
Figura 3.11 Circuito de conexión-Puente H.....	49
Figura 3.12 Regulador Step-Up.	52
Figura 3.13 Regulador elevador ajustable.....	52
Figura 3.14 Diagrama de bloques para realizar el circuito impreso.....	53
Figura 3.15 a) Diseño del circuito de potencia b) Impresión del circuito de potencia.....	53

Figura 3.16 Placa con los circuitos de potencia.	54
Figura 3.17 a) Vista frontal de los elementos electrónicos, b) Vista superior de los elementos electrónicos.	54
Figura 3.18 a) Vista frontal de la placa del prototipo b) Vista lateral de la placa del prototipo.	55
Figura 3.19 Circuito del motor DC).....	55
Figura 3.20 Circuito equivalente del motor.	56
Figura 3.21 Circuito del motor Brushless.	58
Figura 3.22 Diagrama de bloques para la obtención de datos del actuador prono-supinación.	59
Figura 3.23 Interfaz Labview-Arduino.	60
Figura 3.24 Diagrama de bloques del programa.	60
Figura 3.25 a) Sistema control PID básico b) Diagrama de bloques modificado del mismo sistema.	62
Figura 3.26 Respuesta ante una entrada escalón unitario-flexión-extensión	62
Figura 3.27 Respuesta a una entrada escalón unitario con controlador PID diseñado-flexión-extensión	66
Figura 3.28 Respuesta a una entrada escalón unitario con controlador PID – flexión-extensión (ω modificado).	67
Figura 3.29 Respuesta ante una entrada escalón unitario – prono-supinación.....	69
Figura 3.30 Respuesta ante una entrada escalón unitario con controlador PID diseñado – prono-supinación	70
Figura 3.31 Descripción del proceso para la adquisición de las señales EMG.....	73
Figura 3.32 Colocación del sensor Myoware.	75
Figura 3.33 Limpieza del músculo y colocación del sensor Myoware.	76
Figura 3.34 Contracción muscular del paciente.....	76
Figura 3.35 Panel frontal para la adquisición de la señal muscular.	77
Figura 3.36 Datos estadísticos para el estado de reposo.	79
Figura 3.37 Rango de límites para el reposo.....	80
Figura 3.38 Datos estadísticos para la contracción muscular leve.....	81
Figura 3.39 Rango de límites de la contracción leve.	82
Figura 3.40 Datos estadísticos para la contracción muscular media.....	83
Figura 3.41 Rango de límites de la contracción media.	84
Figura 3.42 Datos estadísticos para la contracción muscular media fuerte.	85
Figura 3.43 Rango de límites de la contracción media fuerte.....	86
Figura 3.44 Datos estadísticos para la contracción muscular fuerte	87
Figura 3.45 Rango de límites de la contracción fuerte.....	88

Figura 3.46 Diagrama de flujo de la programación.	90
Figura 3.47 Conexión Arduino-circuito de potencia.....	91
Figura 3.48 Prototipo ensamblado.	92
Figura 3.49 Vistas del ensamble electrónico del prototipo.	92
Figura 3.50 Paciente en estado de reposo.	93
Figura 3.51 Señal mioeléctrica del reposo movimiento flexión-extensión.....	94
Figura 3.52 Señal mioeléctrica del reposo movimiento prono-supinación.....	94
Figura 3.53 Señal mioeléctrica-contracción leve movimiento flexión-extensión.....	95
Figura 3.54 Movimiento flexión-extensión, contracción leve (70°).....	95
Figura 3.55 Señal mioeléctrica-contracción leve movimiento prono-supinación.....	96
Figura 3.56 Movimiento supinación-contracción leve (50°).	96
Figura 3.57 Señal mioeléctrica-contracción media, movimiento flexión-extensión.....	97
Figura 3.58 Movimiento flexión-extensión, contracción media (100°).....	97
Figura 3.59 Señal mioeléctrica-contracción media, movimiento prono-supinación.....	98
Figura 3.60 Movimiento prono-supinación, contracción media (0°).....	98
Figura 3.61 Señal mioeléctrica-contracción media fuerte, movimiento flexión-extensión.	99
Figura 3.62 Movimiento flexión-extensión, contracción media fuerte (130°).....	99
Figura 3.63 Señal mioeléctrica-contracción media fuerte, movimiento prono-supinación.	100
Figura 3.64 Movimiento prono-supinación, contracción fuerte (-50°).	100
Figura 3.65 Señal mioeléctrica-contracción fuerte, movimiento flexión-extensión.	101
Figura 3.66 Movimiento flexión-extensión, contracción fuerte (30°).	101

INTRODUCCIÓN

EL PROBLEMA

Las personas que sufren algún tipo de amputación en uno de sus miembros tienen una baja autoestima, se sienten rechazados por parte de la sociedad, y lo más importante, presentan ciertas restricciones para realizar actividades de la vida cotidiana; para solucionar lo mencionado, se ha visto la necesidad de construir prótesis mioeléctricas las mismas que son fabricadas en otros países y tienen un elevado costo (Digital, 2016), por lo que, para los ecuatorianos resulta difícil adquirirlas y hacer uso de ellas.

En la Universidad Técnica del Norte se ha desarrollado un prototipo de articulación mecatrónica de codo con movimiento de flexión-extensión y prono-supinación del antebrazo (Méndez, 2016), pero ésta presenta problemas en el control ya que los actuadores se accionan mediante la señal de un potenciómetro y no proporciona facilidad de uso, por lo que no satisfacen las prestaciones y funcionalidades requeridas por los pacientes; por esta razón es necesario continuar con la investigación en esta área para encontrar un sistema de control autónomo que satisfaga las necesidades del usuario.

Además, se cuenta con una tarjeta de adquisición de señales mioeléctricas provenientes de los músculos del cuerpo humano, construida en la Universidad Técnica del Norte por (Yépez, 2016). Pese a esto, aún no se implementa un sistema de control que interaccione las señales provenientes del cuerpo humano y el prototipo de prótesis de codo y antebrazo.

Debido a los problemas antes mencionados, se propone realizar un sistema de control para el nuevo prototipo compacto de codo tomando en cuenta la consigna de posición, integrando un dispositivo de adquisición de señales mioeléctricas para brindar un movimiento autónomo al paciente al momento de realizar las actividades de la vida diaria.

OBJETIVO GENERAL

Implementar un sistema de control para una articulación de codo con dos grados de libertad para un prototipo de prótesis de brazo.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Determinar los requisitos y restricciones para el diseño de la nueva estrategia de control a implementar.
- Realizar el modelamiento matemático de la articulación de brazo.
- Diseñar el sistema de control.
- Implementar la estrategia de control.
- Realizar pruebas y análisis de los resultados.

ANTECEDENTES

En Ecuador, existe alrededor de 193.520 personas que sufren algún tipo de discapacidad física de las cuales 11.351 pertenecen a la provincia de Imbabura (Ministerio de Salud Pública , 2016), encontrándose dentro de este grupo personas con pérdidas de miembro superior o inferior ya sea por amputaciones o malformaciones congénitas.

Este grupo de personas han sido objeto de varios estudios dentro de la comunidad científica y gracias a ellos se han desarrollado diferentes tipos de prótesis para ayudar a los pacientes a retomar limitadas actividades dentro de la vida cotidiana. Gracias al avance de la tecnología y de la medicina se han descubierto nuevos sistemas de control de movimientos que ayudan en el desarrollo de las prótesis, dejando de lado el uso de prótesis netamente mecánicas e introduciendo prótesis con señales eléctricas o prótesis mioeléctricas.

De hecho, en la Universidad Técnica del Norte, Yépez Darío (2016) construyó una tarjeta de adquisición y tratamiento de señales eléctricas provenientes del cuerpo humano para el accionamiento de prótesis transradiales la cual cuenta con tres canales de salidas. En la misma universidad Méndez Andrés (2016) construyó una articulación de codo con movimiento de flexión-extensión y prono-supinación en el cual el accionamiento de los actuadores (servomotores) se realiza con mediante un potenciómetro.

En la Universidad autónoma de México, (Kumar S., Chatterjee A. & Kumar A., 2012), diseño un controlador mioeléctrico para prótesis de miembro superior en el cual utiliza un convertidor rms-CD para accionar un actuador es decir el sistema está diseñado para 1 grado de libertad (GDL).

(Alarcón J., Ruis L., Tello J., 2011) desarrollaron un sistema de control para un dispositivo protésico con 3GDL que permite 5 movimientos correspondientes al codo, muñeca y mano, principalmente se utiliza redes neuronales, el dispositivo tiene la desventaja que no es portátil debido a que las baterías tiene un peso relativamente grande, además de ello el sistema de control no cuenta con una señal de retroalimentación. Existe otro trabajo similar elaborado por (Brazeiro J., Petraccia S. y Valdés M., 2015) quienes realizan un sistema de control para una mano con señales mioeléctricas, en este trabajo se utiliza el reconocimiento de patrones, redes neuronales y lógica difusa.

(Veer K. , 2015) en su artículo “An analytical approach to test and design upper limb prosthesis” presenta una metodología de control en la que para lograr controlar la prótesis lo realiza mediante el diseño electrónico que consiste en un procesamiento digital de la señal, una vez obtenidas las señales electromiográficas (EMG) utiliza un análisis vectorial utilizando la técnica ANOVA. Otras técnicas utilizadas para analizar las señales son: valor absoluto, valor medio, valores RMS, y varianza como lo indica (Veer K. , 2014), para obtener varias señales EMG utiliza un electromiograma de superficie de doble canal.

La técnica de control utilizada por (Veer, Karan y Sharma Tanu, 2014) consiste en descomponer la señal mediante la transformada de wavelet y luego los coeficientes de umbral se analizan por el método de umbral. Veer et al., (2014) menciona que la técnica más efectiva es db4 Wavelet debido a que las EMG son señales complicadas y difíciles de controlar ya que depende de las propiedades anatómicas y fisiológicas de los músculos de cada persona. El “método de umbral único” es el más común en el control gracias a su facilidad de clasificación, pero no es más recomendable ya que no existe una buena detección de las señales.

(Phinyomark A., Phukpattaranont P. & Limsakul C., 2011) presentan tres métodos de control: sistema de reconocimiento de patrones, sistema de reconocimiento híbrido y fuzzy; este trabajo fue realizado aplicando máquinas de estado o vectores utilizando características basadas en el dominio del tiempo con el valor medio absoluto, longitud, y forma de onda y cruce por cero. Una recomendación que hace el autor es utilizar redes neuronales. Por otro lado, (Veer K.,

Sharma T. & Kumar A., 2016), para el control de una prótesis de codo utilizaron una conmutación de relés y resistencias dieléctricas para realizar la matriz de relés, los cuales varían la corriente del motor y consecuentemente varían el par de este. El control se lo realiza mediante la detección adecuada de los movimientos y los parámetros que se toma en cuenta son la velocidad y la fuerza.

En México (Escudero Z., Leija L. & Muñoz R., 1999) desarrolló una prótesis de codo utilizando un sistema de control fuzzy combinado con reconocimiento de patrones, en la parte del hardware se usaron microcontroladores, micro motores sin escobilla, encoders magnéticos incrementales y DSP TMS320C50.

Con base a estos antecedentes y estadísticas, en este trabajo se propone implementar un sistema de control en un prototipo de prótesis con 2 GDL (flexión-extensión y prono-supinación), de manera que los movimientos se realicen de forma rápida y con cierta precisión, contando con una señal de retroalimentación enviada por los sensores correspondientes. Además, el método de activación se la realizará mediante señales mioeléctricas.

JUSTIFICACIÓN

Gracias al avance de la ingeniería y de la medicina se han descubierto nuevos diseños de prótesis de miembro superior satisfaciendo cada vez más las variables de control de calidad estimadas por el usuario como son: un peso liviano, control autónomo y estéticamente con un aspecto físico similar al de un brazo humano.

La presente investigación se enfoca en desarrollar e implementar un sistema de control en un prototipo de prótesis de miembro superior con dos grados de libertad, cuyo diseño mecánico ha sido elaborado por (Tapia, 2017). Los actuadores encargados de realizar los movimientos de flexión-extensión y prono-supinación se activarán con señales mioeléctricas sin necesidad de ser accionados manualmente cuando se necesite algún movimiento. Por lo tanto en caso de implementar el prototipo a una persona con amputación transhumeral se brindaría una mayor facilidad de accionamiento y comodidad de uso al paciente.

A la vez el proyecto servirá como guía para la implementación en prótesis de miembro superior y a la vez contribuirá en el desarrollo de las líneas de investigación de la carrera.

ALCANCE

A partir del nuevo diseño mecánico de codo con movimientos de flexión - extensión y prono-supinación y la obtención del modelo matemático; se tomará en cuenta cualquier consigna de posición o velocidad, se diseñará un sistema de control para que ejecute los movimiento en los actuadores respectivos de una manera rápida y controlada, permitiendo así, que en un futuro las personas con amputación de antebrazo pueda realizar movimientos correspondientes a la flexión y extensión del codo con un ángulo máximo entre 0-130°, y la prono-supinación del antebrazo con un ángulo de $\pm 50^\circ$, de manera autónoma.

Capítulo 1

1. Marco Teórico

1.1. Desarrollo de las prótesis mioeléctricas

La primera prótesis mioeléctrica fue desarrollada en 1945 en Alemania por Reinhold Reiter como se muestra en la figura 1.1. Fue construida utilizando tubos de vacío en sus circuitos electrónicos, presentando como desventaja el consumo elevado de energía y a la vez no permitía que la prótesis sea portable con el paciente. El control de la primera prótesis se realizó con el algoritmo de control por estados. (Brazeiro et al., 2015).

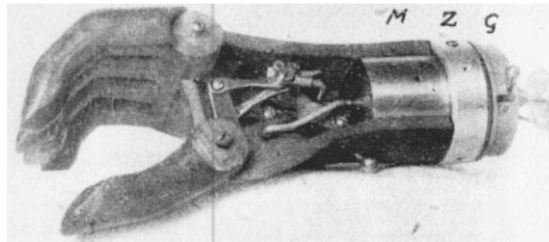


Figura 1.1 Prótesis mioeléctrica de mano. (Brazeiro et al., 2015)

La primera prótesis mioeléctrica de uso clínico fue desarrollada entre los años 1950 y 1960 por investigadores de varios países de Europa, EEYY y la URSS a causa de la “tragedia de Talidomida”. La prótesis fue diseñada para personas adultas con amputaciones debajo del codo la misma que fue denominada Mano Rusa (ver figura 1.2) (Brazeiro et al., 2015).

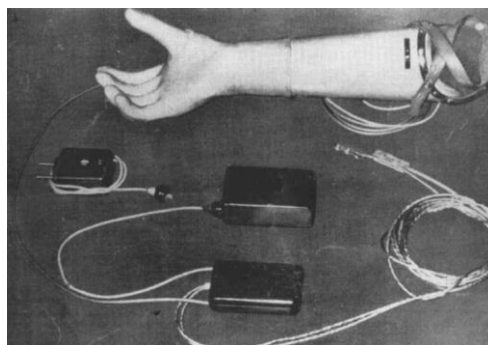


Figura 1.2 Prótesis llamado Mano Rusa. (Brazeiro et al., 2015)

En cuanto a los avances de los algoritmos de control, en 1960 Bottomley y su grupo de colaboradores fueron los primeros en utilizar un control proporcional, para el desarrollo del sistema se tomaba como referencia la potencia de la señal mioeléctrica; el mecanismo de control fue llamado “autogenic backlash” (Brazeiro et al., 2015).

En 1961 en el Instituto Tecnológico de Massachusetts (MIT) se crea el “Brazo de Boston”, primera prótesis mioeléctrica de codo utilizada hasta el 2000 con cambios menores en su mecanismo y control. Hoy en día el brazo Utah cuenta con un diseño más avanzado. En 1966 Zemann y el alemán Otto Bock construyeron “Z6” la prótesis de uso clínica que los llevaría a la fama convirtiéndose en la compañía más importante en cuanto a prótesis mioeléctricas comerciales (Brazeiro et al., 2015).

Referente a los electrodos empleados, el desarrollo empezó en Canadá trabajando en la posibilidad del uso de electrodos implantables con una comunicación de telemetría con la prótesis. En la década de los 70 fue el desarrollo en cuanto a baterías, motores y componentes eléctricos; por otro lado, la década de los 80 fue marcada por el desarrollo de técnicas avanzadas para el procesamiento de las señales EMG (Brazeiro et al., 2015).

1.2. Electromiografía

Se puede decir que “la electromiografía (EMG) es la técnica utilizada para detectar y medir los niveles de activación muscular, por medio del registro de los potenciales de acción muscular, generados para realizar la contracción de las fibras musculares” ver figura 1.3 (Voegeli, 2001, pág. 273).

La finalidad de la electromiografía es determinar en cada instante, si el músculo está activo o inactivo; saber qué grado de actividad muestra durante los períodos en que se halla activo; conocer qué tipo de relación o interacción mantiene con el resto de músculos implicados en la acción que se va a estudiar (concepto de coordinación intermuscular). (Guerrero , 2016, pág. 7)

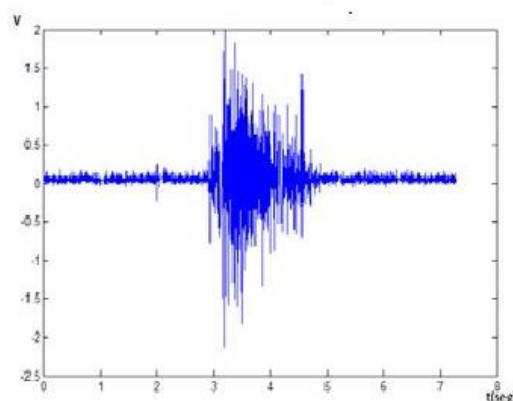


Figura 1.3 Señal EMG extensión de los dedos. (BIONIC, 2017)

1.3. Electrodo

Los electrodos son utilizados para adquirir mediciones biopotenciales, las cuales en el músculo son los encargadas de recoger la actividad eléctrica ya sea por inserción o pasta conductora (Navarro, 2015).

Para la detección de la electromiografía existen dos tipos de electrodos los cuales son: electrodos de superficie ver figura 1.4 a) y electrodos de aguja ver figura 1.4 b)

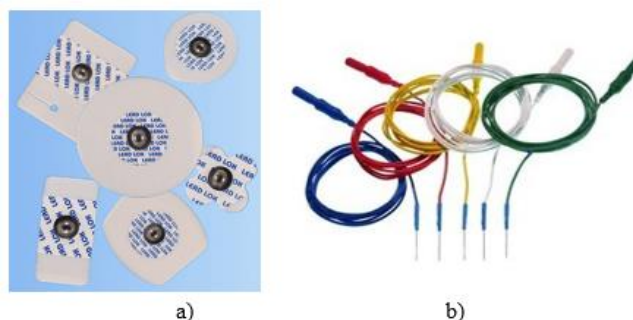


Figura 1.4 Tipos de electrodos a) electrodos de superficie, b) electrodos de aguja. (BIONIC, 2017)

1.3.1. Distancia de los electrodos

(Massó et. al, 2010) y (Seniam, 2017) coinciden que la distancia entre electrodos debe ser de 2cm desde el centro a centro de cada uno de los electrodos y que el electrodo de referencia debe estar lejos de la zona de registro y en un tejido eléctricamente neutro. En la figura 1.5 se muestra un histograma del diámetro del electrodo y de la distancia de éstos.

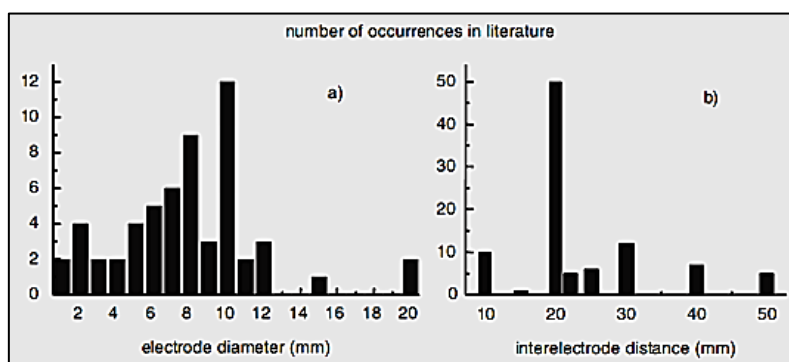


Figura 1.5 Histograma a) del diámetro del electrodo. b) de la distancia entre electrodos. (Yépez, 2016)

1.3.2. Ubicación de los electrodos

El proyecto (Seniam, 2017) (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles) muestra la ubicación adecuada de los electrodos. Para ello ha desarrollado recomendaciones para la ubicación de sensores en los siguientes músculos:

- Bíceps branquial
- Tríceps branquial

1.3.2.1. Ubicación de los electrodos en el bíceps branquial

En la figura 1.6 se muestra la ubicación adecuada de los electrodos en el músculo del bíceps branquial.

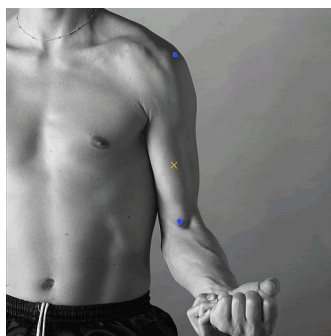


Figura 1.6 Localización de los electrodos. (Seniam, 2017)

Para lograr una buena lectura de la actividad muscular (Seniam, 2017) indica recomendaciones que se muestra en la tabla 1.1.

Tabla 1.1 Recomendaciones para la colocación de los electrodos.

Músculo	Bíceps braquial
Colocación de electrodos	Sentado en una silla con el codo flexionado en ángulo recto y la cara dorsal del antebrazo en una posición hacia debajo de forma horizontal.
Tamaño del electrodo	10mm
Distancia de los electrodos	20mm
Ubicación de los electrodos	Deben ser colocados en la línea entre el acromion y medial del codo de la fosa a 1/3 de la fosa del codo

Orientación de los electrodos	En la dirección de la línea entre el acromion y el codo de la fosa
Electrodo de referencia	Sobre/alrededor de la muñeca o codo

1.3.2.2. Ubicación de los electrodos en el tríceps braquial

Por otro lado, en éste músculo existen dos lugares de donde se pueden obtener la señal los cuales son tríceps braquial cabeza larga y tríceps braquial cabeza lateral. Para cada músculo existen recomendaciones diferentes, tabla 1.2. En la figura 1.7 se muestra a) la ubicación correcta del electrodo en el tríceps braquial cabeza larga y en b) la ubicación correcta del electrodo en el tríceps braquial cabeza lateral.

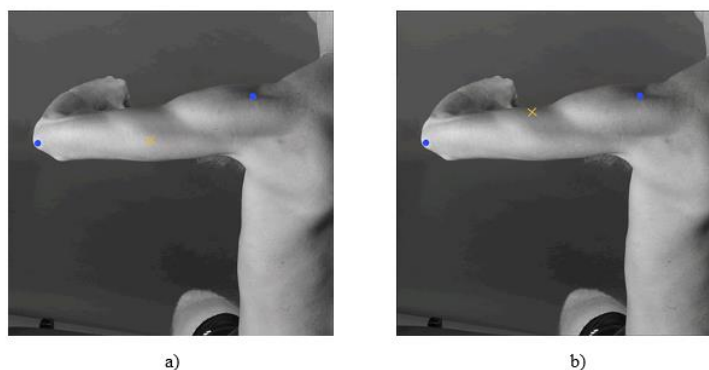


Figura 1.7 a) Tríceps braquial cabeza larga b) Tríceps braquial cabeza lateral. (Seniam, 2017)

Tabla 1.2 Ubicación de los electros en los músculos del tríceps.

Características	Tríceps braquial cabeza larga	Tríceps braquial cabeza lateral
Tamaño	10mm	10mm
Distancia	20mm	20mm
Ubicación de los electrodos	Los electrodos deben ser colocados a 50% en la línea entre la cresta posterior del acromion y el olécranon a los 2 dedos de ancho medial a la línea.	Los electrodos deben ser colocados a 50% en la línea entre la cresta posterior del acromion y el olécranon a los 2 dedos de ancho lateral a la línea.

Orientación de los electrodos	de En la dirección de la línea entre la cresta posterior del acromion y el olécranon.	En la dirección de la línea entre la cresta posterior del acromion y el olécranon.
Electrodo referencia	de Sobre/alrededor de la muñeca	Sobre/alrededor de la muñeca

1.4. Consideraciones para las EMGS

Para obtener una buena señal electromiográfica es necesario tener en cuenta tres fases como menciona (Massó et. al, 2010):

- **Fase previa**
 - Preparar e informar previamente al paciente del procedimiento que se llevara a cabo.
 - Preparación de la piel: hay que reducir la impedancia existente con el fin de obtener una señal eléctrica de calidad.
 - Colocación de los electrodos: para ello, existen guías publicadas en las que conviene basarse para asegurar una correcta metodología.

- **Fase de registro**
 - Obtención de la contracción voluntaria máxima (CVM): nos permite comparar diferentes registros de sujetos distintos, para posterior realizar un análisis.
 - Registro. Es la fase de adquisición de la señal electromiográfica correspondiente a la acción o gesto a estudiar.

- **Fase de procesado**
 - Procesado de la señal: hay que preparar la señal obtenida directamente con el fin de que sea fácilmente observable y analizable. El tipo de procesado dependerá del tipo de análisis que nos interese hacer del trazado. Esencialmente se realizan dos tipos de análisis: el de amplitudes y el de frecuencias.

1.5. Adquisición de la señal mioeléctrica

Para la adquisición de las señales mioeléctricas (Torres C., Velázquez A., González E., y Tapia R., 2011) menciona una metodología con diferentes etapas:

- 1) Escoger los electrodos que se van a utilizar al igual que los músculos donde se colocarán;
- 2) Limpiar la zona de colocación de los electrodos;
- 3) Colocar los electrodos a una distancia de 20mm de centro a centro;
- 4) Seleccionar el sensor de músculo, alimentarlo y realizar el proceso de adquisición.

Para el punto 4) existen varios dispositivos electrónicos que miden la actividad de un músculo mediante el control del potencial eléctrico. Al momento existen sensores desarrollados en la Universidad Técnica del Norte por (Yépez, 2016) y (Guerrero , 2016). Sin embargo, existen tarjetas de adquisición profesionales como las cuales se detallan a continuación.

1.5.1. Sensor de músculo V3

El sensor de músculo V3 de Advancer Tecnologías está diseñado para utilizar directamente con un microcontrolador. Éste sensor no emite una señal de salida sin procesar (RAW), sino una señal amplificada, rectificadora y suavizada. (Pololu, 2017) La figura 1.8 se muestra la parte superior e inferior del sensor V3.

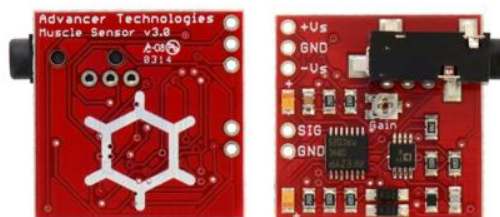


Figura 1.8 Sensor de músculo V3. (Pololu, 2017)

1.5.2. Sensor de músculo Myoware

Es la versión más avanzada del sensor de músculo V3, una de las mejoras más importantes es la alimentación de una fuente única. Otra mejora es la conexión por presión incorporado para los electrodos (Pololu, 2017).

Otras nuevas características incluyen la salida de la señal sin procesar (RAW), protección de potencia inversa, un interruptor de alimentación, y los indicadores led, ver figura 1.9.

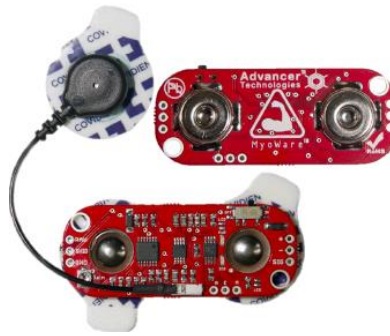


Figura 1.9 Sensor Myoware. (Pololu, 2017)

1.6. Teorema de muestreo

Se conoce como tasa de muestreo o frecuencia de muestreo. Se refiere al número de muestras que se toma por unidad de tiempo. Esto se realiza para conseguir una señal discreta a partir de una señal continua durante el proceso necesario para convertir una señal analógica a digital. (Corrales, B. L., & Paz, A. J. J., 2016)

(Nacional Instruments) asegura “Una frecuencia de muestreo rápida de la entrada adquiere más puntos en un tiempo dado y puede formar una mejor representación de la señal original que una frecuencia de muestreo lenta” (pág. 23).

Si se elige una frecuencia de muestreo demasiado lenta generamos el problema de *Aliasing* lo que significa que generamos una mala representación de la señal analógica. En la figura 1.10 se puede observar que un bajo muestreo causa que la señal aparezca como que tuviera una frecuencia diferente a la real.

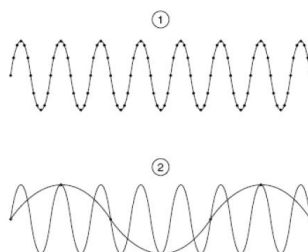


Figura 1.10 Efecto del aliasing. (Nacional Instruments)

1.6.1. Teorema de muestreo de Nyquist

Sea una función limitada en banda, entonces, si ésta es muestreada de forma tal que la frecuencia de muestreo f_m tenga relación con el ancho de banda de la señal original, resultará que a partir de la función muestreada se podrá recuperar la totalidad de la información contenida en la primera. Nyquist dice “*Dada una función cuya energía está estrechamente contenida en un ancho de banda Δf [Hz], si se muestrea igual o mayor que $2\Delta f$, la función original puede ser totalmente recuperada por medio de un filtro pasa bajos ideal*”. (Castro, A. R. y Fusario R.J., 2006, pág. 200)

Las muestras pueden ser tomadas en períodos regulares de tiempo o no. Si se opta por un muestreo no uniforme la exactitud de muestras debe ser muy elevada como también la información de sincronismo para obtener un mismo resultado. (Castro, A. R. y Fusario R.J., 2006)

En otras palabras; la frecuencia de muestreo debe ser por lo menos dos veces la frecuencia máxima de la señal que se está muestreando, es decir, la frecuencia máxima de la señal de entrada debe ser menor o igual que la frecuencia de muestreo. Matemáticamente la ecuación 1.1 muestra el teorema de muestreo de Nyquist

Ecuación 1.1

$$f_m = 2f_{max}$$

1.6.2. Teorema de muestreo de Nyquist-Shannon

Se conoce como teorema de pasabanda, establece que la para evitar el efecto de aliasing la frecuencia mínima de muestreo debe ser calculada mediante la ecuación 1.2.

Ecuación 1.2

$$f_m = 2BW$$

Siendo:

f_m : Frecuencia de muestreo

BW: ancho de banda de la señal a muestrear

BW: $f_{max} - f_{min}$

Si existen señales con $f_{min} = 0$ el teorema que se aplica es $f_m \geq 2f_{max}$.

El teorema de Nyquist-Shannon ayuda a solucionar dificultades que se presentan al muestrear señales a frecuencias elevadas (Cortéz J., Cano H., Chavez J., 2008)

1.7. Frecuencia de las señales EMG

La frecuencia de las señales EMG se encuentra entre 0 y 300 Hz, aunque puede existir variaciones entre estas frecuencia que no excede de los 400 Hz. El equipamiento médico trabaja con frecuencias de muestreo entre 300 Hz, y 1Khz como menciona (Pérez, G. R. E., & González, R. O., 2016).

Por otro lado (Guerrero , 2016) muestra en la tabla 1.3 las frecuencias máximas de las EMG y la frecuencia de muestreo mínima.

Tabla 1.3 Frecuencia de la señal EMG

Tipo de señal	Frecuencia máxima (Hz)	Frecuencia de muestreo mínima (Hz)
ECG	250	500
EMG	500	1000
EEG	150	300
EKG	1	2
EOG	50	100
ERG	50	100

1.8. Control con electromiografía

Los avances en el control con electromiografía se han realizado desde 1960, existiendo los siguientes:

- Control de tipo on/off (encendido o apagado).
- Control mediante máquinas de estado.

- Control PID.
- Control mediante reconocimiento de patrones.

1.8.1. Control de tipo on/off

Este tipo de control es recomendado para prótesis con pocos grados de libertad. Para lograr el control debe existir una clasificación previa de señales según el movimiento. La técnica para la clasificación se lo conoce comúnmente como “Método de umbral” tiene la ventaja de ser sencillo, pero tiene limitados movimientos. Éste método consiste en comparar la intensidad de la señal EMG con un nivel de intensidad preestablecido. Para éste método se han establecido mejoras introduciendo el método de “doble umbral” permitiendo controlar la “probabilidad de falsa alarma”, “probabilidad de detección” y la resolución temporal (Brazeiro et al., 2015).

1.8.2. Control mediante máquinas de estado

Como su nombre indica se trata de una cantidad finita de posibles estados o de transiciones de estado por ende su salida está formada por una cantidad finita de comando ya definidos. En las prótesis la máquina de estados se refiere a los comandos de movimiento de la prótesis. Ésta técnica de control es muy utilizada en las prótesis comerciales (Brazeiro et al., 2015).

1.8.3. Control PID

Éste tipo de control es el más utilizado en todo tipo de aplicación. El control PID es robusto y su estructura es simple, si bien es cierto es una ventaja a la vez es una desventaja ya que el control es satisfactorio solamente en las plantas estables; ningún miembro de la familia PID puede satisfacer el control en plantas inestables (Mazzone, 2002).

Los miembros de la familia PID incluyen tres acciones: *proporcional (P)*, *integral (I)* y *derivativa (D)*. Dentro de estos controladores existen los P, I, PI, PD, PID.

P: acción de control proporcional. Ésta acción puede controlar cualquier planta estable, pero posee desempeño limitado y error en régimen permanente (off-set). La constante de proporcionalidad tiene como objetivo lograr que el estado estacionario se aproxime a cero. Para generar la acción de control se utiliza las ecuaciones 1.3 (Mazzone, 2002).

Ecuación 1.3

$$u(t) = KP * e(t)$$

I: acción de control integral, la salida del controlador es proporcional al error acumulado, lo que implica que es un modo de controlar lento. Este modo tiene como propósito disminuir y eliminar el error en estado estacionario. La ecuación 1.4 representa a la acción integral.

Ecuación 1.4

$$u(t) = K_t \int_0^t e(\tau) d\tau$$

D: acción de control derivativa, la acción se genera derivando el error como refleja la ecuación 1.5. La función es disminuir el tiempo de estabilización ya que corrige el error proporcionalmente con la misma velocidad que se produce (Mazzone, 2002).

Ecuación 1.5

$$u(t) = K_d \frac{de(t)}{dt}$$

Las tres acciones de control forman un control PID que se representa por la ecuación 1.6 o 1.7.

Ecuación 1.6

$$GPID(s) = K_p + \frac{K_t}{s} + K_d s$$

Ecuación 1.7

$$GPID(s) = K \left(1 + \frac{1}{T_i s} + T_d s \right)$$

Una vez que se sintoniza un controlador es de interés realizar el proceso de optimización. Existen diferentes técnicas de optimización para sintonizar los controladores, entre las cuales se pueden mencionar las de Ziegler y Nichols (1942), Cohen and Coon (1953), O'Connor and Denn (1972), Borresen and Grindal (1990), Connell (1996) y Sycros and Kooks (2005), entre otros. (Pérez M. et al., 2014, pág. 15)

La tabla 1.4 se muestran los efectos que ocasionan los términos del control en el desempeño dinámico de la planta.

Tabla 1.4 Efectos de los términos P, I y D.

	Tiempo de subida	Saturación overshoot	Tiempo de estabilización	Error en estado estacionario	Estabilidad
K_p	Decremento	Incremento	Pequeño incremento	Decremento	Reducción
K_i	Pequeño decremento	Incremento	Incremento	Gran decremento	Reducción
K_d	Pequeño decremento	Decremento	Decremento	Cambios menores	

1.8.4. Control mediante reconocimiento de patrones

Este tipo de control es recomendable para prótesis que tengan varios grados de libertad donde sea necesario medir la intensidad de la señal EMG y los grados de libertad que desea accionar el paciente. Para este control también es necesario una etapa de clasificación de las señales EMG según el movimiento. Las técnicas de clasificación que se utilizan en el reconocimiento de patrones son redes neuronales, lógica difusa y enfoque probabilístico, las cuales se describen a continuación:

Redes Neuronales (Neural Networks)

Son las más utilizadas como clasificadores. Se basan en el aprendizaje de nuevas tareas a partir de un conjunto de datos.

Lógica Difusa (Fuzzy Logic)

Es otra técnica de clasificación utilizada para descubrir patrones o características difíciles de encontrar con otros métodos. Una ventaja es que en esta técnica se incorpora la información de la experiencia de un experto según el campo a implementar.

Enfoque probabilístico

Las señales EMG son estocásticas por lo que esta técnica de clasificación superaría a las demás. Los modelos tipo: Mixto Gaussiano (GMM) o Markov Oculto (HMM) son los más utilizados. Estos métodos trabajan con densidades de probabilidad (Brazeiro et al., 2015).

1.9. Sistemas de medición

Es una caja negra que es utilizada para medir; como entrada es la magnitud que se desea medir y la salida es el valor correspondiente a ésta magnitud. El sistema de medición ésta formado por:

- Sensor: corresponde a la cantidad que se mide, obteniendo a la salida una señal que se relaciona con la cantidad medida.
- Acondicionamiento de la señal: toma la señal del sensor y la convierte en una forma adecuada para la presentación visual.
- Medio de presentación visual: se refiere a una pantalla o display donde se visualice los valores del acondicionamiento de la señal (Bolton, 2004).

1.9.1. Sensores

(Germán, C. R. L., Abarca, J. G. S., & Mares, C. J., 2014) menciona. “Un sensor se define como un dispositivo de entrada que provee una salida manipulable de la variable física medida” (pág. 17).

Para la medición de variables físicas como la posición y velocidad se debe tener en cuenta si esta variable es rotacional o traslacional (Germán et al., 2014).

1.9.1.1. Sensores de posición

Miden la posición del motor, es decir el ángulo que éste giró. Dentro de este grupo de sensores existen los siguientes:

Encoder

Es un tipo de sensor con un dispositivo óptico, tiene la función de convertir el movimiento en una secuencia de pulsos digitales, existen variedad de tamaños y modelos disponibles en el mercado como se aprecia en la figura 1.11. Los pulsos pueden ser de dos clases: medidas relativas o medidas absolutas que dan lugar a los siguientes tipos de encoder.



Figura 1.11 Encoders (Kumar, 2010)

- a) Encoder rotativo incremental: tiene una escala transparente con un disco como se muestra en la figura 1.12 a). El espesor de los espacios de las líneas de la retícula y el espacio entre ellas es de 20 micrones (Kumar, 2010). Para detectar el sentido de rotación existen dos líneas de retículas en diferentes círculos desfasadas 90° , dependiendo del giro se activa el canal A o el canal B, para la medición del número de revoluciones existen otro círculo. La señal del encoder incremental indica solo que la posición ha cambiado más no la posición específica. (Logicbus S.A. De C.V. © , 2017)

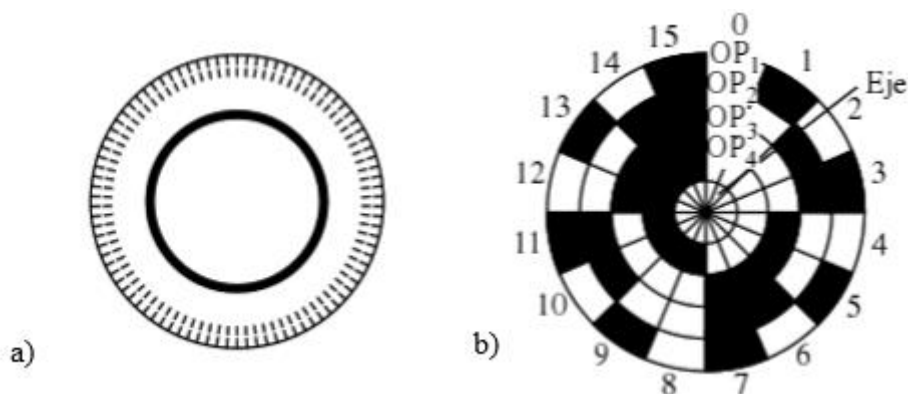


Figura 1.12 a) encoder rotativo incremental b) encoder rotativo absoluto. (Kumar, 2010)

- b) Encoder rotativo absoluto: es parecido al encoder rotativo incremental con la diferencia que éste nos dará el valor absoluto de la diferencia recorrida en cualquier momento, presentando ventajas de no perder pulsos cuando se trabaja con altas velocidades. El disco se divide en tiras circulares con segmentos de arcos ya definidos en cada tira circular, como se ve en la figura 1.12 b). (Kumar, 2010)

Este tipo de encoder utiliza un sistema gray y no el binario para codificar las posiciones debido a que no es gradual el cambio entre una posición. (Germán et al., 2014)

Potenciómetro

(Kumar, 2010) menciona que el potenciómetro es un dispositivo con el que podemos medir desplazamientos lineales o angulares. Los potenciómetros son resistencias variables, con los cuales obtenemos variación de voltaje en su salida como se muestra en la figura 1.13.

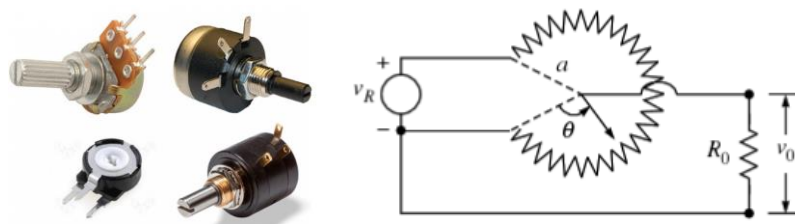


Figura 1.13 Encoder tipo potenciómetro. (Kumar, 2010)

Sincronizadores y resolvers

Estos sensores proporcionan una señal de salida analógica. Están formados por un eje (flecha) giratorio (rotor) y una carcasa estacionaria (estator). Estos dispositivos utilizan rotores de un solo devanado el cual gira en el estator. Su construcción es más compleja por lo que su precio es elevado (ver figura 1.14). (Kumar, 2010)

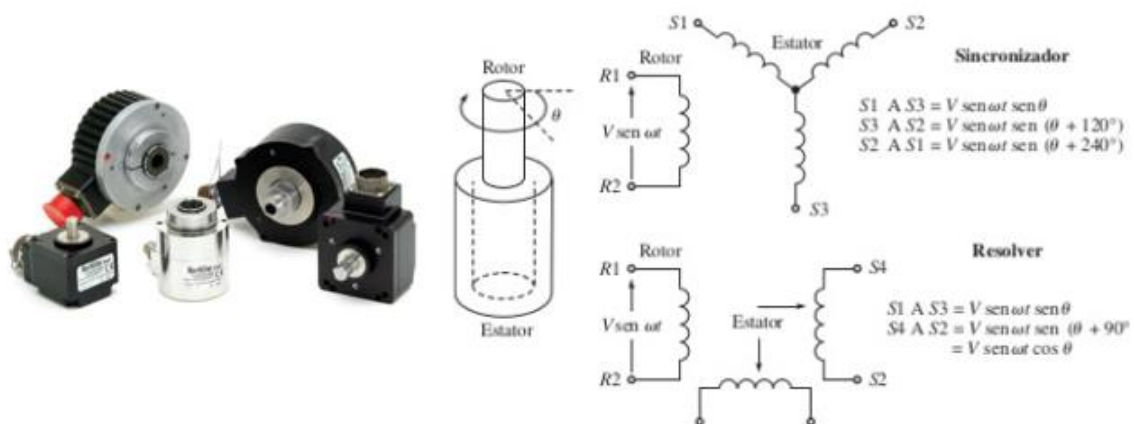


Figura 1.14 Encoder tipo potenciómetro. (Kumar, 2010)

1.10. Actuadores

Los actuadores son dispositivos mecánicos, neumáticos, hidráulicos, y eléctricos; el tipo de actuador depende de la fuente proveniente. La función principal es proporcionar fuerza para mover o “actuar otro dispositivo” (Vildósola, 2017).

1.10.1. Actuadores eléctricos

Este tipo de actuador transforma la energía eléctrica en mecánica. En este grupo existen diferentes tipos los cuales se mencionan a continuación.

- Motor de corriente directa
- Motor paso a paso
- Servomotores

Las ventajas y desventajas de cada actuador se detallan en la tabla 1.5.

Tabla 1.5 Ventajas y desventajas de los actuadores.

Tipo	Ventajas	Desventajas
Motor DC	<ul style="list-style-type: none"> *Más potentes. *Por capacidad de regulación le permite efectuar tareas de posicionamiento. *Poseen un alto par de torsión. *La relación potencia-peso es ideal. *El control de velocidad es fácil de realizarlo. *Ideales para espacios reducidos. (Lozano, 2016) 	<ul style="list-style-type: none"> *Necesitan de un encoder para ser enclavados en una posición. *Gira a la máxima velocidad si es que no se usa la modulación por ancho de pulso. (Lozano, 2016)
Motor paso a paso	<ul style="list-style-type: none"> *Alta resolución de posición. *Buenas propiedades de sincronismo. *Se puede controlar fácilmente su velocidad 	<ul style="list-style-type: none"> *Solo sirve para control en lazo abierto. *Bajo torque a alta velocidad.

Servomotor	<p>*Es fácil de invertir el giro de rotación del motor. (Lozano, 2016)</p> <p>*Es la mejora de un motor, se puede controlar la posición y velocidad dentro de un rango de trabajo.</p> <p>*Tienen una precisión de posicionamiento y velocidad.</p> <p>*Poseen un control confiable y funcionalmente fácil de manejar.</p> <p>*Cuenta con un encoder de retroalimentación.</p> <p>*La velocidad y su torque nominal son elevados. (Lozano, 2016)</p>	<p>*No es apto para cargas variables</p> <p>*No realiza tareas de rotación alta velocidad. (Lozano, 2016)</p> <p>*Es de gran tamaño.</p> <p>*El peso es elevado.</p> <p>*Es recomendable en aplicaciones industriales por su torque. (Lozano, 2016)</p>
-------------------	--	---

Dependiendo del actuador que se elija existen diferentes métodos para controlarlos, como por ejemplo el que se detalla a continuación.

1.11. Control de motores de DC

Las técnicas de control de motores de corriente continua son herramientas que se utilizan para controlar ya sea la velocidad, el par y el suministro de potencia de los mismos. Una de las técnicas más usadas es el control por modulación de ancho de pulso (PWM) que se detalla a continuación.

1.11.1. Control por modulación de ancho de pulso (PWM)

Con la técnica de modulación de ancho de pulso se puede realizar un control para sistemas que se encuentran a largas distancias ya que tiene la ventaja de evitar la interferencia que proviene del exterior logrando realizar un control óptimo. El control PWM es el control más común utilizado para controlar velocidad de los motores DC.

“La ventaja de utilizar PWM como control de una variable, es que no se ve afectada por ruido eléctrico, inyectado durante la transmisión, ya que el circuito no está observando la amplitud de la señal sino la frecuencia que ésta posee” (Ramírez J. Arrieta F., Reyes M., y Rueda J., pág. 1). La frecuencia de la señal de PWM dependerá del sistema que se desee controlar. En la figura 1.15 muestra los tiempos de trabajo en el control con PWM.

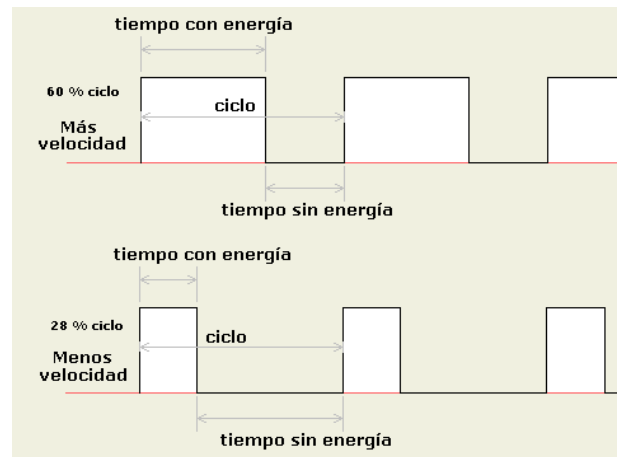


Figura 1.15 Distintos ciclos de trabajo con PWM. (Carletti, 2017)

Modulación por ancho de pulso

Conocida como PWM por sus siglas en inglés (pulse width modulation). “Es una técnica que logra producir el efecto de una señal analógica sobre una carga, utilizando una serie de pulsos digitales a partir de la variación de la frecuencia y ciclo de trabajo de una señal digital” (National Instruments Corporation, 2017).

Las señales PWM son de dos tipos cuadradas y sinusoidales; básicamente este método consiste en cambiar el ancho relativo respecto al periodo dando como resultado el ciclo de trabajo (duty cycle) y se ve representado por la ecuación 1.8.

Ecuación 1.8

$$D = \frac{\tau}{T} * 100\%$$

Donde,

D= ciclo de trabajo (duty cycle)

τ = tiempo en que la señal está en estado lógico positivo

T= periodo

En la figura 1.15 podemos apreciar una señal con distintos ciclos de trabajo.

1.12. Microcontroladores

Un microcontrolador es un computador completo aunque de limitadas prestaciones, que está contenido en el chip de un circuito integrado programable y se destina a gobernar una sola tarea con el programa que reside en su memoria. Sus líneas de entrada/salida soportan la conexión de los sensores y actuadores del dispositivo a controlar. (Universidad de Valencia, 2017)

Para una correcta selección del microcontrolador es necesario conocer parámetros en cuanto a estructura electrónica interna y externa, a partir de la cual se verificará cual microcontrolador cumple con las especificaciones para la aplicación que vaya a ejecutar.

1.12.1. Parámetros de selección

La elección del microcontrolador a utilizar dependerá básicamente de la aplicación en la que vaya a utilizarse, por lo que es necesario analizar los requisitos de la aplicación como son:

***Procesamiento de datos:** si el microcontrolador va a realizar operación y cálculos críticos en un corto tiempo, el microcontrolador debe ser rápido, lo cual es recomendable un microcontrolador con mayor número de bits para una mayor precisión en la lectura de datos.

***Entrada Salida:** dependerán de la aplicación, entre mayor entradas y salidas tenga es mejor.

***Consumo:** se debe elegir un microcontrolador que tenga un bajo consumo ya que estos serán alimentados mediante baterías.

***Memoria:** esta depende del programa que se le vaya a cargar al microcontrolador, las memorias que se deben tener en cuenta son: EPROM, OTP y ROM.

***Diseño de la placa:** es importante el encapsulado del mismo ya que de esto depende la facilidad de implementación en el diseño de la placa (Universidad de Valencia, 2017).

1.12.2. Mercado de los microcontroladores

El mercado de los microcontroladores es muy amplio, ofreciendo diferentes tamaños, características, encapsulados, precios etc. Cabe recalcar que dependiendo del microcontrolador seleccionado dependerá el lenguaje de programación y el software utilizado. En la tabla 1.6 se muestra algunos de los fabricantes con los respectivos microcontroladores que existen en el mercado.

Tabla 1.6 Microcontroladores disponibles en el mercado.

Fabricante	Familia
Motorola®	M68HC05, M68HC08, M68HC11, HCS12, M68HC12, MPC500
ATMEL®	AVR, AT91, 8051.
STMicroelectronics®	ST5, ST6, ST7, ST9, ST40.
Microchip®	PIC12, PIC16, PIC17, PIC18.
Texas Instruments®	Líder mundial en DSP's. Produce también microcontroladores de 16 bits de bajo consumo, componentes analógicos, gíreles, productos de telecomunicaciones. (Universidad de Valencia, 2017).

En la tabla 1.7 se muestra una comparación de las características técnicas de algunos fabricantes de microcontroladores.

Tabla 1.7 Características técnicas de los fabricantes de microcontroladores.

	ATMEL ®	Microchip®	Freescale®
	ATMEGA 16	PIC16F877A	MC68HC908AP16
RAM	1024	368	1024
ROM	16KBytes	14,3Kbytes	16Kbytes
EEPROM	512Bytes	256Bytes	X
Puertos I/O	32	33	32

	ATMEL ®	Microchip®	Freescale®
	ATMEGA 16	PIC16F877A	MC68HC908AP16
Oscilador	Interno 8MHz Externo 16MHz	Externo 20MHz	Interno 32MHz
Arquitectura	RISC	RISC	CISC
Registros de trabajo	32	1	1
USART	SI	SI	NO
<i>I²C</i>	SI	SI	SI
SPI	SI	SI	SI
ADC	8 Canales 10 bits	8 Canales 10 bits	8Canales 10 bits
JTAG	SI	NO	NO
Multiplicador	SI	NO	SI
Estado	Activo	Activo	Obsoleto

1.13. Análisis de datos

Todo investigador debe llevar a cabo un procedimiento estadístico de análisis de los datos obtenidos e identificación de patrones presentes en los datos, para ellos existen técnicas estadísticas y programas (software) que pueden utilizarse y ser de gran ayuda (Castañeda M. B., Cabrera A. F., Navarro Y., Wietse de Vries., 2010).

Como menciona (Miñarro Llagostera, 1998, pág. 11) :

La estadística tiene que ver con la recolección, análisis, interpretación y presentación de datos numéricos. Los métodos estadísticos pueden dividirse en dos clases: descriptivos e inductivos. Los métodos descriptivos son utilizados para sumarizar o describir los datos; los datos inductivos, por su parte, se emplea cuando se desea generalizar a partir de unos pocos datos a un sistema mayor de datos similares.

1.13.1. Análisis de frecuencias

También conocido como distribución de frecuencias, se dice que es la primera tarea o técnica de la estadística ya que en este análisis se ordenan y agrupan los datos para evidenciar la

tendencia de los mismos datos, los mismos que se encuentran asociados en intervalos a los que se lo llama frecuencia. Para ello los gráficos que se pueden utilizar son el histograma (ver figura 1.16, a) y polígono de frecuencia (ver figura 1.16, b).

Los elementos necesarios para este análisis son: clases o grupos, rango, amplitud de intervalo de clase, frecuencia absoluta y frecuencia absoluta acumulada (Alvarado Jorge y Obagi Juan).

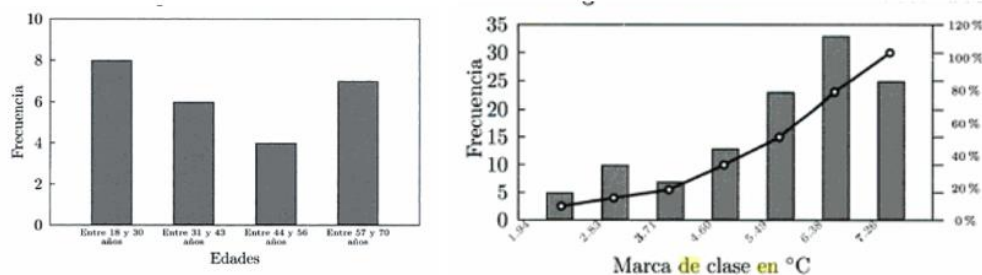


Figura 1.16 a) Histograma b) Polígono de Frecuencias. (Alvarado Jorge y Obagi Juan)

1.13.2. Estadígrafos de tendencia centrales

Esta función consiste en obtener medidas estadísticas de tendencia centrales de un determinado grupo de datos o distribución con el fin de resumir la información de las variables que se están estudiando. Las medidas de tendencia centrales más comunes son:

- ***Media aritmética:** más conocido como el promedio, se recomienda usarlo cuando se trabaja con datos que tengan una tendencia lineal.
- ***Moda o valor modal:** es el valor que tienen más repeticiones en el grupo de datos a analizar, a la vez corresponde a la máxima frecuencia (Alvarado Jorge y Obagi Juan).

1.13.3. Estadígrafos de dispersión

Estas medidas nos muestran que tan dispersos se encuentran los valores respecto a un valor de referencia, es decir nos indican la homogeneidad (Alvarado Jorge y Obagi Juan).

- **Varianza:** (Paz, 2016) menciona “es la media aritmética del cuadrado de las desviaciones respecto a la media de una distribución estadística.” Utilizando la ecuación 1.9 se puede encontrar el valor correspondiente a la varianza.

Ecuación 1.9

$$\sigma^2 = \frac{\sum(x_i - \mu)^2}{N}$$

Donde:

x_i , Corresponde a las observaciones individuales de la población.

μ , media aritmética poblacional.

N , número de observaciones de la población.

- **Desviación estándar:** “representa la magnitud de la dispersión de variables de intervalo y de razón. Para obtenerla, simplemente se parte de la varianza y se calcula su raíz cuadrada” (Julián Pérez Porto y Ana Gardey, 2012). Como menciona: (Rojas Medina, 2012, pág. 15) “cuando se mide la dispersión lo que se está midiendo es el alejamiento de los valores en relación con la media. La desviación estándar es la medida de dispersión más usada y se interpreta con relación a la media.” Para calcular la desviación se aplica la ecuación 1.10.

Ecuación 1.10

$$\sigma = \sqrt{\sigma^2}$$

1.14. Comparación de múltiples poblaciones

Es de vital importancia realizar un análisis estadístico más a fondo para comparar varias muestras de los datos obtenidos, para ello existe una técnica llamada ANOVA (Análisis de Varianza) que es utilizada en el campo industrial en aplicaciones como: control de procesos, comparación de datos y estimación de los componentes de variación de un proceso. Otra de las principales aplicaciones de ésta técnica es la comparación de múltiples poblaciones, es decir, compara varios conjuntos de resultados. (Ricard Boqué, Alicia Maroto., S.f.)

Como menciona (Fajardo Caballos, 2016, pág. 42)

“Un análisis de varianza es bastante útil cuando se estudia una variable y hay que determinar si ésta es similar en dos o más conjuntos de agrupación. Con él se pretende contrastar dos hipótesis:

- H_0 : Las medias de los grupos son iguales, por lo que no existen diferencias entre los distintos grupos ($\mu_1 = \mu_2 = \dots = \mu_n$)
- H_1 : Al menos una de las medias difiere del resto, es decir, sí existen diferencias entre los grupos.”

La técnica ANOVA descompone la variación total de toda la muestra en dos componentes que son:

$$VARIACIÓN\ TOTAL = VARIACION\ ENTRE + VARIACION\ INTRA$$

Donde la variación entre se refiere a la variación entre los diferentes grupos o niveles y la variación intra es la variación dentro de cada nivel. La ecuación 1.11 muestra la fórmula para calcular la función F o ratio.

Ecuación 1.11

$$F = \frac{\text{Variación } \frac{ENTRE}{g-1}}{\frac{\text{Variación } INTRA}{n-g}} \approx F_{g-1, n-g}$$

g, n , muestran el número de niveles y el número total de muestras respectivamente.

El autor menciona que existen valores con los cuales podemos aceptar o rechazar las hipótesis, dicho valor dependerá del valor de las tablas de la *función F* para un nivel de significancia de al menos el 5%.

Para aceptar la hipótesis de que no existen diferencias entre los grupos, el valor calculado debe ser menor al valor de las tablas; si el valor calculado es mayor que el valor de las tablas se acepta la hipótesis de que existe diferencias entre los grupos (Fajardo Caballos, 2016). Excel® es una herramienta que calcula los valores de aceptación o rechazo de la hipótesis.

Ecuación 1.12

$$F_{cal} < f_{tab} \approx \text{Acepta } H_0$$

$$F_{cal} > f_{tab} \approx \text{Acepta } H_1$$

1.14.1. Identificación de elementos

Para realizar un análisis ANOVA los elementos a identificar son:

- Factores a analizar: se refiere al elemento o componente que se vaya analizar, en nuestro caso el factor que se desea analizar es el factor “Día”, es decir los días que se vaya a realizar la toma de datos.
- Variable de estudio: se refiere a las características del análisis de datos que se haya obtenido, esto dependerá de que análisis se esté realizando.
- Conjuntos de agrupación o niveles: en este grupo se encuentran los niveles de las variables de estudio.

1.15. Baterías

Las baterías de Polímero de Litio, comúnmente llamadas baterías de lipo (ver figura 1.17), son las baterías de última generación dentro del mundo de la electrónica con una excelente relación entre capacidad, peso, volumen y tensión.

Estas baterías presentan varias ventajas frente a otras, debido a que las baterías Lipo pesan casi la mitad y brindan incluso una mayor descarga. (Icharger, 2017)



Figura 1.17 Batería Lipo 3000mAH. (Icharger, 2017)

Las baterías lipo tienen características muy importantes como:

- Capacidad
- Tasa de descarga
- Tasa de carga

1.15.1. Capacidad

La capacidad de una batería se mide en miliamperios hora (mAh). Se refiere a la cantidad de energía que puede llegar almacenar la batería. Dicho de otra manera es la cantidad de carga medida en miliamperios que se pueden poner en la batería durante 1 hora para que la batería se descargue completamente (BRT, 2017).

1.15.2. Tasa de descarga

Conocida como velocidad de descarga, se puede decir que es la rapidez con que la batería se puede descargar en forma segura, en otras palabras, se refiere a la cantidad de amperios que nos puede suministrar la batería (BRT, 2017).

1.15.3. Tasa de carga

Se refiere a la corriente de carga que se debe suministrar a la batería. La regla de oro que tradicionalmente se ha utilizado es nunca cargue una LiPo a más de 1 vez su capacidad (1C) (BRT, 2017).

Capítulo 2

2. Marco metodológico

Para tener un buen resultado en una investigación ésta debe ser planificada y estructurada; debe tener una serie de objetivos que deben ser cumplidos mediante actividades, para lo cual es necesario que la investigación tenga una organización previa (Guerrero , 2016).

2.1. Metodología mecatrónica

El presente trabajo investigativo tiene como finalidad implementar un sistema de control en un prototipo de articulación de codo con dos grados de libertad incorporando trabajos e investigaciones previas llevadas a cabo en la Universidad Técnica del Norte.

Para el desarrollo del trabajo se iniciará con la búsqueda bibliográfica y recopilación de toda la información proveniente de los trabajos antes mencionados, además se realizará la búsqueda de trabajos similares en los que existan estrategias de control, implementación y sensórica utilizadas.

Seguidamente se estudiará los requisitos y restricciones para el diseño de la nueva estrategia de control a implementar, así como se estudiará y elegirá los actuadores, controladores, sensores y fuentes de alimentación para el sistema de control; se diseñará el sistema de control más adecuado y óptimo, por último se realizará pruebas experimentales y posterior análisis de los datos obtenidos.

2.2. Investigación bibliográfica

Como punto de partida para la realización del presente trabajo se toman como referencia trabajos relacionados con el control mioeléctrico, señales electromiográficas, sistemas de control y sensórica utilizada en trabajos similares.

2.3. Requisitos y restricciones para el diseño

Como segundo punto, se determinará los requisitos y restricciones tanto mecánicas, eléctricas, electrónicas y de control para realizar el diseño del sistema. Lo más importante, es diseñar e implementar una estrategia de control teniendo en cuenta el modelo matemático del sistema, el

cual tendrá como señal de activación la señal proveniente de los músculos, similar al funcionamiento del codo real.

2.4. Ángulo de movilidad para el prototipo

Para determinar los posibles ángulos de movimiento del prototipo, el primer paso es realizar una investigación bibliográfica en trabajos relacionados con las actividades de la vida diaria, ángulos de movilidad en articulaciones para conocer y determinar los rangos de ángulos funcionales.

2.5. Selección de elementos

Los elementos necesarios para implementar la estrategia de control en el prototipo serán el controlador, actuadores, sensores de posición, sensores mioeléctricos, fuentes de alimentación y circuitos de potencia. Los parámetros más importantes a tomar en cuenta en la selección de elementos son el peso y tamaño debido a que se cuenta con un espacio reducido.

Los actuadores deben cumplir con los requerimientos mecánicos del sistema y a la vez, ser ligeros en peso y cortos en tamaño para evitar aumentar demasiado el peso del prototipo y lograr encajar en el mismo. En cuanto a los sensores de posición, éstos deben ser muy pequeños para ser implementados en el prototipo sin causar modificación alguna. Con respecto a los sensores mioeléctricos estos deberán ser los más precisos para que la lectura del músculo no varíe significativamente. Las baterías se deberán elegir dependiendo del consumo energético de los elementos que se vayan alimentar, a la vez esta deben ser las más pequeñas posibles.

2.6. Modelamiento matemático

Una vez conocido los ángulos típicos de movimiento se procederá a realizar el modelamiento matemático del sistema.

Se analizará el sistema y se determinarán las entradas y salidas del mismo; se tomará la posición como consigna para realizar el modelamiento.

Dependiendo del actuador elegido se aplicará las ecuaciones que definen el comportamiento de cada elemento, se definirá las leyes de equilibrio que rigen al sistema, seguido se planteará las ecuaciones integro diferenciales del sistema que relacionen a todas las variables involucradas, por último se calculará la función de transferencia del sistema.

En caso de que la función de transferencia del sistema sea complicada de obtener ya sea por falta de datos o por complejidad matemática, se utilizarán software para obtenerla.

2.7. Diseño del sistema

El diseño del sistema dependerá del comportamiento de la función de transferencia, para lo cual se realizará una investigación de las posibles estrategias, es decir, ventajas y desventajas que estas presentan en cuanto a su diseño y comportamiento.

2.8. Descripción del procedimiento experimental

Para el desarrollo del presente trabajo se realizará un estudio experimental sobre el nivel de voltaje presente durante la activación de un determinado músculo. El estudio consiste en realizar una serie de toma de datos de las señales electromiográficas a un solo paciente, para posteriormente realizar un análisis estadístico y determinar intervalos de ángulos que corresponderán a los accionamientos de los actuadores.

El experimento se llevará a cabo durante 5 días en un intervalo de 1 día para verificar si la amplitud de la señal adquirida era la misma.

2.9. Análisis estadístico

Los datos obtenidos serán analizados mediante algunas técnicas estadísticas utilizadas en otros trabajos e investigaciones descritas en la sección 1.15, se calculará una media general, varianza y desviación estándar para analizar la dispersión de los datos y obtener los rangos en los cuales la señal será más repetitiva.

No obstante, es necesario realizar un análisis más detallado del conjunto de datos, es decir, analizar más a fondo la dispersión de estos para verificar y validar si los rangos obtenidos presentan una dispersión significativa, ya que la ubicación de los electrodos en los diferentes días influye en la obtención de los datos. Para éste último punto de utilizará el análisis ANOVA correspondiente al análisis de varianza, siendo el factor de comparación “día”.

Para facilitar los análisis estadísticos se utiliza el programa Microsoft Excel® ya que ésta herramienta contiene una serie de fórmulas utilizadas para que pueda cumplir con el propósito que se persigue.

2.10. Implementación y ensamblaje en el prototipo

Una vez culminado el diseño y simulación de la estrategia de control y definidos los ángulos de acuerdo al nivel de activación muscular se procederá a ensamblar la parte eléctrica y electrónica, para lo cual se deberá diseñar el diagrama de conexión de circuito que será impreso en una baquelita en la cual se encontrarán los circuitos de potencia para la activación de los dos actuadores.

2.11. Pruebas y validación del sistema

En este punto, las pruebas se realizarán con una persona sana de sexo masculino por la razón de que en el proceso experimental no se cuenta con pacientes amputados entrenados que puedan alcanzar el nivel de umbral requerido.

En uno de los músculos activos del paciente se colocará un sensor mioeléctrico. Dependiendo de la intensidad de voltaje de la actividad del músculo será seleccionado el ángulo de movimiento ya sea correspondiente a la flexión, extensión o a la pronosupinación; se comprobará que el prototipo se mueva hasta el ángulo deseado sin presentar ningún problema y error en cuanto a la posición deseada.

Capítulo 3

3. Resultados

3.1. Ángulos de movilidad

Los estudios realizados determinaron que el ángulo de acción para cada movimiento corresponde a las actividades de la vida diaria (AVDs). Existiendo rangos de ángulos normales y rango de ángulos funcionales ya que no es necesario utilizar la amplitud completa para realizar la mayoría de las AVDs. Entre las actividades relacionadas con la vestimenta, alimentación e instrumentales son las más importantes (Sanz M. E., Cepero M. A., Villarroya A. S., Nerin B. T., Moros G., 2010). En el Anexo 1 se detallan diferentes actividades de la vida diaria con los respectivos arcos funcionales.

3.2. Requerimiento del nuevo prototipo

En la tabla 3.1 se establecen los requerimientos del nuevo prototipo realizado por (Tapia, 2017), sirviéndonos como punto base para la elección de los actuadores eléctricos.

Tabla 3.1 Parámetros necesarios para los movimientos.

Características	Movimiento de flexión-extensión	Movimiento de prono-supinación
Rango de movimiento	Entre 30 y 130 grados	180 grados
Velocidad angular	Máxima de 180 grados/segundos	150 grados/segundos
Torque	7 N·m	1.5 N·m
Diámetro máximo		Menor a 5cm
Peso	Menor a 1.2Kg	Menos a 200 gramos
Longitud	La menor posible	La menor posible

3.2.1. Movimiento de codo

Todas las actividades analizadas en el trabajo de (Sanz et al., 2010) pueden realizarse con un arco funcional de codo entre 10° a 141° , siendo las actividades de alimentación e instrumentación las que ocupan menor ángulo funcional es decir entre 44° y 130° . (Sanz et al., 2010) además señala que existe trabajos similares como los de (Morrey et al.) en los que se obtuvo un rango de valores entre 16 y 135° .

La página web (Clinicalgate, 2017) menciona que el rango normal de la flexión del codo es de aproximadamente de 0 a 145° pero el ángulo funcional para realizar la mayoría de las AVDs es de 30 a 130° (ver figura 3.1).

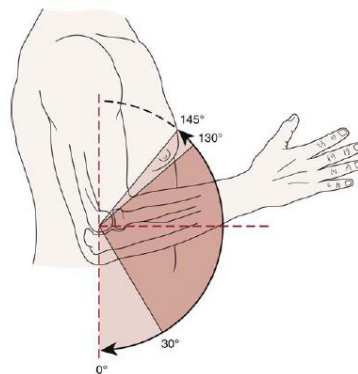


Figura 3.1 Ángulo de la flexión-extensión. (Clinicalgate, 2017)

Gracias a las investigaciones antes mencionadas se considerará un rango de movimiento de 30° a 130° , con paradas en los ángulos de 70° y 100° ya que estos son los que más se utilizan para realizar las ADVs.

3.2.2. Rotación de muñeca

(Clinicalgate, 2017) menciona en su página web que el ángulo de prono-supinación es de 75° y 85° respectivamente, pero la mayoría de actividades se pueden lograr con un ángulo de 50° para cada movimiento (ver figura 3.2). Para realizar las actividades descritas en el Anexo 1 basta utilizar un rango funcional de 55° de supinación y 45° de pronación. En el trabajo realizado por (Morrey et al.) señala que el arco funcional para la pronación y supinación es de 50° .

Gracias a la investigación llevada a cabo se decidió que el rango de arco funcional para el movimiento de prono-supinación debe ser de 50° para cada uno.

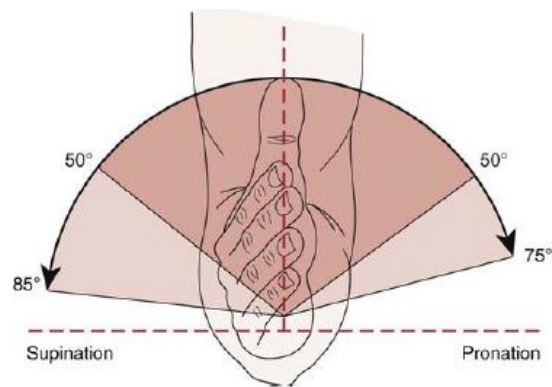


Figura 3.2 Movimiento de pronosupinación. (Clinicalgate, 2017)

3.3. Selección de los elementos

Es importante tomar en cuenta que toda la sensórica, fuentes de alimentación, controladores y circuitos de potencia utilizados para realizar el control deben ser diseñados y seleccionados de tal manera que no ocupe un espacio grande ni peso elevado, es decir debe ser ligero y ser capaz de ingresar en el interior de la prótesis con el fin de obtener una total movilidad sin necesidad de una computadora ni cables de comunicación, por lo que el parámetro más importante a la hora de elegir los elementos será el tamaño.

3.3.1. Selección del actuador

En la sección 1.10 se describen los diferentes tipos de actuadores eléctricos, en la tabla 1.5 se muestran las ventajas y desventajas de los mismos, a partir de las cuales nos permite hacer la selección para los actuadores de la flexión-extensión y pronosupinación.

Se deben tener en cuenta los requerimientos del nuevo prototipo, las ventajas y desventajas de los diferentes actuadores y al ser uno de los principales componentes es fundamental que se elijan conjuntamente con el diseño mecánico del prototipo (Tapia, 2017). La longitud y peso que deben ocupar los actuadores deben ser los menores posibles, considerándose éstos los parámetros más importantes para la elección. En los Anexo 2 y 3 se presenta la matriz de selección que fue utilizada para elegir el tipo de actuador para los movimientos de flexión-extensión y pronosupinación respectivamente.

3.3.1.1. Movimiento de flexión-extensión

El actuador seleccionado debe cumplir con los parámetros mecánicos del prototipo, en especial acoplarse con el mecanismo de transmisión mecánica, para cumplir con los parámetros de

velocidad de movimiento, es por ello que se eligió un motor del fabricante Maxon Motor de la serie EC-Flat. Este tipo de motor tiene una longitud muy pequeña por lo que es ideal para el espacio reducido que presenta el prototipo. En un prototipo de prótesis el voltaje de alimentación del actuador es un parámetro que se debe tener muy en cuenta, ya que la fuente de alimentación deberá ser mediante baterías. La serie EC flat presenta una gran relación de velocidad nominal y par continuo, ideales para satisfacer los requerimientos mecánicos, una desventaja de la gama es el voltaje de alimentación del motor ya que éstos suelen ser demasiados elevados. Por estos motivos se considera que el voltaje máximo de alimentación debe ser de 24V DC

Por las razones mencionadas anteriormente se eligió el motor EC 45 Flat, Brushless, la figura 3.3 muestra el actuador seleccionado. En el Anexo 7 se encuentra la información de los parámetros de dicho motor.



Figura 3.3 Motor EC-Flat (Maxon Motor, 2017)

El motor brushless es un tipo de motor de corriente continua sin escobillas (BLCD), al no emplear escobillas para la conmutación elimina los problemas que se presentan en los motores convencionales como son: rozamiento, calentamiento, ruido, mayor mantenimiento y menor durabilidad. En el Anexo 4 se encuentra una tabla comparativa entre el motor elegido frente a los otros tipos.

3.3.1.2. Movimiento de prono-supinación

De la misma manera para este movimiento, el actuador debe cumplir con los requerimientos mecánicos y acoplarse al mecanismo de transmisión de movimiento. En el Anexo 3 se muestra la matriz de selección para el actuador correspondiente a este movimiento.

En el mercado no existe un motor de corriente continua que pueda satisfacer los parámetros mecánicos, por lo cual se eligió un servomotor para hacerlo trabajar en rotación continua. En

la gama de servomotores existen micro servomotores, que como su nombre lo indican son de dimensiones pequeñas, presentan una relación ideal entre alto torque y baja velocidad y es posible encontrarlos en el mercado comercial. Los micro servomotores para lograr la relación torque-velocidad necesitan de una caja reductora (conjunto de engranes), convirtiendo al ruido mecánico en una desventajas, para ayudar a disminuir dicho ruido es aconsejable que los engranes no sean metálicos.

Por las razones mencionadas se decidió seleccionar como actuador al micro servomotor HS-81 Standard Micro Servo que se muestra en la figura 3.4.



Figura 3.4 Micro servomotor seleccionado - HS-81. (Hitec Multiplex, 2017)

La tabla 3.2 muestra los datos técnicos del motor seleccionado.

Tabla 3.2 Especificaciones técnicas del actuador

Parámetro	Valor
Voltaje (Voltios)	6
Torque (N·m)	0,2941
Velocidad (rpm)	111,11
Dimensiones (mm)	29,8 · 12 · 29,6
Peso (gramos)	16,6
Material de los engranes	Nylon

3.3.2. Selección del sensor de posición

En la sección 1.9 se describieron los tipos de sensores de posición que existen. En el Anexo 5 se muestra la matriz de selección utilizada.

Los parámetros que más influenciaron en la selección fueron el tamaño y peso del sensor, ya que en el prototipo no existe espacio para ser colocados. Los encoders tanto incrementales como absolutos son los más utilizados en aplicaciones de posición, pero el tamaño de estos en cuanto a longitud son demasiado grande por lo que no es buena elección. Por esta razón se eligió colocar un potenciómetro como sensor de posición (ver figura 3.5), los cuales serán colocados en el codo y la muñeca del prototipo.

Cuando el dispositivo protésico se apague y se vuelva a encender el sensor de posición utilizado indicará la posición real en el que se encuentra, similar a un encoder absoluta, siendo esto una ventaja.



Figura 3.5 Potenciómetro utilizado como sensor de posición.

3.3.2.1. Linealización del sensor

Como se explicó en la sección 1.9.1.1, el potenciómetro es una resistencia que consta de una perilla la cual gira entre un ángulo de 0 a 270°, el potenciómetro entrega un valor de voltaje dependiendo de la variación de la resistencia en la que se encuentra, por lo se puede relacionar voltaje (ADC Arduino) y posición para obtener una ecuación que determine el ángulo.

La forma de determinar la ecuación para obtener los ángulos es mediante la toma de datos experimentales. El primer paso para realizar la toma de datos es fijar el potenciómetro en el eje de cada movimiento, con ayuda de Arduino se realiza la lectura analógica para diferentes ángulos, los datos para el movimiento de flexión-extensión y pronosupinación tabulados se muestra en la tabla 3.3.

Tabla 3.3 Datos obtenidos de modo experimental para los movimientos de flexión-extensión y pronosupinación.

ADC Arduino flexión-extensión	Ángulo flexión-extensión	ADC Arduino prono-supinación	Ángulo prono-supinación
746	30	370	50
705	40	410	40
665	50	452	30
625	60	495	20
589	70	539	10
565	80	579	0
521	90	619	-10
479	100	661	-20
440	110	704	-30
400	120	745	-40
364	130	787	-50

En la figura 3.6 se puede visualizar el comportamiento de los datos correspondiente al movimiento de flexión-extensión descritos en la tabla 3.3.

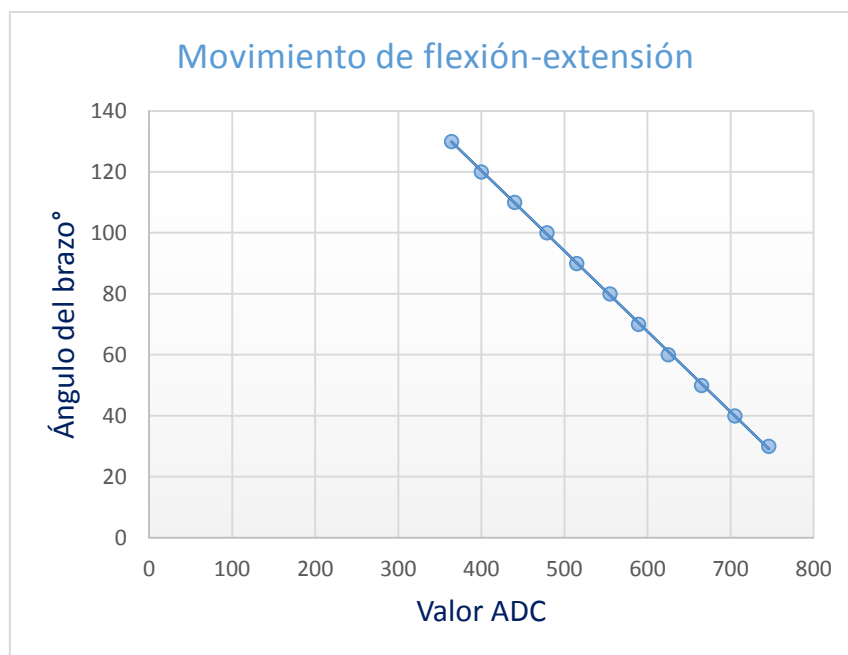


Figura 3.6 Comportamiento del potenciómetro de la flexión-extensión

Por otro lado, el comportamiento de los datos del movimiento de la prono-supinación se muestra en la figura 3.7.

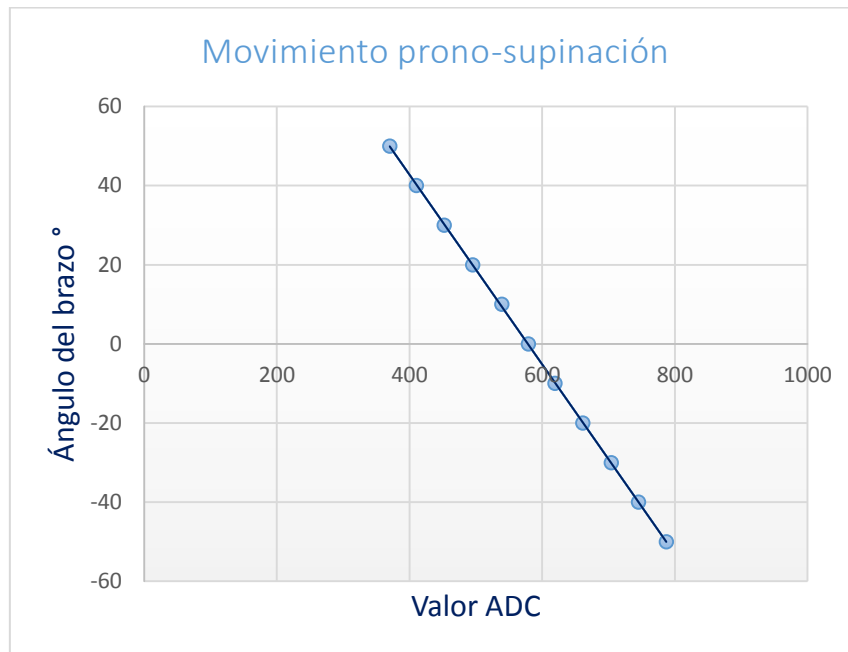


Figura 3.7 Comportamiento del potenciómetro de la prono-supinación.

El potenciómetro es un sensor analógico, en el cual el ángulo dependerá de la programación del diseñador, dicha programación se logra obteniendo la ecuación que describe el comportamiento de los datos obtenidos en la tabla 3.3.

En las figuras 3.6 y 3.7 se puede observar que el comportamiento del potenciómetro tiende a ser lineal, la cual puede encontrarse utilizando la ecuación canónica de la recta (ecuación 3.1) (Oteyra, E., Lam E., Hernández C., Carrillo A., Ramírez A., 2005).

Ecuación 3.1

$$\frac{x - x_1}{x_2 - x_1} = \frac{y - y_1}{y_2 - y_1}$$

donde

x_1 , x_2 , y_1 , y_2 son coordenadas de dos punto,

A partir de la ecuación 3.1 se encuentran las ecuaciones 3.2 y 3.3 que describen el comportamiento lineal del movimiento para la flexión-extensión y prono-supinación respectivamente, las mismas que serán las que determinen en qué posición se encuentra el movimiento correspondiente.

Ecuación 3.2

$$y = -0,26x - 225,29$$

Ecuación 3.3

$$y = -0,24x - 138,73$$

Las ecuaciones 3.2 y 3.3 corresponden a la ecuación de la recta, tienen el signo negativo debido a que los datos de la tabla 3.3, tienen una pendiente que cae de izquierda a derecha.

3.3.3. Selección del controlador

El controlador es el cerebro de nuestro sistema, es el encargado de recibir y enviar las señales correspondientes. En la sección 1.12 se encuentran los controladores existentes en el mercado, mientras que la tabla 1.6 muestra una comparación en base a algunas características de ellos. Para elegir el tipo de controlador se deben conocer las ventajas y desventajas de cada uno de ellos, las mismas que se muestran en la tabla 3.4.

Tabla 3.4 Comparación entre controladores

Tipo	Ventajas	Desventajas
Arduino	<ul style="list-style-type: none"> *Es una placa de desarrollo basada en un microcontrolador. *Las características dependen del microcontrolador que esté usando. *Su programación es OPEN SOURCE. *Cuenta con librerías desarrolladas que facilita la programación *Tiene incorporado un sistema de acondicionamiento de señales. *Tiene incorporado protección contra ruido eléctrico. *Consumo de energía reducido. 	<ul style="list-style-type: none"> *Necesita de módulos *La estructura de programación es delimitada. *La modificación de sus registros es complicada.

Tipo	Ventajas	Desventajas
Microchip	<p>*Se tiene el control completo, para ello se modifica los registros para obtener una mayor velocidad de lectura, tiempos muertos, procesamiento, entre otras características. (Flores Cortez, 2009)</p> <p>*Consumo de energía reducido.</p>	<p>*Se trata solo de un microcontrolador, sin ninguna placa con filtros.</p> <p>*No tiene incorporado alguna protección contra el ruido eléctrico.</p> <p>*Su programación es compleja</p> <p>*El IDE no es gratis, se debe adquirir una licencia para obtener un buen funcionamiento.</p> <p>*Alto consumo de energía.</p> <p>*Se debe de conectar un cristal externo que haga la función de oscilador de reloj.</p>
ATMEL	<p>*Cuenta con varios IDE para un mejor diseño de los programas que pueden descargar en versiones DEMO.</p> <p>*No es necesario saber programar en Ensamblador.</p> <p>*Consumo reducido de energía.</p> <p>*El bloque oscilador viene incorporado dentro del microcontrolador. (Flores Cortez, 2009)</p>	<p>*Se trata solo de un microcontrolador, sin ninguna placa con filtros.</p> <p>*No tiene incorporado alguna protección contra el ruido eléctrico.</p> <p>*Su programación es compleja.</p> <p>*Los IDE DEMO presentan problemas en cuanto a funcionamiento. (Flores Cortez, 2009)</p>

Se decidió trabajar con Arduino ya que es una plataforma de prototipos electrónicos de código abierto, tiene software y hardware libre. El hardware está basado en una placa de circuito impreso con un microcontrolador usualmente ATMEL AVR, el cual depende del modelo que se esté utilizando, otra ventaja es su entorno de programación ya que este es simple de programar e incluye librerías que facilitan la programación una gran diferencia con la programación de microcontroladores. Una ventaja principal del Arduino es el sistema digital

de auto reseteo, además de ello, tiene filtros para las señales analógicas; de estas ventajas carecen los microcontroladores y se necesitaría realizar un circuito con filtros para las señales aumentando el tamaño. En el Anexo 6 se muestra la matriz de selección para el tipo de Arduino a utilizar.

El Arduino seleccionado se muestra en la figura 3.8. Se trata del Arduino Nano V3 que es una versión pequeña pero completa, esta placa está basada en el ATmega328. Sus dimensiones son reducidas de tan solo 45mm de largo y 18 mm de ancho con un peso de 7gr. En cuanto a estructura electrónica interna se comporta como un Arduino Uno, pero presenta ventajas como su tamaño y el consumo eléctrico. En el Anexo 8 se encuentran las especificaciones técnicas del controlador seleccionado y el circuito eléctrico de su construcción.

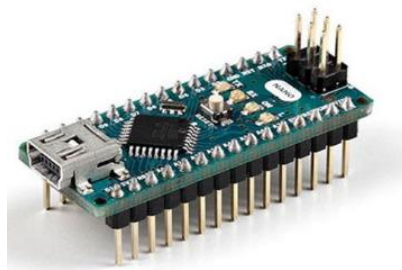


Figura 3.8 Arduino Nano 3.x. (Arduino, 2017)

3.3.4. Etapa de potencia

Está formada por los circuitos necesarios para realizar los respectivos movimientos con los actuadores seleccionados y cambio de giro de los mismos.

3.3.4.1. *Movimiento flexión-extensión*

El motor utilizado funciona con una señal trifásica, la conmutación del mismo se realiza electrónicamente por lo que es necesario utilizar un dispositivo electrónico el cual sirva para controlar la velocidad del motor (ESC-Electronic Speed Controller), el mismo que se muestra en la figura 3.9. El ESC da al motor una señal trifásica, con la cual se podrá realizar la rotación. El ESC consta de dos cables que irán conectados a la batería (figura 3.9 b) otros tres cables que se conectarán a las fases del motor (figura 3.9 a) y por último tres cables que serán conectados al microcontrolador (figura 3.9 c). (Ramón, 2016)

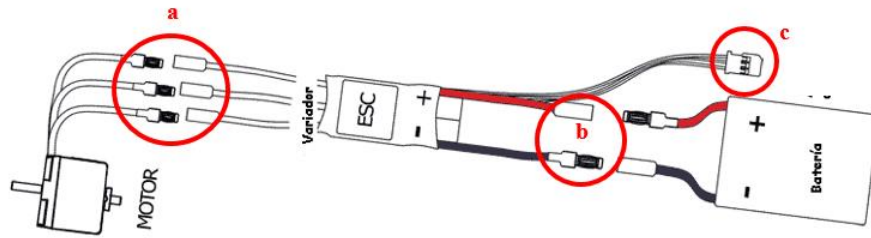


Figura 3.9 Conexión ESC brushless. (Ramón, 2016)

El control para el ESC se genera mediante pulsos, los cuales varían entre 1 y 2 milisegundos, amplitud mínima y máxima respectivamente. Mediante la librería Servo.h podremos generar los pulsos necesarios (Montaño, 2016).

Para lograr obtener el movimiento de flexión-extensión es necesario realizar un cambio de giro del motor, esto se lo realiza mediante relés. El circuito utilizado se muestra en la figura 3.10.

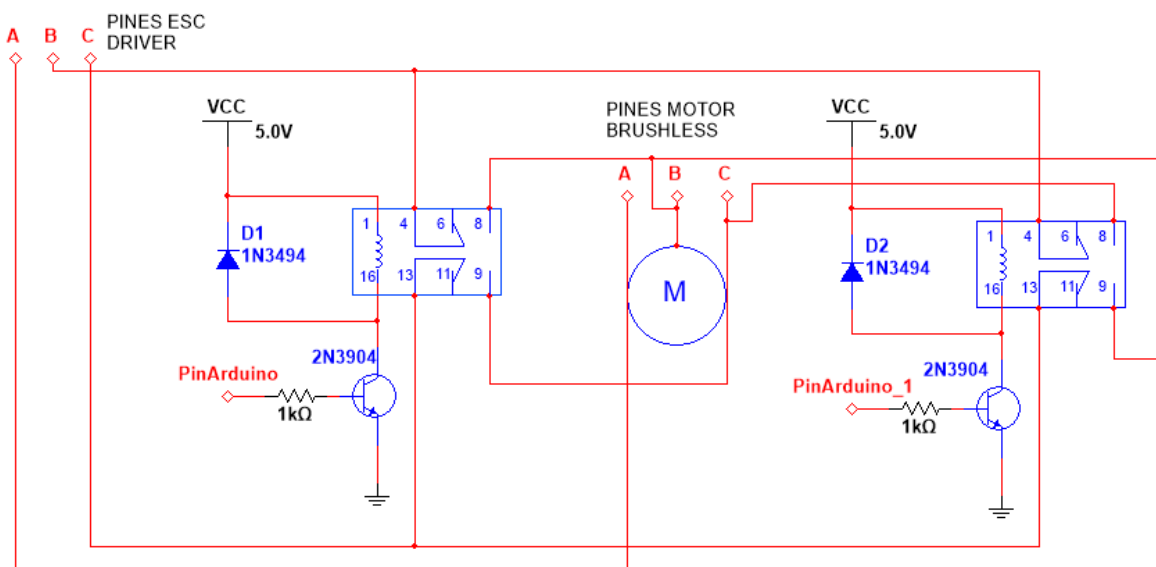


Figura 3.10 Circuito de potencia con relés.

3.3.4.2. Movimiento prono-supinación

El actuador seleccionado para este movimiento es un micro servomotor que se utilizará como motor de rotación continua. El control de este actuador se realiza mediante una salida PWM de la placa Arduino.

Para lograr que el motor cambie de sentido de giro es necesario hacer uso de un Puente H, este es un driver con el que se consigue elevar la corriente para hacer funcionar el motor y a la vez,

lograr el cambio de giro del mismo. En el mercado comercial se puede encontrar el driver L293D que cuenta con las especificaciones técnicas del micro servomotor para hacerlo funcionar. En la figura 3.11 se muestra el circuito de conexión.

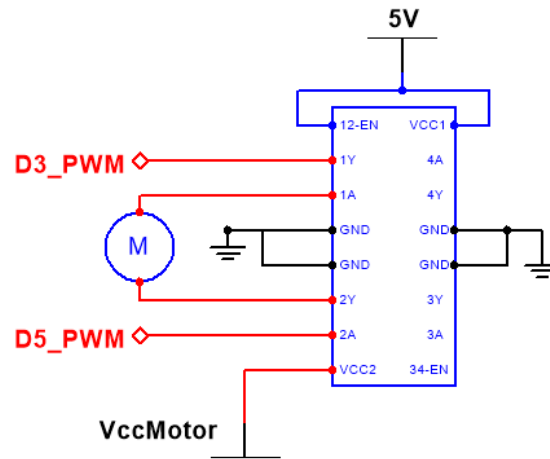


Figura 3.11 Circuito de conexión-Puente H.

3.3.5. Selección de las baterías

Se seleccionarán las baterías lipo por su combinación de tamaño, tasa de descarga y capacidad. La combinación de las tres características hace que las baterías tipo lipo sean excelentes si se requiere una batería con capacidad grande de 800mAh y tamaño reducido.

Por lo cual, se seleccionará cinco baterías, las cuales alimentarán 1) el controlador y circuito de potencia, 2) alimentación del actuador para la prono-supinación, 3) alimentación de los sensores de posición, 4) alimentación de los sensores mioeléctricos y 5) alimentación del actuador para la flexión-extensión.

Para seleccionar las baterías se considerará el tamaño y consumo de las mismas. Por lo que las baterías seleccionadas son las siguientes:

- 1) Alimentación controlador y circuito de potencia: batería lipo de 3.7V, 800mAh, 10C.
- 2) Alimentación del actuador prono-supinación: 3.7V, 800mAh, 10C.
- 3) Alimentación de los sensores 3.7 V, 800mAh, 10C.
- 4) Alimentación del actuador flexión-extensión: 11.1V, 5000mAh, 20C.

3.3.5.1. Consumo de los elementos electrónicos

La duración de la batería dependerá principalmente de la carga que vaya a estar alimentando, en la tabla 3.5 se muestra los elementos a alimentar con su respectivo consumo eléctrico.

Tabla 3.5 Especificaciones del consumo de los elementos.

Elemento	Consumo (mAh)	Voltaje de funcionamiento (V)
Arduino	20	5
Circuito de potencia	200	5
Actuador prono-supinación	280	5
Sensores de posición	10	5
Sensores mioeléctricos	20	5

Una vez conocido el consumo de cada elemento el siguiente paso es calcular la duración de las baterías, para ver si son suficiente para ser utilizadas en el dispositivo protésico.

En la sección 1.15 se habló acerca de las baterías utilizadas, se hará un énfasis en la tasa de descarga ya que ésta se refiere a qué cantidad de amperaje puede suministrar la batería, mientras que el tiempo de duración se refiere a cuánto tiempo durará la batería con un determinado consumo, utilizando las fórmulas de (BRT, 2017) se calcula:

Tasa de descarga (C_d)

- **Batería de 3.7V, 800mAh, 10C**

$$C_d = \#C * \text{capacidad de la bateria}$$

$$C_{d1} = 10 * 0.8Ah$$

$$C_{d1} = 8A$$

- **Batería de 11.1V, 5000mAh, 20C**

$$C_d = \#C * \text{capacidad de la bateria}$$

$$C_{d1} = 20 * 5Ah$$

$$C_{d1} = 100A$$

La descarga máxima que pueden dar las baterías de 3.7V, 800mAh sin dañarse es 8A y la batería de 11.1V es de 100A.

Tiempo de duración

Para calcular el tiempo que nos va a durar la batería, utilizamos la ecuación 3.4 (BRT, 2017):

Ecuación 3.4

$$T = \frac{\text{capacidad de la bateria}}{\text{consumo de la carga}}$$

El tiempo de duración de la batería para la alimentación del controlador y circuito de potencia es la siguiente.

$$T_1 = \frac{800 mAh}{220 mA}$$

$$T_1 = 3.64 \text{ Horas}$$

El tiempo de duración de la batería para la alimentación del actuador de la prono-supinación es la siguiente.

$$T_2 = \frac{800 mAh}{200 mA}$$

$$T_2 = 4 \text{ Horas}$$

El tiempo de duración de la batería para la alimentación de los sensores es la siguiente.

$$T_3 = \frac{800 mAh}{60 mA}$$

$$T_3 = 13.33 \text{ Horas}$$

3.3.5.2. Elementos elevadores

En el mercado comercial las baterías lipo vienen definidas por celdas (#S), cada celda tiene un voltaje nominal de 3.7V, por ejemplo una batería de 2S significa que tiene 7.4V, es decir, no existen baterías que nos proporcionen 5V necesarios para alimentar el controlador, circuito de potencia y sensores. Para proporcionar los 5V a los elementos se utiliza un elevador de voltaje (Step Up). El regulador utilizado se muestra en la figura 3.12.



Figura 3.12 Regulador Step-Up. (Pololu, 2016)

Se trata de un regulador compacto, de dimensiones muy reducidas de tan solo 12,7 mm de largo por 8,4 mm de ancho con el cual podemos obtener un voltaje fijo de 5V a la salida con tensiones de entrada tan bajas como 0,8V, ideal para ser utilizado con las baterías de 3.7V elegidas. En el Anexo 9 se muestran las especificaciones técnicas del regulador.

Para alimentar el actuador para la pronosupinación son necesarios 6V, por lo cual se necesita de un regulador elevador ajustable. El regulador utilizado se muestra en la figura 3.13.



Figura 3.13 Regulador elevador ajustable.

Se trata del regulador DC-DC SX1308, las especificaciones técnicas se muestran en la tabla 3.6.

Tabla 3.6 Especificaciones técnicas del convertidor.

Especificación	Valor
Voltaje de entrada	DC 2-24V
Voltaje de salida	DC 2-28V
Máxima corriente de salida	2 A
Dimensiones	23 * 16,3 mm

3.4. Diseño del circuito

Las etapas de potencia para los diferentes actuadores deben ser realizados en un circuito impreso (PCB), de la manera más compacta para conseguir que ingrese en el interior del prototipo. Para lograr un buen ensamble de componentes electrónicos (PCB) se siguió los pasos mostrados en la figura 3.14.



Figura 3.14 Diagrama de bloques para realizar el circuito impreso.

Para realizar el diseño de la placa se utilizó el programa EAGLE®, en el cual se realizó el ruteado correspondiente, el cual se muestra en la figura 3.15 a), dicho circuito se imprime en papel especial figura 3.15 b) para posteriormente transferir la imagen a la placa de cobre.

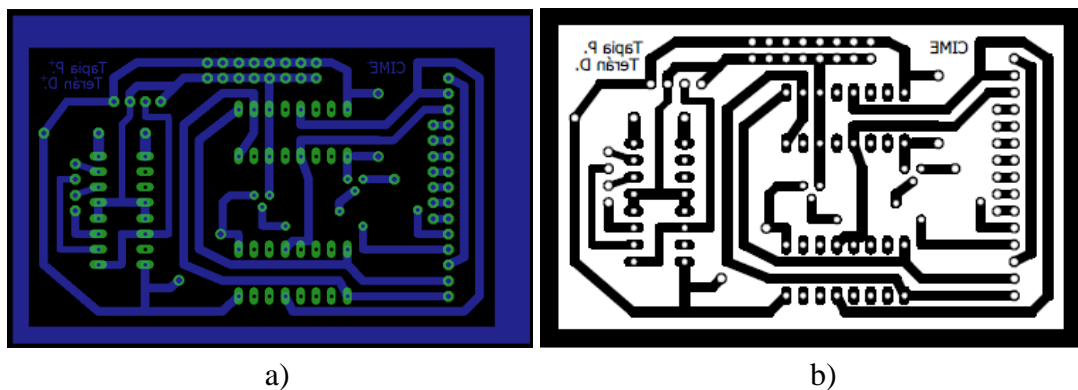


Figura 3.15 a) Diseño del circuito de potencia b) Impresión del circuito de potencia.

El ancho de las pistas depende del amperaje que vaya a circular, en el caso de la placa diseñada es necesario que el circuito de potencia correspondiente al movimiento de flexión-extensión sea más ancho que los demás por el amperaje que el actuador necesita.

Una vez transferida la impresión a la placa, se procede a quitar el ácido sobrante del cobre obteniendo la placa que se muestra en la figura 3.16.

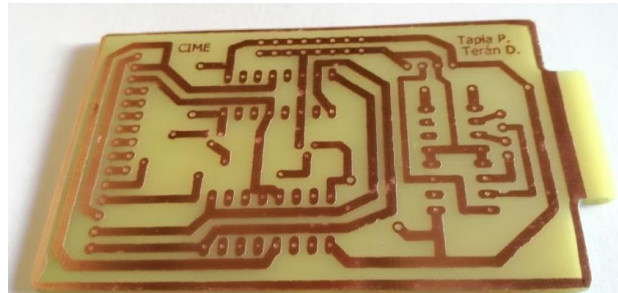


Figura 3.16 Placa con los circuitos de potencia.

Posteriormente se realiza los respectivos agujeros y se sueldan los componentes electrónicos pertenecientes al circuito. La figura 3.17 muestra diferentes vistas de la placa finalizada, en la figura 3.17 b) se describe que elemento electrónico debe ir y en qué lugar.

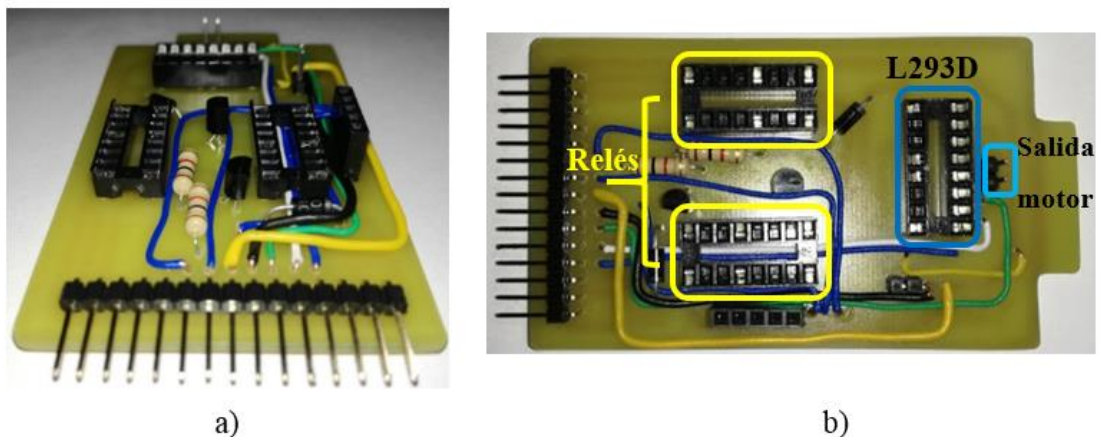


Figura 3.17 a) Vista frontal de los elementos electrónicos, b) Vista superior de los elementos electrónicos.

El resultado final del ensamblaje electrónico se muestra en la figura 3.18, a) la vista frontal con los relés y driver y b) una vista lateral de la placa ensamblada final.

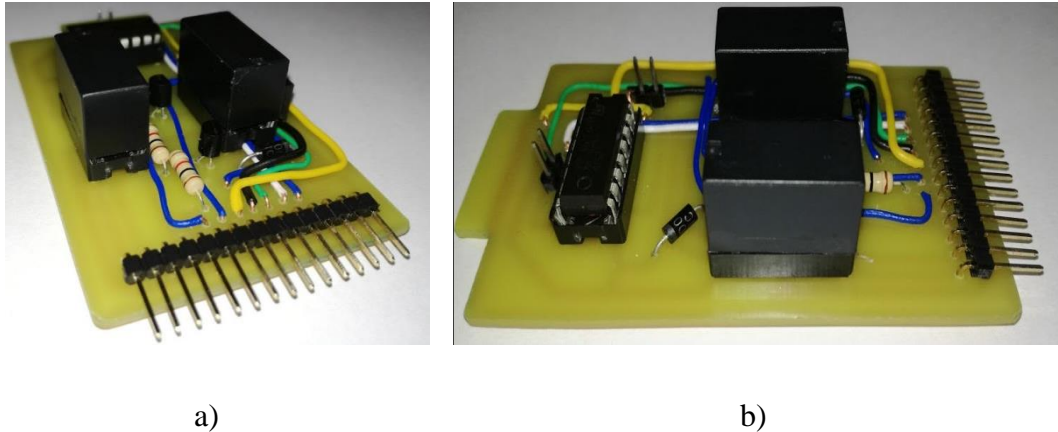


Figura 3.18 a) Vista frontal de la placa del prototipo b) Vista lateral de la placa del prototipo.

3.5. Modelamiento matemático

En esta sección se describe la obtención de los modelos matemático correspondiente a cada movimiento, los mismos que se usarán para implementar el sistema de control. El modelamiento de una planta se emplea para representar el comportamiento de un sistema real con ecuaciones matemáticas, tales ecuaciones representan la relación entre las entradas y salidas del sistema.

3.5.1. Actuador flexión-extensión

Para el movimiento de flexión-extensión se seleccionó un motor Brushless, el circuito eléctrico equivalente del BLDCM es muy similar al convencional y se muestra en la figura 3.19.

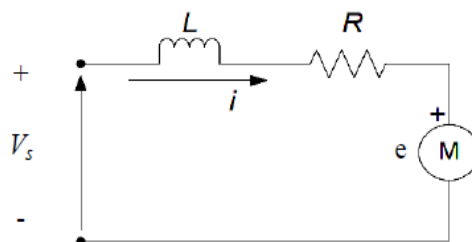


Figura 3.19 Circuito del motor DC (Kiruthika A., A. Rajan A. & Rajalakshmi P., 2013)

Al tratarse de un motor, para el modelamiento matemático es necesario incorporar la parte mecánica y eléctrica, obteniendo un circuito equivalente como se muestra en la figura 3.20

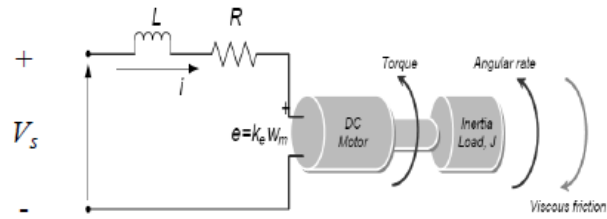


Figura 3.20 Circuito equivalente del motor. (Kiruthika et., 2013)

Para determinar las ecuaciones que definen el comportamiento del sistema se utilizan las ecuaciones de equilibrio 3.5 correspondiente a la parte eléctrica y 3.6 de la parte mecánica (Kiruthika et., 2013).

Parte eléctrica

Ecuación 3.5

$$V_s = i * R + \frac{Ldi}{dt} + e$$

$$V_s = iR + Lsi + e$$

Parte mecánica

Ecuación 3.6

$$\sum T = J * \alpha$$

$$T_e - Kf * \frac{d\theta}{dt} - Tl = J \frac{d^2\theta}{dt}$$

Obteniendo la ecuación 3.7 perteneciente a la parte eléctrica y la ecuación 3.8 correspondiente a la parte mecánica.

Ecuación 3.7

$$e = V_s - iR - Lsi$$

Ecuación 3.8

$$T_e - Kf\theta s - Tl = J\theta s^2$$

El par eléctrico y la fuerza electromotriz están definidas por las ecuaciones 3.9 y 3.10 respectivamente.

Ecuación 3.9

$$T_e = Kt * i$$

Ecuación 3.10

$$e = Ke * \frac{d\theta}{dt}$$

La ecuación 3.11 se obtiene reemplazando la ecuación 3.9 en la ecuación 3.8 y asumiendo que $Tl=0$.

Ecuación 3.11

$$i = \frac{J\theta s^2 + Kf\theta s + Tl}{Kt}$$

Las ecuaciones 3.10 y 3.11 se reemplazan en la ecuación 3.7 para obtener la ecuación 3.12, la cual es la función de transferencia del sistema.

$$Ke\theta s = V_s - i(R + Ls)$$

$$Ke\theta s = V_s - \frac{J\theta s^2 + Kf\theta s}{Kt} (R + Ls)$$

$$Ke\theta s = V_s - \frac{JR\theta s^2}{Kt} - \frac{JL\theta s^3}{Kt} - \frac{KfR\theta s}{Kt} - \frac{KfL\theta s^2}{Kt}$$

$$V_s = \theta \left(\frac{JLs^3 + JRs^2 + KfL\theta s^2 + KfRs}{Kt} + Kes \right)$$

Ecuación 3.12

$$\frac{\theta}{V_s} = \frac{Kt}{JLs^3 + JRs^2 + KfLs^2 + KfRs + KeKts}$$

(Kiruthika et., 2013) asegura que la constante de fricción Kf es muy pequeña y tiende a cero por lo que para el análisis del modelo $Kf=0$, asumiendo este valor obtenemos la ecuación 3.13.

Ecuación 3.13

$$\frac{\theta}{V_s} = \frac{Kt * n}{JLs^3 + JRs^2 + KeKts}$$

donde:

J es la inercia de la combinación del motor, carga y tren de engranes referido al eje del motor.

n representa la relación del tren de engrane planetario.

Al tratarse de un motor Brushless trifásico como se muestra en la figura 3.21 es necesario dejarlo en términos de la constante de tiempo mecánico y eléctrico. Obteniendo la siguiente ecuación 3.14.

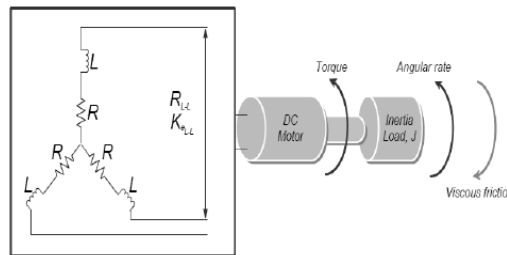


Figura 3.21 Circuito del motor Brushless. (Kiruthika A., A. Rajan A. & Rajalakshmi P., 2013)

Ecuación 3.14

$$\frac{\theta}{V_S} = \frac{\frac{1}{K_e} * n}{\tau_m \tau_e s^3 + \tau_m s^2 + s}$$

donde;

$$\tau_m = \frac{3JR}{KeKt}$$

$$\tau_e = \frac{L}{3R}$$

$$n = \frac{1}{156}$$

En el Anexo 7 se encuentran las características eléctricas del motor, reemplazando se obtiene:

$$K_e = \frac{3 * 2.83 * 1.441 * 10^{-5}}{17 * 10^{-3} * 47.5 * 10^{-3}}$$

$$\tau_e = \frac{1.15 * 10^{-3}}{3 * 2.83}$$

$$\tau_e = 1.35 * 10^{-4}$$

Ecuación 3.15

$$\frac{\theta}{V_s} = \frac{0.04230}{2.30 * 10^{-6}s^3 + 17 * 10^{-3}s^2 + s}$$

La ecuación 3.15 representa la función de transferencia del actuador para el movimiento de flexión-extensión.

3.5.1. Actuador prono-supinación

El motor utilizado para el movimiento es un micro servomotor HS-81 Standard Micro Servo, para modelar matemáticamente esta planta es necesario conocer los datos eléctricos del motor como la resistencia, momento de inercia e inductancia, al tratarse de un servomotor carecemos de dichos datos, por lo que es necesario encontrar la función de transferencia que describa el comportamiento del sistema de otra manera que no sea mediante modelamiento matemáticamente con ecuaciones.

Existen programas de computadora que se utilizan como una herramienta para encontrar la función de transferencia de manera experimental, en éste caso se utiliza la herramienta MATLAB®. Con el comando Ident se puede obtener la función de transferencia a partir de los datos obtenidos, la figura 3.22 muestra los pasos que se siguen para encontrar la función de transferencia experimental.

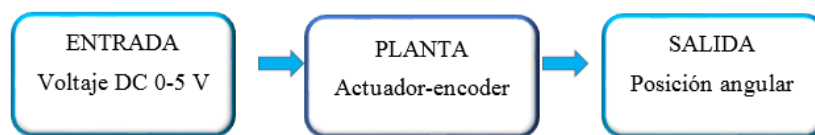


Figura 3.22 Diagrama de bloques para la obtención de datos del actuador prono-supinación.

Para obtener los datos experimentales se utiliza la interfaz de LABVIEW y ARDUINO. En la figura 3.23 se muestra el panel frontal del programa utilizado.

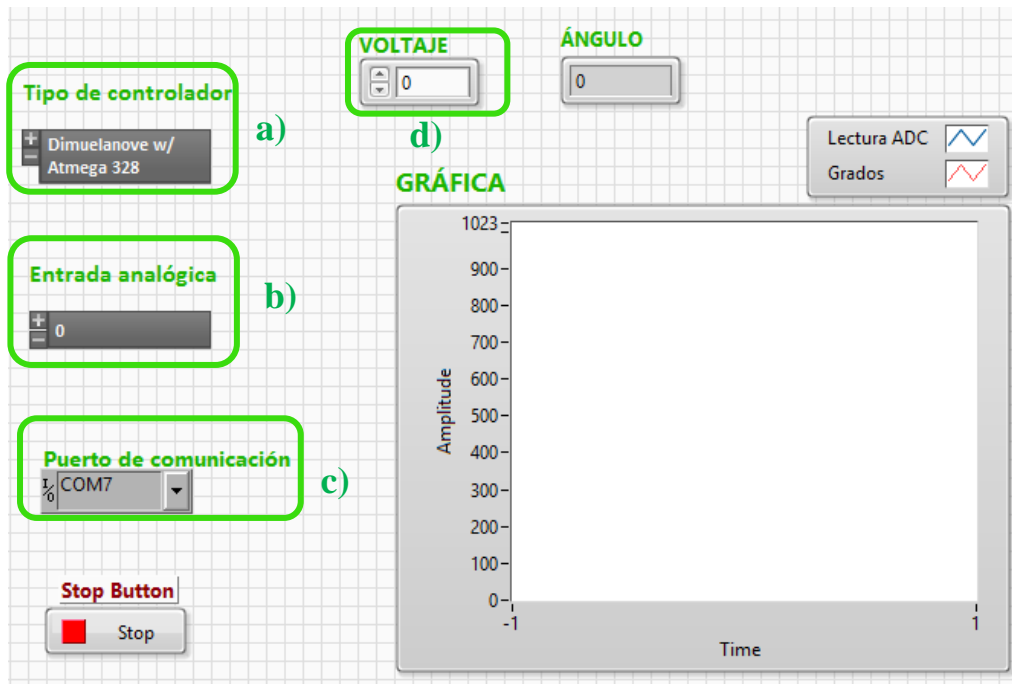


Figura 3.23 Interfaz Labview-Arduino.

Con el programa mostrado en la figura 3.23, se registra los datos de entrada y salida de la planta, los cuales serán guardados en un archivo de Excel para poder utilizar en MATLAB®.

Con el selector (a) se elige el tipo de controlador que se vaya a utilizar, el selector (b) corresponde al número de pin análogo que se esté utilizando, el selector (c) es el puerto con el cual que se reconoce el controlador. El control numérico (d) nos permite variar el voltaje de entrada de la planta y enviar el nivel PWM para que el actuador gire. El tiempo con el que se muestrea la señal es de 20 ms. El diagrama de bloques del programa se muestra en la figura 3.24.

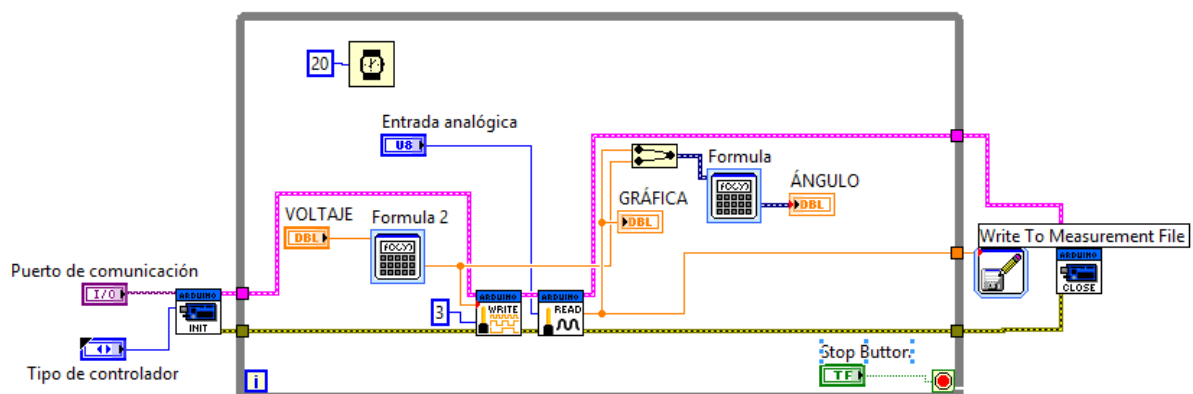


Figura 3.24 Diagrama de bloques del programa.

Los datos se guardan en un archivo de Excel®, la entrada corresponde al nivel de voltaje que se envía al actuador y la salida corresponde a datos del sensor de posición. Se importa los datos obtenidos a MATLAB®, haciendo uso del toolbox Ident se incorpora los datos de Excel®, como la entrada, salida, tiempo de inicio y tiempo de muestreo. A partir de los cuales estimamos la función de transferencia de la planta para obtener el modelo matemático.

El número de polos y ceros de la función de transferencia a obtenerse se pueden modificar dependiendo del porcentaje de estimación el mismo que debe ser superior del 85%. La función de transferencia obtenida se muestra en la ecuación 3.16.

Ecuación 3.16

$$\frac{\theta}{V_S} = \frac{8.395}{s + 7.561e - 2}$$

La adición de polos en un sistema de lazo abierto ocasiona que el sistema sea lento e inestable mientras que los ceros tienden a que el sistema se vuelva estable y con un tiempo de estabilización menor.

La función de transferencia descrita en la ecuación 3.16 tiene un porcentaje de aproximación del 97.3%, siendo este porcentaje el más alto en comparación con funciones de transferencia de 2 polos y 2 ceros o 2 polos y 1 cero.

3.6. Diseño del sistema de control

En la sección 1.8 se describieron los tipos de control con electromiografía, para éste trabajo se decide implementar un control PID por ser robusto y tener un diseño simple, además de ello existen librerías con las cuales se realiza la programación del mismo.

Los parámetros más importantes que deben considerarse en un sistema de control son:

- Tiempo de subida (Rise time)
- Sobreimpulso (Overshoot)
- Tiempo de establecimiento (Settling time)

En la figura 3.25 (a) se muestra un sistema de control PID básico el cual está sujeto a perturbaciones y ruidos. La figura 3.25 (b) muestra el diagrama de bloques para el desarrollo del sistema de control para la articulación de codo

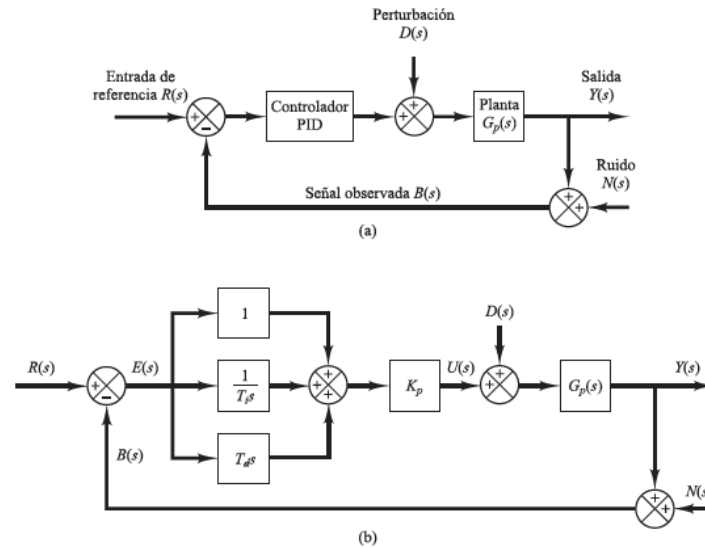


Figura 3.25 a) Sistema control PID básico b) Diagrama de bloques modificado del mismo sistema. (Ogata, 2010)

3.6.1. Controlador PID – Movimiento flexión-extensión

A partir de la función de transferencia que describe el comportamiento del sistema se diseña el controlador PID. La figura 3.26 muestra la respuesta ante una entrada escalón unitario.

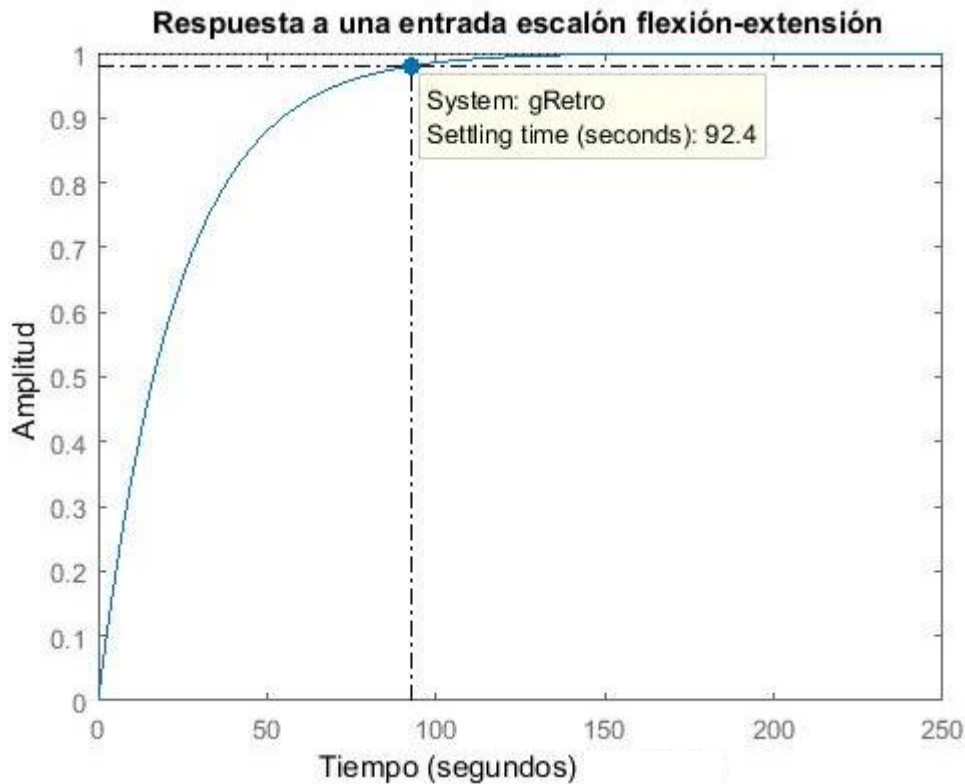


Figura 3.26 Respuesta ante una entrada escalón unitario-flexión-extensión

Se observa en la figura 3.26 que el tiempo de establecimiento es de 92.4 segundos, siendo éste un valor muy elevado, por lo que es necesario aplicar un controlador para mejorar los parámetros de respuesta de la planta.

El método de sintonía de Ziegler-Nichols no es aplicable en este caso, ya que la respuesta de la planta ante una entrada escalón unitario no tiene la forma de S (Ogata, 2010). El segundo método para el diseño del controlador PID es a través de la condición de magnitud y fase del lugar geométrico de las raíces (LGR).

Para hallar la frecuencia de oscilación del sistema, se usa la ecuación 3.17, la cual es la ecuación del tiempo de establecimiento (Ogata, 2010), como se muestra a continuación

Ecuación 3.17

$$t_s = \frac{4}{\mu\omega_n}$$

Se eligen los siguientes datos para realizar el diseño del controlador. Un tiempo de establecimiento rápido hará que el sistema de control responda de manera inmediata y un coeficiente de amortiguamiento elevado hará que el sistema no presente un sobreimpulso (overshoot) elevado, por lo que:

- Tiempo de establecimiento: 0.1 segundos.
- Coeficiente de amortiguamiento: 0.90.

a) Cálculo de la frecuencia de oscilación del sistema, entonces:

$$\omega_n = \frac{4}{\mu t_s} = \frac{4}{(0,9)(0,1)}$$

$$\omega_n = 44,44 \frac{rad}{s}$$

b) Localización del polo deseado, para ello se usa la ecuación 3.18 como se muestra:

Ecuación 3.18

$$P_d = -\mu\omega_n \pm j\omega_n\sqrt{1-\mu^2}$$

$$P_d = -40 \pm j 19,37$$

En la ecuación 3.19 se muestra el regulador del controlador PID, a partir de la cual se obtiene el valor correspondiente a los ceros del controlador.

Ecuación 3.19

$$G_c = \frac{(s + a)(s + b)}{s}$$

- c) Para obtener los valores de los ceros, se toma $a = 1$ (primer cero), por lo que resta encontrar el valor del segundo cero, para ello se aplica la ecuación 3.20, obteniendo

Ecuación 3.20

$$\Phi = \text{angle} \left(H * \frac{(s + a)}{s} \Big|_{s=P_d} \right)$$

$$\Phi = 54,84$$

- d) A partir del resultado de la ecuación 3.20 se calcula el ángulo necesario que debe entregar la red para que el lugar geométrico de las raíces pase por el polo deseado, posteriormente se aplica la ecuación 3.21 y se obtiene el valor del segundo cero.

Ecuación 3.21

$$\angle(s + b)|_{P_d} = \angle \text{obtenido}$$

$$\angle(s + b)|_{P_d} = \angle 125,16$$

$$\angle(-40 \pm j 19,37 + b) = 125,16^\circ$$

$$\tan^{-1} \left(\frac{19,37}{b - 40} \right) = 125,16^\circ$$

$$b = \frac{19,37}{\tan(125,16^\circ)} + 40$$

$$b = 26,36$$

- e) Una vez obtenidos los valores de los ceros, se iguala la ecuación 3.19 con la ecuación típica del controlador PID obteniendo la ecuación 3.22 donde se encuentra los valores de los parámetros

Ecuación 3.22

$$\frac{K_d s^2 + K_p s + K_i}{s} = \frac{(s + a)(s + b)}{s}$$

$$\frac{K_d s^2 + K_p s + K_i}{s} = \frac{(s + 1)(s + 26,36)}{s}$$

Los valores de los parámetros K_p , K_i y K_d del controlador PID se muestran en la ecuación 3.23.

Ecuación 3.23

$$\frac{K_d s^2 + K_p s + K_i}{s} = \frac{s^2 + 27,36s + 26,36}{s}$$

En la tabla 3.7 se muestran los valores del controlador PID para el movimiento de flexión-extensión.

Tabla 3.7 Valores del controlador PID flexión-extensión

Parámetro	Valor
K_p	27,36
K_i	26,36
K_d	1

Una vez encontrados los parámetros de controlador PID, se somete a la planta a una señal de escalón unitario para observar el comportamiento de la misma, como se observa en la figura 3.27.

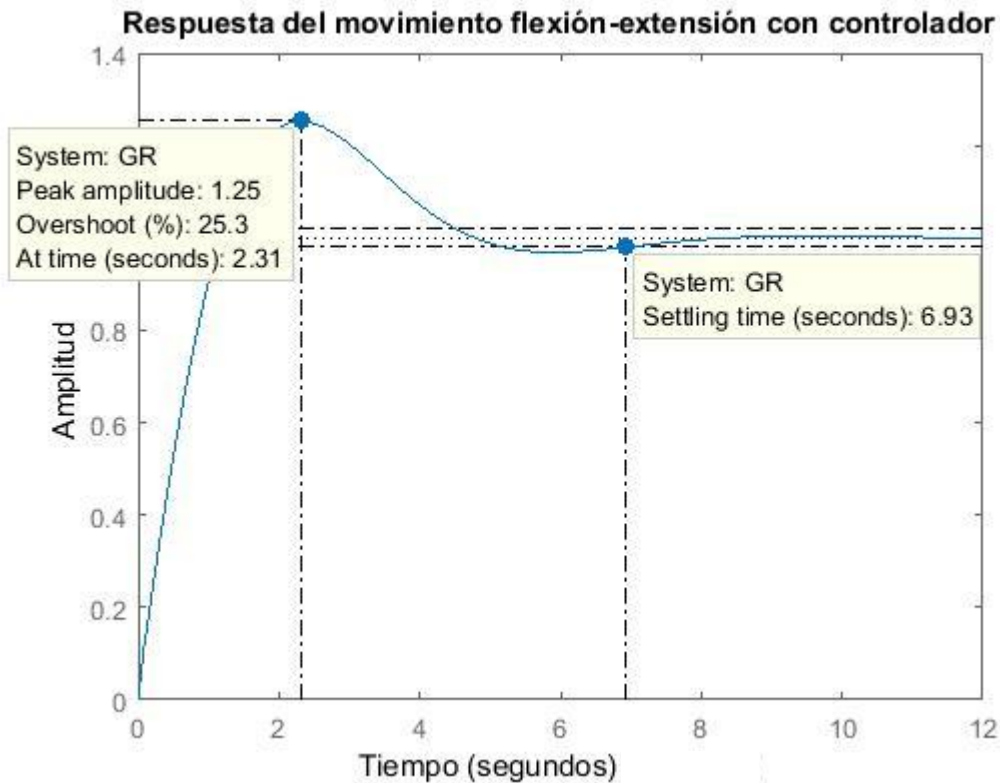


Figura 3.27 Respuesta a una entrada escalón unitario con controlador PID diseñado - flexión-extensión

Como se observa en la figura 3.27, el tiempo de establecimiento es de 6,93 segundos, lo cual es menor al tiempo de establecimiento de la figura 3.26. A pesar de haber reducido el tiempo de establecimiento de la planta con ayuda del controlador, este sigue siendo alto, además de ello se puede observar que la señal presenta un sobrepico de 25%. La cantidad de sobrepaso máximo indica de manera directa la estabilidad relativa del sistema por lo que debe ser el menor posible.

Para reducir el tiempo de establecimiento y el sobrepico se debe modificar manualmente la frecuencia de oscilación del sistema, obteniendo $\omega_n = 533,33$, encontrando un nuevo polo deseado:

$$P_d = -19,37 \pm j 400$$

A partir del nuevo polo se determina los nuevos valores para el controlador PID que se muestran en la tabla 3.8.

Tabla 3.8 Valores del controlador PID modificado flexión-extensión

Parámetro	Valor
K_p	398,59
K_i	397,59
K_d	1

La figura 3.28 muestra la respuesta del sistema ante una entrada escalón unitario implementado los nuevos valores del controlador.

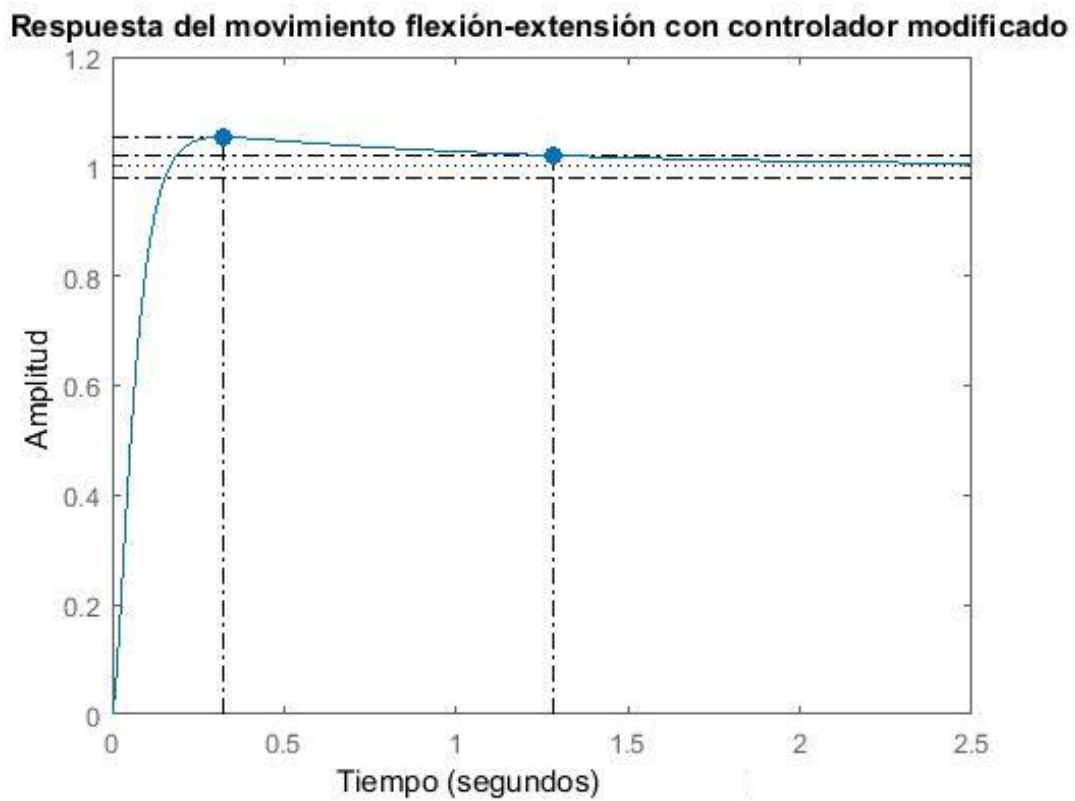


Figura 3.28 Respuesta a una entrada escalón unitario con controlador PID – flexión-extensión (ω_n modificado).

Los valores de los parámetros de control de la figura 3.28 se muestran en la tabla 3.9.

Tabla 3.9 Valores de los parámetros del controlador PID flexión-extensión

Parámetro	Valor
RiseTime	0,1389 seg.
SettlingTime	1,2848 seg.

SettlingMin	0,9535 seg.
SettlingMax	1,0533 seg.
Overshoot	5,32 %
Peak	1,0533 seg.
PeakTime	0,3216 seg.

Con la modificación de la frecuencia de oscilación del sistema se obtiene mejorar la respuesta de la planta con un tiempo de establecimiento de 1,15 segundos y un sobrepico del 5%, con lo cual se mejora el sistema, logrando que la señal de salida siga a la señal de referencia.

La tabla 3.10 muestra un resumen con los valores de los parámetros de control del movimiento de flexión-extensión.

Tabla 3.10 Comparación de la planta con y sin controlador (flexión-extensión).

Parámetro	Sin controlador	Con controlador	Con controlador modificado
RiseTime	51,9seg.	0,92 seg.	0,105 seg.
SettlingTime	92,4 seg.	6,93 seg.	1,28 seg.
Overshoot	0 %	25,3 %	5,33 %

3.6.2. Controlador PID – Movimiento prono-supinación

La respuesta ante una entrada escalón unitario de la función de transferencia (ecuación 3.15) se muestra en la figura 3.29.

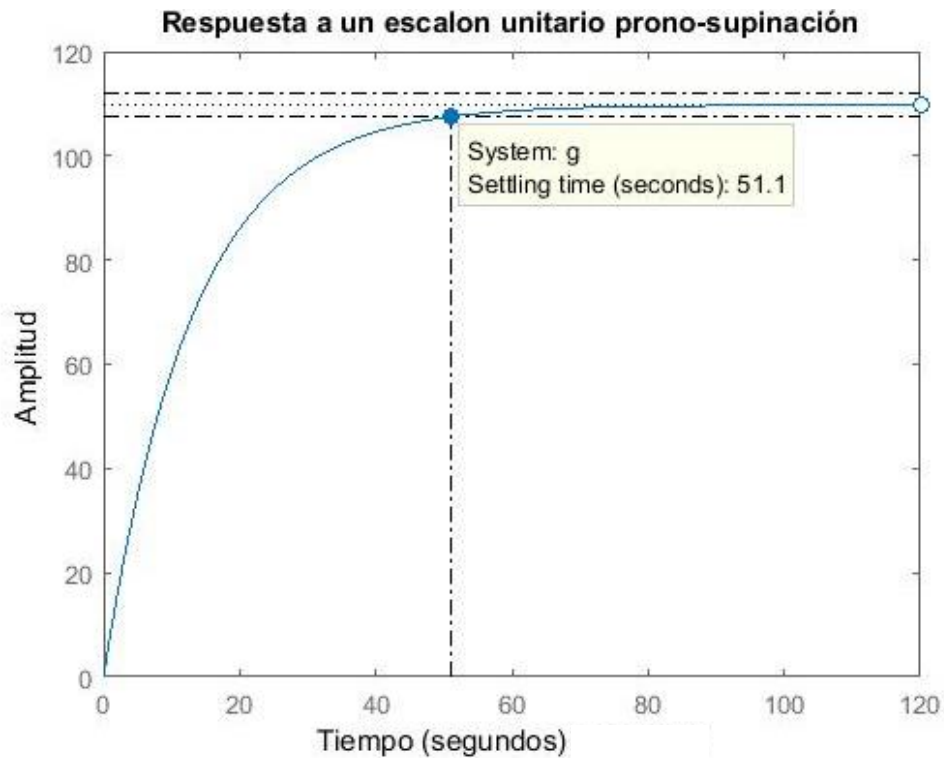


Figura 3.29 Respuesta ante una entrada escalón unitario – prono-supinación

Debido a que la gráfica no presenta un sobre impulso, el método aplicable para este caso es el lugar geométrico de las raíces, mediante el cual se obtendrá los valores de los parámetros del PID.

Los parámetros con los cuales se diseña el PID son al igual que en el caso anterior:

- Tiempo de establecimiento: 1 segundos.
- Coeficiente de amortiguamiento: 0,9.

Aplicando la metodología de la sección 3.6.2 se obtiene la tabla 3.11 con valores para los parámetros del PID.

Tabla 3.11 Valores del controlador PID - prono-supinación

Parámetro	Valor
K_p	15,6097
K_i	8,1219
K_d	1

En la figura 3.30 se observa la señal del sistema una vez implementado el control PID en la planta.

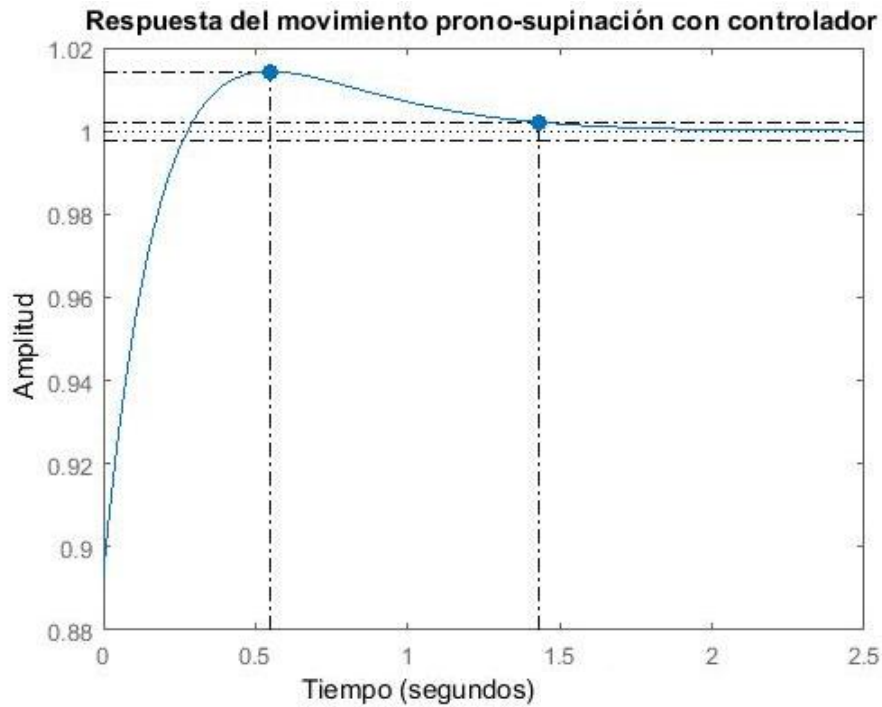


Figura 3.30 Respuesta ante una entrada escalón unitario con controlador PID diseñado – prono-supinación

Al implementar el controlador PID diseñado el tiempo de establecimiento y el sobrepico ha reducido notablemente en comparación con la figura 3.29.

En la tabla 3.12 se encuentran los parámetros de control que arroja el sistema implementado el controlador.

Tabla 3.12 Valores del controlador PID movimiento prono-supinación.

Parámetro	Valor
RiseTime	0,2435 seg.
SettlingTime	1,4296 seg.
SettlingMin	0,9965 seg.
SettlingMax	1,0143 seg.
Overshoot	1.4336 %
Peak	1,0143 seg.
PeakTime	0,5463 seg.

En este caso no se necesita modificación de la frecuencia de oscilación del sistema, porque los valores obtenidos con el controlador PID diseñado aceptables. La tabla 3.13 muestra un resumen con los valores de los parámetros de control del movimiento de pronosupinación.

Tabla 3.13 Comparación de la planta con y sin controlador (prono-supinación).

Parámetro	Sin controlador	Con controlador
RiseTime	28.7 seg.	0,202 seg.
SettlingTime	51.1 seg.	1,43 seg.
Overshoot	0 %	1,43%

3.7. Selección del sensor de músculo

En la sección 1.5 se describieron algunos sensores utilizados para la adquisición de las señales provenientes del músculo, en la tabla 3.14 se describen las ventajas y desventajas de los mismos.

Tabla 3.14 Sensores para la adquisición de señales.

Tipo de sensor	Ventajas	Desventajas
Tarjetas desarrolladas en la UTN	<ul style="list-style-type: none"> *Tiene tres canales para la adquisición. *El costo de adquisición es bajo, al ser equipo de la universidad. *No se encuentra expuesto a daños físicos ya que se encuentra dentro de una caja protectora. 	<ul style="list-style-type: none"> *Fuente de alimentación dual. *La salida de la tarjeta es inestable. *Tamaño de la tarjeta elevado. *Necesitan de cables para conectar los electodos. *La distancia de los electodos no es fija.

Tipo de sensor	Ventajas	Desventajas
Sensor V3	<ul style="list-style-type: none"> *Proporciona una salida que se puede conectar directamente a un microcontrolador. *La salida esta rectificada, amplificada y suavizada. *El tamaño es muy pequeño adecuado para sitios reducidos. 	<ul style="list-style-type: none"> *Utiliza una fuente dual. *Para transmitir la señal EMG necesita de cables conductores. *La distancia de los electrodos no es fija. *El precio es elevado.
Sensor Myoware	<ul style="list-style-type: none"> *Produce una señal analógica que puede ser leída por un microcontrolador. *Utiliza una fuente de alimentación única. *Cuenta con protección de potencia inversa. *El tamaño es reducido. *No necesita cables porque los electrodos van con broche en el sensor. *La distancia de los electrodos es fija gracias a los broches incorporados. 	<ul style="list-style-type: none"> *Estás expuesto a daños físicos. *El precio es elevado.

Con base en la tabla 3.14 se puede concluir que el sensor que presenta más ventajas sobre los otros es el *SENSOR DE MÚSCULO MYOWARE* ya que es una versión mejorada del sensor de músculo V3 y la característica más importante es la fuente de alimentación, ya que esta no es dual, es decir, éste sensor solo necesita de una batería, lo que implica menos tamaño y peso en el dispositivo protésico.

3.7.1. Electrodo utilizados

El sensor mioeléctrico necesita de electrodos, los cuales son los encargados de adquirir mediciones biopotenciales, en la sección 1.3 se describieron los tipos de electrodos existentes.

En este trabajo se utilizan los electrodos superficiales ya que son los adecuados para la utilización del sensor de músculo. Los electrodos superficiales son ideales para los pacientes, debido a que estos no son invasivos y de fácil colocación para el paciente.

3.7.1. Colocación de los electrodos

A pesar de que los electrodos seleccionados son excelentes, existen recomendaciones para obtener una mejor señal electromiográfica.

(Ramírez A., y Garzón D., 2008, pág. 72) menciona en su trabajo que la sensibilidad de donde se ubica el electrodo en la piel tiene un efecto muy visible en la obtención de la señal, además demostraron que el valor de la amplitud en la señal varía conforme se ubiquen los electrodos en dirección longitudinal sobre los músculos.

Una recomendación importante es mantener siempre la misma localización de los electrodos en todos los registros, ya que la señal depende del lugar de colocación de los mismos. Existe un fenómeno llamado cross-talk, el cual es la contaminación de la señal procedente del músculo estudiado por la de otros músculos cercanos (Massó et. al, 2010). En la sección 1.3.2 se encuentra la ubicación correcta de los electrodos dependiendo del músculo en estudio.

3.8. Adquisición de la señal mioeléctrica

Las pruebas son realizadas a una persona sin problemas de amputación de 24 años de edad, con una estatura de 1.65m y un peso de 140lb, se escoge al paciente según requerimientos del diseño mecánico del prototipo en el cual se va a implementar el sistema de control. Durante 5 días el paciente realizara distintas contracciones musculares. El estudio consiste en realizar una serie de toma de datos de las señales electromiográficas a un solo paciente, para posteriormente realizar un análisis estadístico y determinar intervalos de ángulos que corresponderán a los accionamientos de los actuadores. En la figura 3.31 se muestra un diagrama de bloques con los pasos a seguir.

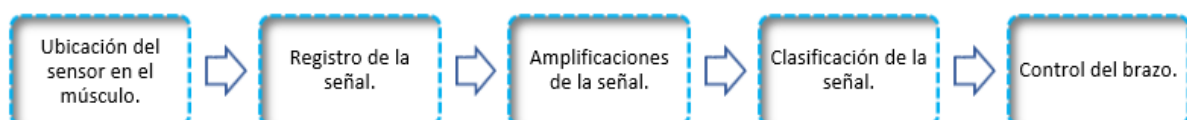


Figura 3.31 Descripción del proceso para la adquisición de las señales EMG

3.8.1. Frecuencia de muestreo para las señales

Como se indicó en la sección 1.6 y 1.7 entre mayor sea la frecuencia de muestreo se obtendrá una señal perfectamente reconstruida. Si se desea trabajar con la frecuencia máxima del dispositivo durante largos periodos de tiempo puede ser que la memoria no sea lo suficientemente amplia.

El teorema de muestreo de Nyquist es un punto de partida, pero en la realidad esta frecuencia es inapropiada para propósitos prácticos por lo que generalmente el muestreo se hace entre 5 a 10 veces encima del teorema. (Nacional Instruments)

Lo importante es reconstruir la señal y evitar que ésta haya sido alterada durante la adquisición por lo cual aplicando el teorema de Nyquist tomamos la frecuencia máxima descrita en la tabla 1.3 y aplicamos la ecuación 1.1, obteniendo:

$$f_m = 1000 \text{ Hz}$$

Aplicando el teorema de Nyquist la frecuencia mínima de muestreo debe ser de 1 Khz, (Guerrero , 2016) menciona que mientras más grande sea la frecuencia de muestreo se obtendrá una señal más parecida a la original, por lo que es mejor adquirir la señal con una la mayor frecuencia posible y con el mayor número de datos. Para el número de muestras menciona que las muestras leídas deben ser 1/5 a 1/10 de su razón de muestreo. (National Instruments, 2017)

3.8.2. Filtros para las señales mioeléctricas

(Zahari T., Abdelhakim D., Nizam U. A., Norhafizan A., Raja A., Raja G., Anwar A. M., Yashim W., 2017) mencionan que la calidad de la señal EMG depende de la estructura interna del paciente, la velocidad del flujo sanguíneo, temperatura de la piel, de la fibra muscular y de la colocación de los electrodos. El rango de frecuencia de las señales electromiográficas es de 5-482Hz, por lo cual es necesario aplicar un filtro pasa bajo teniendo en cuenta la frecuencia de muestreo y frecuencia de corte.

Existe una gran variedad de filtros que se aplican a las señales electromiográficas para obtener una señal limpia conservando la mayor información verdadera y eliminando la mayor cantidad de ruidos incrustados en la señal. Los filtros son una técnica fundamental de procesamiento de

señales para analizar la electromiografía de superficie. Dichos filtros se encuentran definidos por órdenes (por ejemplo, primero, segundo o tercer orden).

La implementación de un filtro físico conlleva a ocupar espacio en el prototipo, por lo cual se optó por implementar un filtro digital. Arduino tiene la librería de filtros que se implementan como filtros IIR (respuesta de impulso infinito), lo que le permite operar en tiempo real. Se eligió la frecuencia del filtro pasa bajo para las señales mioeléctricas como sugiere (Zahari Taha, et al., 2017). Dicha frecuencia depende de realizar varias tomas y ver cual frecuencia es la mejor. La función del filtro pasa bajo es dejar pasar las frecuencias inferiores a la frecuencia de corte, con ello eliminar el ruido de las altas frecuencias presentes en la señal. Para nuestro estudio se determinó que el filtro se implementará con una frecuencia de 2 Hz.

3.8.3. Preparación del paciente

Para adquirir las señales electromiográficas se siguen las indicaciones de la sección 1.4. La figura 3.32 muestra la ubicación del sensor recomendada por los fabricantes.

El músculo seleccionado para éste trabajo es el bíceps, para lo cual el primer paso es ubicar el lugar adecuado para los electrodos, en la sección 1.3.2 se encuentran las recomendaciones para la ubicación dependiendo del músculo. Se procede a limpiar con alcohol antiséptico o agua y jabón la zona en donde se va a ubicar el sensor mioeléctrico como se observa en la figura 3.33 a), en caso de existir bello corporal se recomienda rasurar la zona.

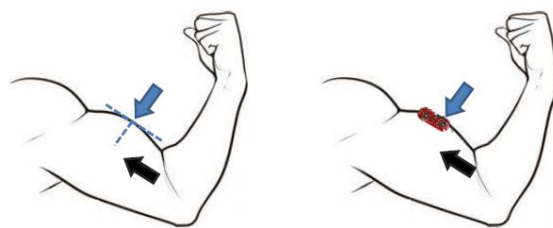


Figura 3.32 Colocación del sensor Myoware. (Advancer Technologies, 2015)

En la figura 3.33 b) se muestra el lugar de ubicación del sensor mioeléctrico y por último en la figura 3.33 c) se indica el sensor mioeléctrico colocado en el músculo del paciente.

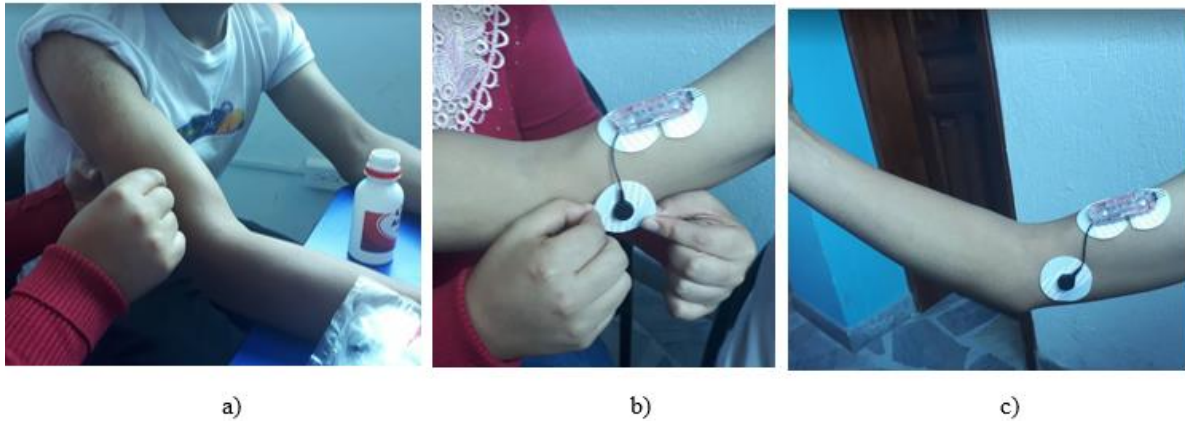


Figura 3.33 Limpieza del músculo y colocación del sensor Myoware.

3.8.4. Registro de la señal

Para realizar el análisis de los datos, el primer paso es adquirirlos, para ello se pide al paciente realizar cuatro contracciones diferentes del músculo en estudio, una contracción leve, media, media fuerte y fuerte (ver figura 3.34). Estos 4 tipos de contracciones se establecieron debido al número de paradas de los ángulos de movilidad de los diferentes movimientos y por facilidad de parte del paciente para realizar las contracciones musculares.

Para registrar los niveles de voltaje de las actividades musculares se utiliza la interfaz de Processing y Arduino, se desarrolla un programa con el cual se pueda adquirir, visualizar y registrar la señal electromiográfica.



Figura 3.34 Contracción muscular del paciente.

En la figura 3.35 se muestra el panel frontal para la adquisición de la señal, en este se puede visualizar la actividad muscular, los datos son guardados en un archivo de Excel® para un análisis posterior. La línea de color azul mostrada en la figura se trata de la señal EMG para el movimiento de flexión extensión, y la línea de color rojo se refiere a la señal EMG para el movimiento de pronosupinación

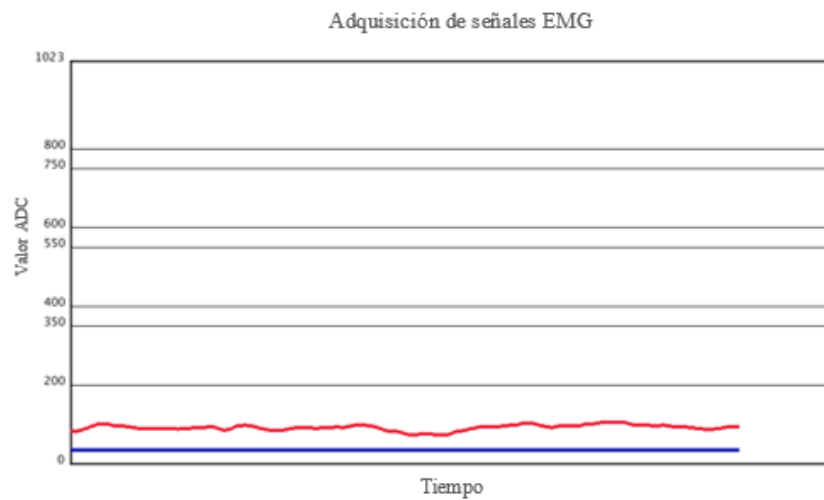


Figura 3.35 Panel frontal para la adquisición de la señal muscular.

Una vez guardado los datos del sensor mioeléctrico se procede al respectivo análisis, para determinar el rango de valores para los diferentes ángulos de cada movimiento.

3.9. Análisis estadístico de los datos

En la sección 1.13 se describen las técnicas que se aplican para el análisis de los datos. En esta etapa se cuenta con un total de 1000 datos por cada contracción del paciente, de los que se obtiene el valor promedio, varianza y valor de la desviación estándar. A partir de los valores de la desviación estándar se establecen los límites alrededor del promedio, encontrando valores para la clasificación de los diferentes ángulos descritos en la sección 3.2. Una vez obtenido los rangos de valores, se debe analizar si estos tienen una variabilidad alta o baja con respecto al factor día, por lo cual se analizará si los valores límites determinados en cada día se relacionan entre sí utilizando la técnica ANOVA (ver sección 1.14), dependiendo del resultado del análisis se verifica la variabilidad o no variabilidad de los datos.

Para el análisis de los datos se pidió al paciente hacer varios tipos de contracciones las cuales fueron: reposo, contracción leve, contracción media, contracción fuerte, y contracción muy fuerte, teniendo un total de 5 registros para ser analizados cada tipo de contracción

En la sección 3.2, se muestran los ángulos más utilizados en las ADVs, a cada uno de los ángulos le corresponderá un tipo de contracción realizada por el paciente. En la tabla 3.15, se muestran la relación entre contracción y ángulo correspondiente a cada movimiento.

Tabla 3.15 Relación de ángulos y contracción muscular.

Movimiento	Ángulo	Tipo de contracción
Flexión-extensión	70°	Contracción leve
Flexión-extensión	100°	Contracción media
Flexión-extensión	130°	Contracción media fuerte
Flexión-extensión	30°	Contracción fuerte
Pronación	50°	Contracción media fuerte
Prono-supinación	0°	Contracción media
Supinación	50°	Contracción leve

3.9.1. Análisis estado de reposo

Los datos se obtuvieron durante 5 días, pidiéndole al paciente dejar en reposo el músculo y aplicar movimientos involuntarios diferentes a realizar una contracción, con un total de 1000 datos por día, se obtienen valores estadísticos como: el promedio, desviación, límite superior y límite inferior aplicando técnicas descritas en la sección 1.13.

Los valores obtenidos de manera experimental se muestran en la tabla 3.16 y la figura 3.36 se muestra un diagrama de barras con dichos valores.

A partir de los límites de este movimiento se determinarán los límites de las diferentes contracciones, es decir, en el estado de reposo debe tomarse en consideración los movimientos involuntarios que pueda realizar el paciente, de esta manera se evitará que ciertos valores fuera del nivel realicen algún movimiento por error.

Tabla 3.16 Valores estadísticos para reposo

	Promedio	Desviación	Límite superior	Límite inferior
Día 1	134,18	62,42	196,60	71,76
Día 2	123,06	54,20	177,26	68,86
Día 3	129,58	57,94	187,52	71,64
Día 4	139,54	60,87	200,41	78,67
Día 5	125,50	53,82	179,32	71,68

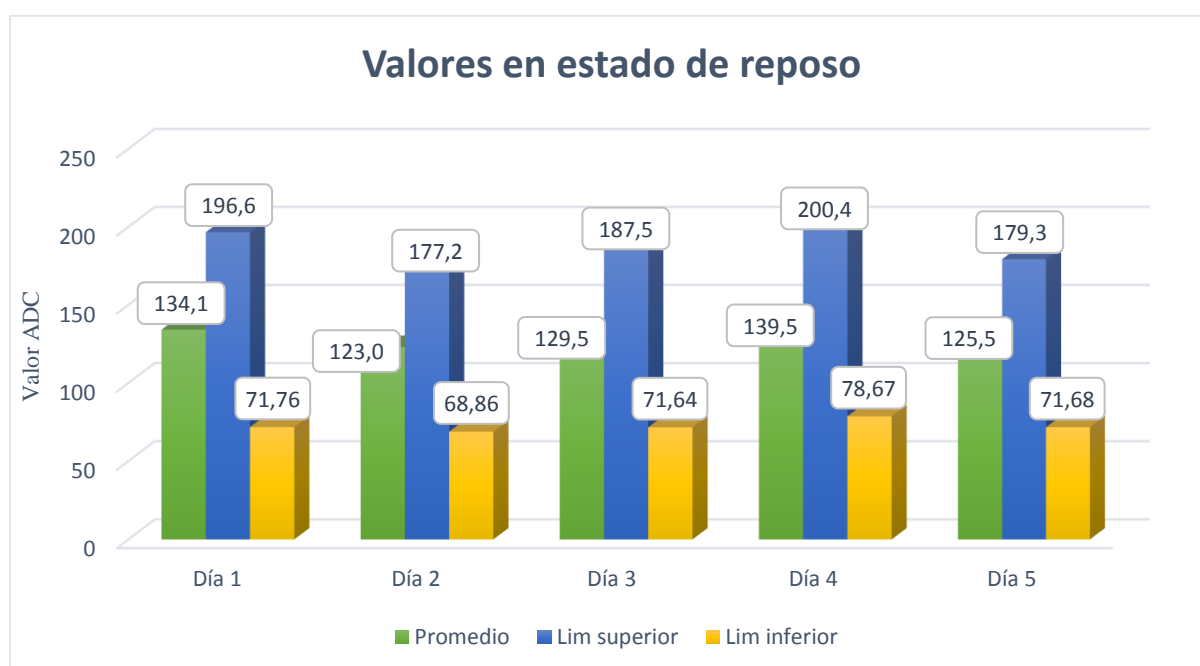


Figura 3.36 Datos estadísticos para el estado de reposo.

En la figura 3.36 se observa que el análisis aplicado a los datos del reposo muscular correspondiente a cada día son similares, pero es necesario aplicar un análisis más a fondo de los datos obtenidos por cada día, para lo cual se aplicó la técnica ANOVA para verificar que la media de los grupos son iguales y que no existe diferencia entre los mismos. Con ayuda de Excel® se procedió a realizar el análisis obteniendo los datos de la tabla 3.17.

Tabla 3.17 Análisis de varianza para el reposo

Origen de las variaciones	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Promedio de los cuadrados	F	Probabilidad	Valor crítico para F
Entre grupos	548,77	4	137,19	0,0389	0,9968	3,056
Dentro de los grupos	53348,24	15	3556,55			
Total	53897,00	19				

Para aceptar o rechazar la hipótesis de que existe o no variabilidad en los datos con respecto al factor “día” se aplica la ecuación 1.12 descrita en la sección 1.14 obteniendo:

$$0,0389 < 3,056$$

Cumpléndose la hipótesis de que no existe variabilidad significativa entre el factor día, es decir los datos obtenidos los diferentes días son similares. Realizando un análisis de frecuencias se procede a obtener los límites superiores e inferiores que definen dicho estado. En la figura 3.37 se muestra el polígono de frecuencias con el rango de los valores para el estado de reposo.

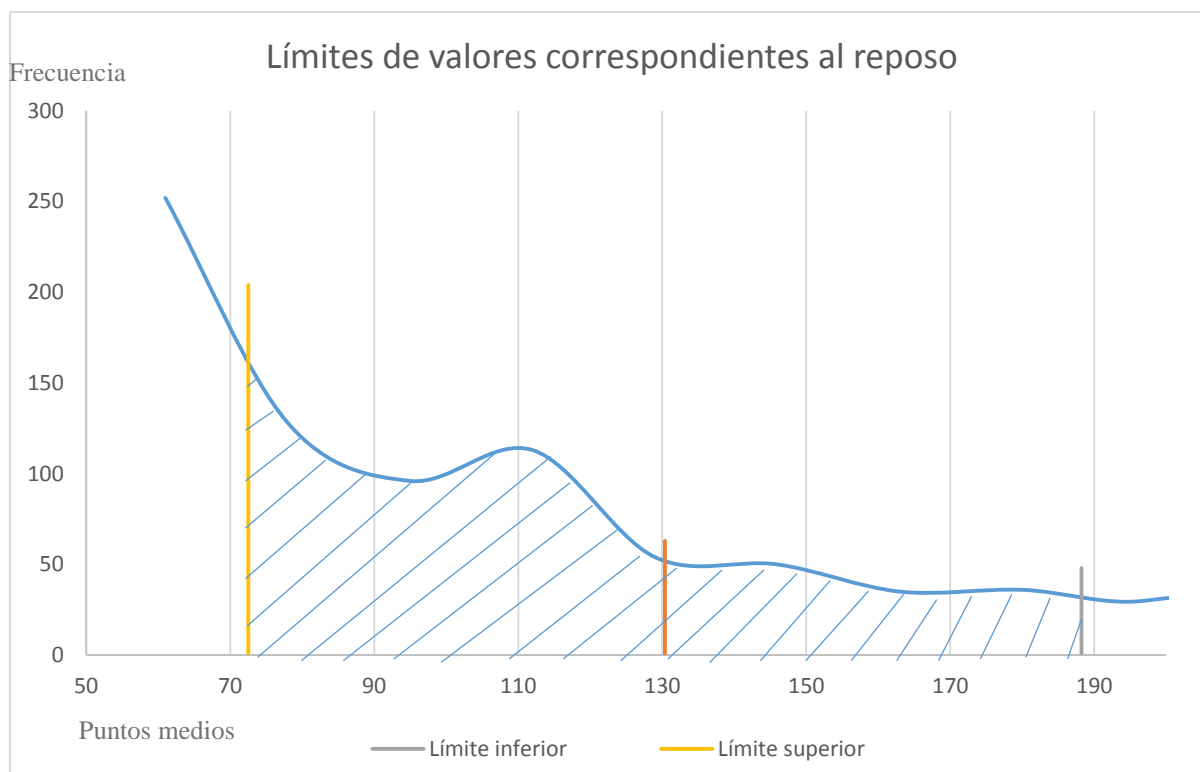


Figura 3.37 Rango de límites para el reposo.

3.9.2. Análisis contracción muscular leve

El número de datos y los días de experimento para este análisis son iguales que en el caso anterior, con la diferencia que la contracción muscular es leve.

Aplicando la misma metodología descrita en el análisis para el reposo se obtiene la tabla 3.18 y la figura 3.38 las cuales describen los valores estadísticos obtenidos para la contracción muscular leve.

Tabla 3.18 Valores estadísticos para la contracción leve.

	Promedio	Desviación	Límite superior	Límite inferior
Día 1	293,40	57,35	350,75	236,05
Día 2	270	49,65	319,65	220,35
Día 3	285,25	55,98	341,23	229,27
Día 4	296,80	29,32	356,13	237,49
Día 5	280,45	50,98	331,43	229,47

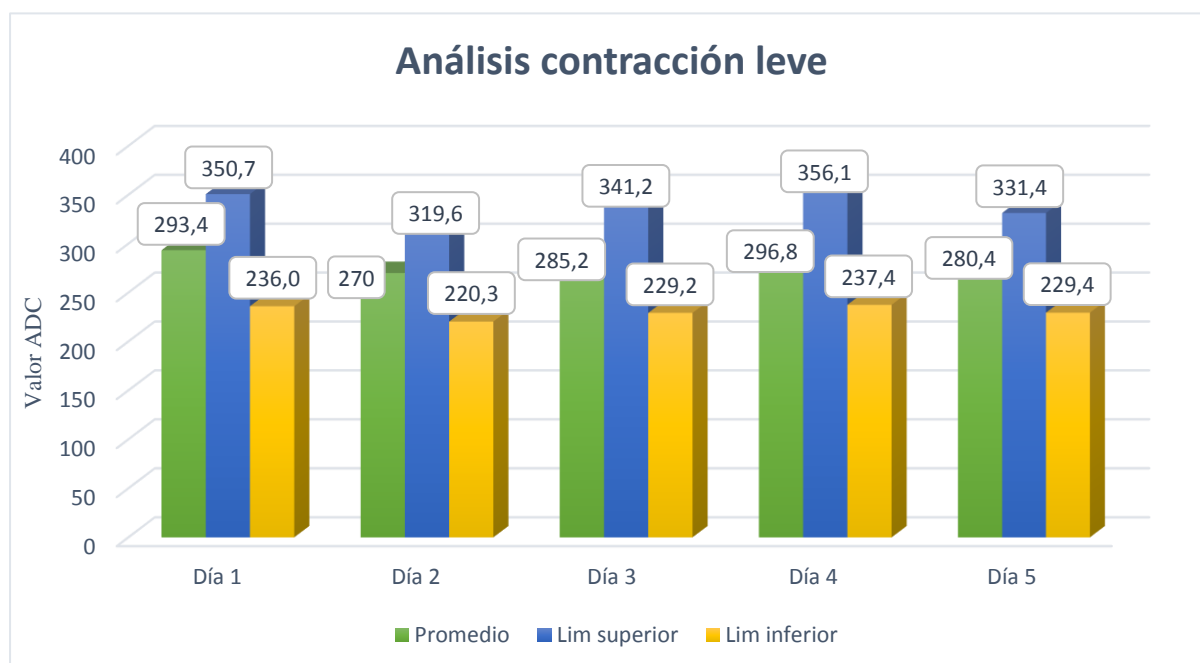


Figura 3.38 Datos estadísticos para la contracción muscular leve.

Aplicando el análisis ANOVA se obtiene la tabla 3.19.

Tabla 3.19 Análisis de varianza para la contracción leve.

Origen de las variaciones	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Promedio de los cuadrados	F	Probabilidad	Valor crítico para F
Entre grupos	5065417	4	1266354,25	1,0788	0,4017	3,056
Dentro de los grupos	17607893,1	15	1173859,54			
Total	22673310,1	19				

Aplicando la ecuación 1.12 se obtiene:

$$1,0788 < 3,056$$

Cumplíéndose la hipótesis de que no existe variabilidad significativa de los datos obtenidos durante los cinco días. Para definir el rango de valores correspondiente a dicha contracción se aplica el polígono de frecuencias obteniendo la figura 3.39.

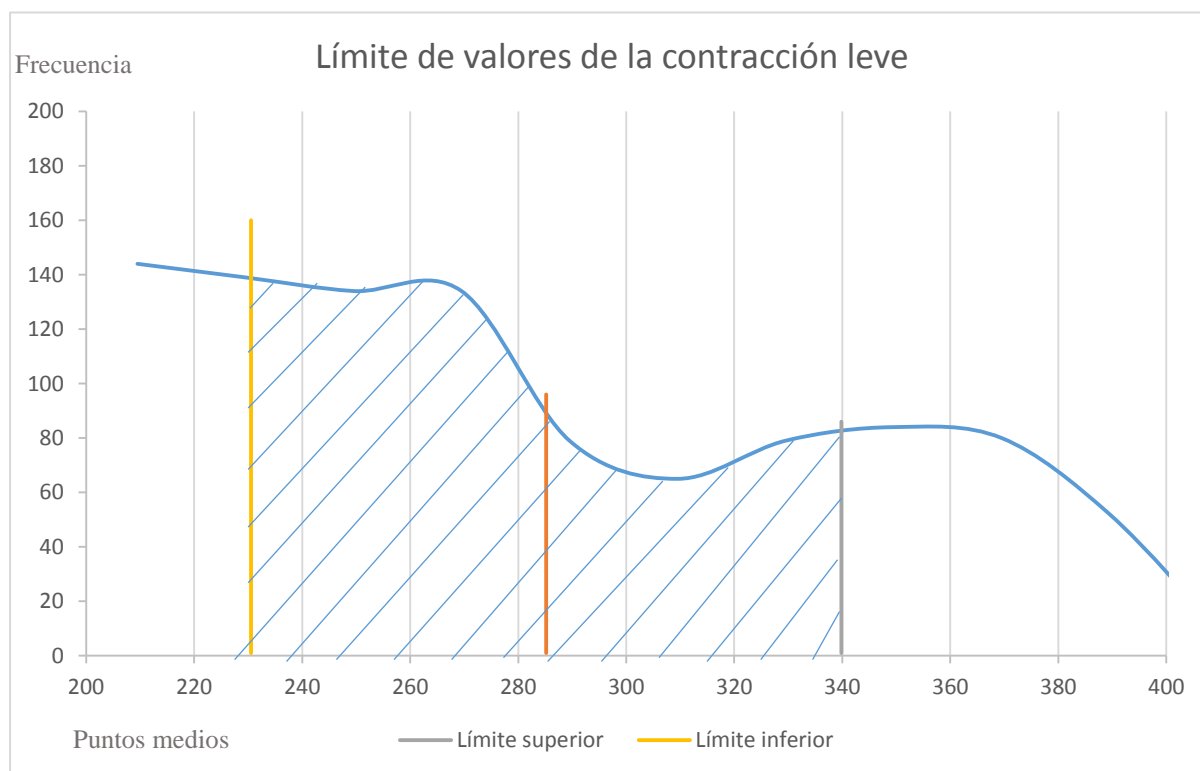


Figura 3.39 Rango de límites de la contracción leve.

3.9.3. Análisis contracción muscular media

De la misma manera se pidió al paciente que realice una contracción muscular media, utilizando la misma metodología de los anteriores análisis se obtiene la tabla 3.20 y la figura 3.40

Tabla 3.20 Valores estadísticos para la contracción media.

	Promedio	Desviación	Límite superior	Límite inferior
Día 1	518,93	61,34	580,27	457,59
Día 2	500,63	54,62	555,25	446,01
Día 3	425,56	60,89	486,45	364,67
Día 4	450,62	45,95	496,57	404,67
Día 5	485,69	50,32	536,01	435,37

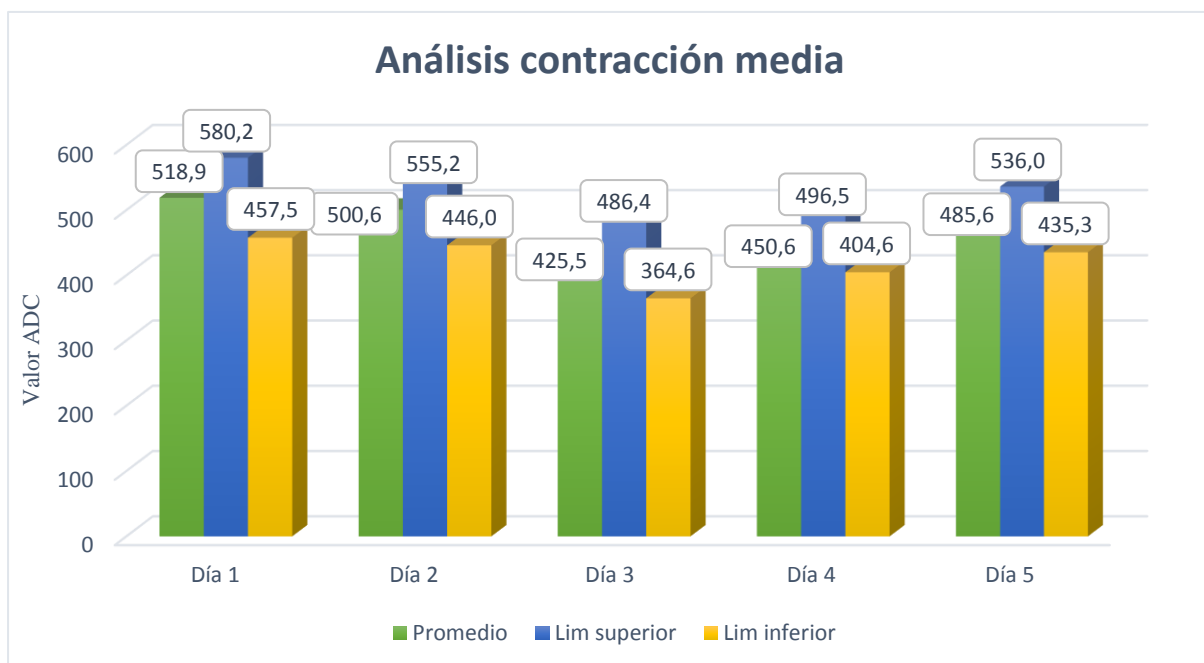


Figura 3.40 Datos estadísticos para la contracción muscular media.

Al igual que los anteriores análisis se obtiene la tabla 3.21 en la que se muestra los datos obtenidos aplicando el análisis ANOVA.

Tabla 3.21 Análisis de varianza para la contracción media.

Origen de las variaciones	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Promedio de los cuadrados	F	Probabilidad	Valor crítico para F
Entre grupos	13166,1921	4	3291,5480	0,0704	0,9900	3,0556
Dentro de los grupos	701146,011	15	46743,0674			
Total	714312,203	19				

Aplicamos la ecuación 1.12, para aceptar o rechazar la variabilidad, obteniendo:

$$0,0704 < 3,056$$

Como la ecuación se cumple, se acepta la hipótesis de que no existe variabilidad significativa de los datos obtenidos en los diferentes días. La figura 3.41 muestra los límites de datos correspondientes a la contracción media.

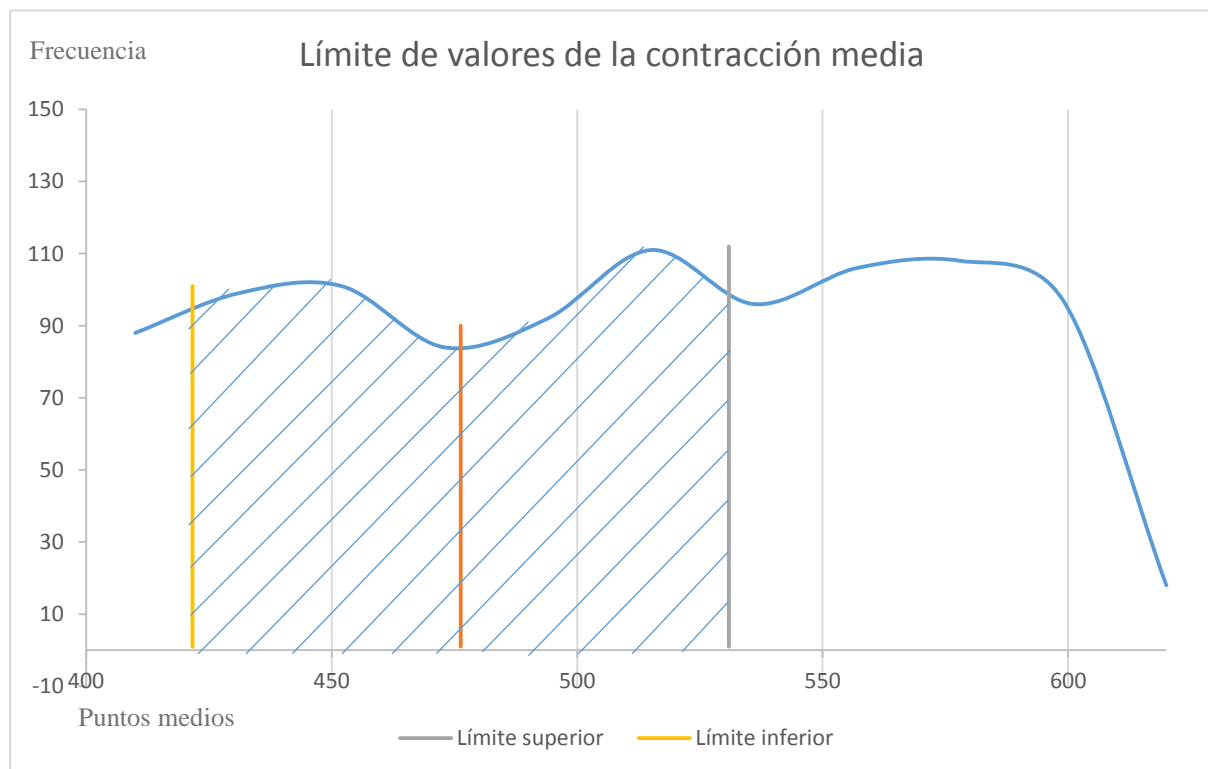


Figura 3.41 Rango de límites de la contracción media.

3.9.4. Análisis contracción muscular media fuerte

Para obtener la tabla 3.22 y figura 3.42 correspondientes a la contracción muscular media fuerte se aplicó la metodología utilizada en el análisis para el estado de reposo obteniendo:

Tabla 3.22 Valores estadísticos para la contracción media fuerte.

	Promedio	Desviación	Límite superior	Límite inferior
Día 1	735,52	80,52	816,04	655,00
Día 2	604	78,69	682,69	525,31
Día 3	709,81	79,12	788,93	630,69
Día 4	650,34	74,51	724,85	575,83
Día 5	715,93	80,63	796,56	635,30

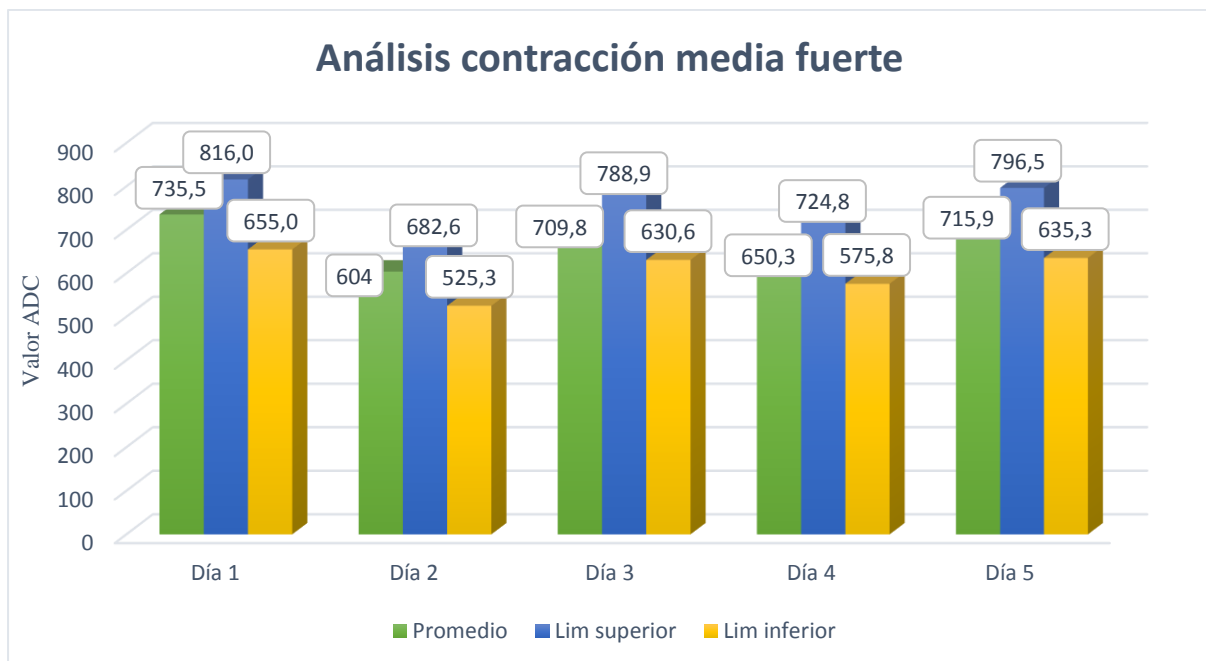


Figura 3.42 Datos estadísticos para la contracción muscular media fuerte.

Para el análisis ANOVA se aplica la metodología del análisis del estado de reposo, obteniendo la tabla 3.23:

Tabla 3.23 Análisis de varianza para la contracción media fuerte.

Origen de las variaciones	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Promedio de los cuadrados	F	Probabilidad	Valor crítico para F
Entre grupos	76974,1541	4	19243,5385	0,1869	0,9416	3,0556
Dentro de los grupos	1544353,63	15	102956,908			
Total	1621327,78	19				

Aplicando la ecuación 1.12 obtenemos:

$$0,1869 < 3,056$$

Aceptando la hipótesis de que no existe variabilidad significado de los datos. En la figura 3.43 se muestra el rango de datos correspondiente a la contracción media fuerte.

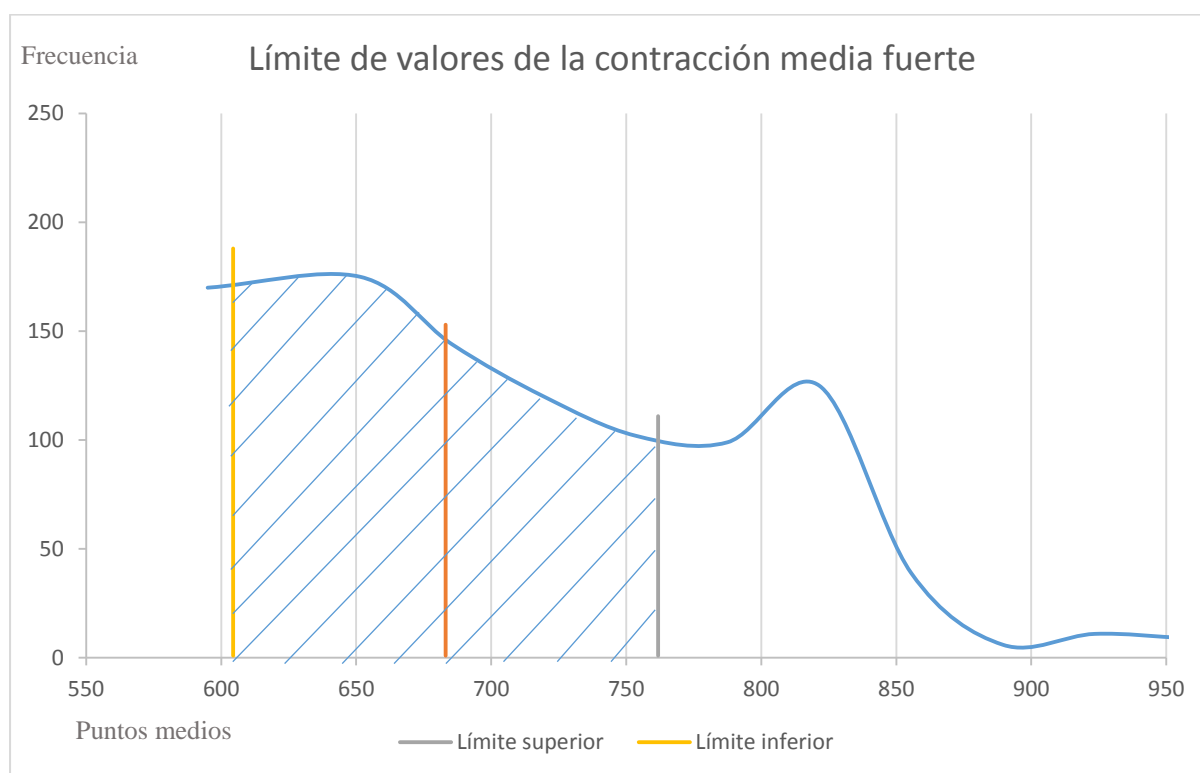


Figura 3.43 Rango de límites de la contracción media fuerte.

3.9.5. Análisis contracción muscular fuerte

Aplicando la metodología utilizada en el análisis para el estado de reposo de obtiene la tabla 3.24 y figura 3.44.

Tabla 3.24 Valores estadísticos para la contracción fuerte.

	Promedio	Desviación	Límite superior	Límite inferior
Día 1	889,53	67,17	956,71	822,36
Día 2	800	55,98	855,98	744,02
Día 3	850,69	59,68	910,37	791,01
Día 4	886,32	60,25	946,57	826,07
Día 5	895,34	65,93	961,27	829,41

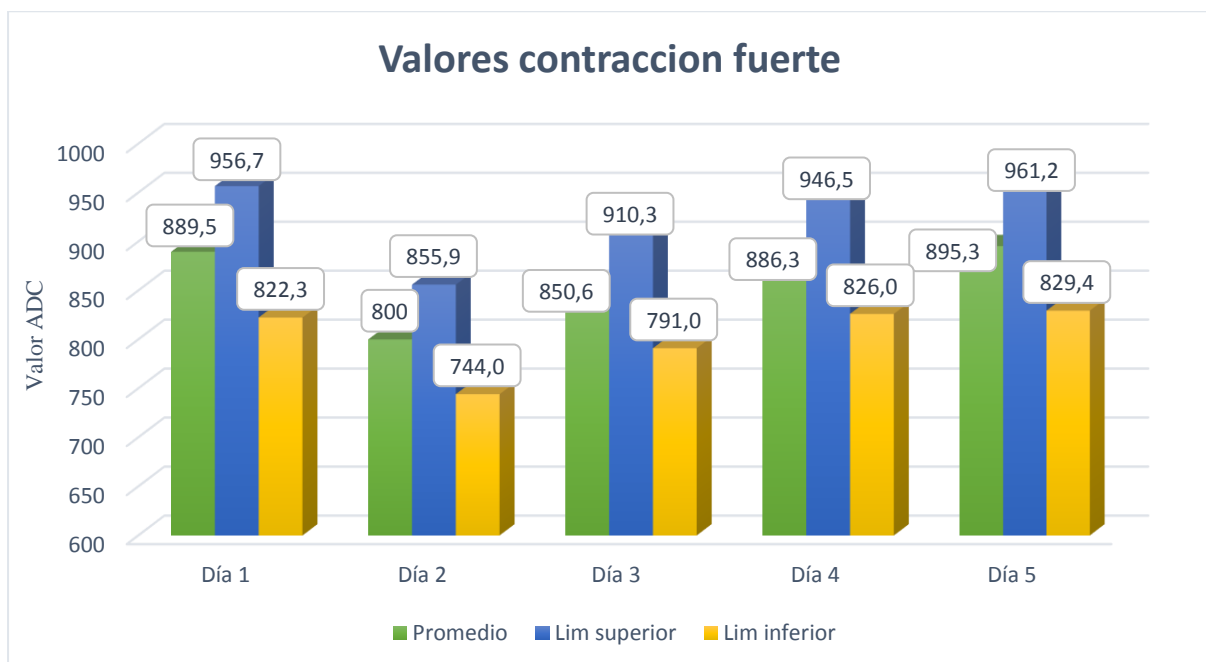


Figura 3.44 Datos estadísticos para la contracción muscular fuerte

De la misma manera, para el análisis ANOVA se aplica la metodología utilizada en el análisis de los estados anteriores, y se obtiene la tabla 3.25:

Tabla 3.25 Análisis de varianza para la contracción fuerte.

Origen de las variaciones	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Promedio de los cuadrados	F	Probabilidad	Valor crítico para F
Entre grupos	13968,1215	4	3492,0304	0,0213	0,9990	3,0556
Dentro de los grupos	2464472,2	15	164298,146			
Total	2478440.32	19				

Aplicando la ecuación 1.12, se obtiene:

$$0,0213 < 3,056$$

Concluyendo de que no existe variabilidad significativa de los datos. El polígono de frecuencias que definen los límites inferiores y superiores de la contracción fuerte se muestra en la figura 3.45.

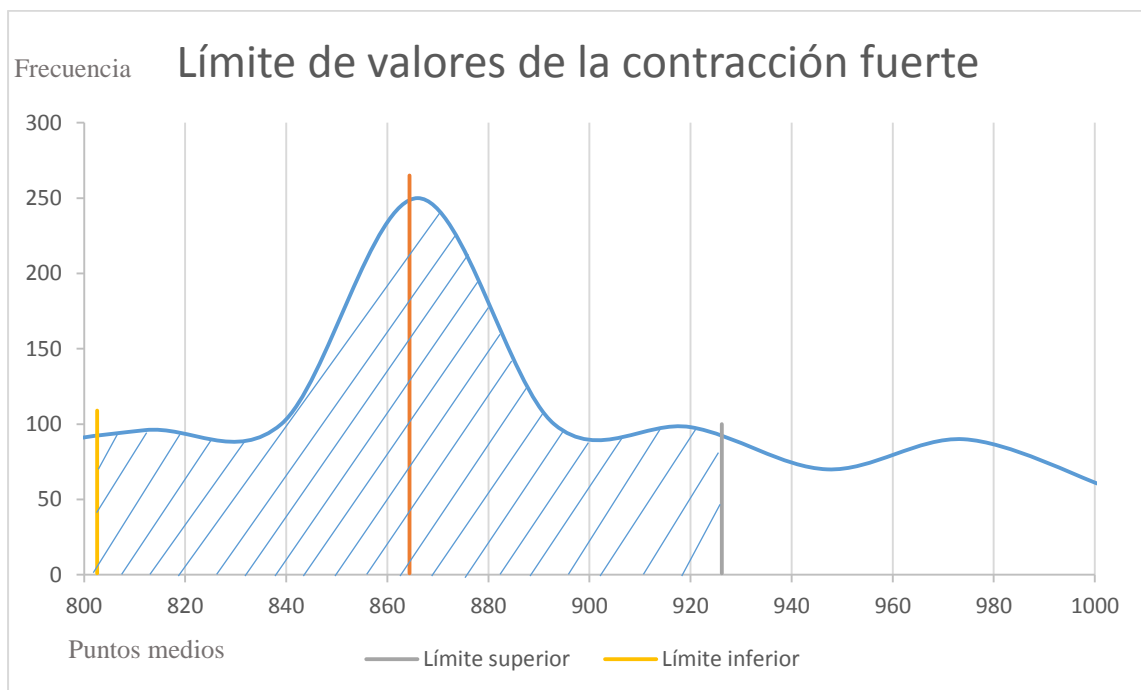


Figura 3.45 Rango de límites de la contracción fuerte.

3.10. Implementación del software

3.10.1. Descripción del programa

El controlador utilizado es el ARDUINO NANO, la programación se realiza en el software ARDUINO, el cual tiene licencia Creative Commons. En este software existen librerías que podemos utilizar para implementar el control PID.

Del controlador se utilizan 4 entradas analógicas las cuales son para la lectura de los sensores de posición y 2 para los sensores mioeléctricos, 7 salidas digitales las cuales son las encargadas de controlar la activación de los circuitos de potencia (ver figuras 3.10 y 3.11).

El paciente será el encargado de activar cualquier movimiento y dirección del mismo mediante la señal mioeléctrica obtenida por los sensores colocados en los músculos respectivos. Debido a que las señales mioeléctricas son variantes en tiempo y amplitud, para seleccionar el ángulo deseado correcto es necesario hacer un reconocimiento de la señal para cada nivel de voltaje que el sensor proporciona dependiendo de la contracción muscular que realice el paciente. Dicha información se enviará para ser leída, según ésta se activará las salidas correspondientes a cada ángulo y movimiento, el sensor de posición será el encargado de leer la señal real de la articulación y según dicha señal entrará en funcionamiento el sistema de control implementado.

La tabla 3.26 muestra los nombres abreviados con su respectivo significado para elaborar el diagrama de flujo que se muestra en la figura 3.46.

Tabla 3.26 Nombres para el diagrama de flujo.

Nombre	Descripción
SM1	Señal del sensor mioeléctrico #1
SM2	Señal del sensor mioeléctrico#2
SPFE	Señal del sensor de posición para la flexo-extensión
SPPS	Señal del sensor de posición para la prono-supinación
AcFE _d	Sentido de giro derecho para el movimiento flexión-extensión
AcFE _i	Sentido de giro izquierdo para el movimiento flexión-extensión
AcPS _d	Sentido de giro derecho para el movimiento prono-supinación

AcPSi	Sentido de giro /izquierdo para el movimiento pronosupinación
Valor	Corresponde al rango de valores determinados por el análisis estadístico.
Error	La articulación se encuentra en la posición deseada.

En la figura 3.36 se muestra el diagrama de flujo de la programación implementada, el ángulo dependerá de la actividad muscular del paciente.

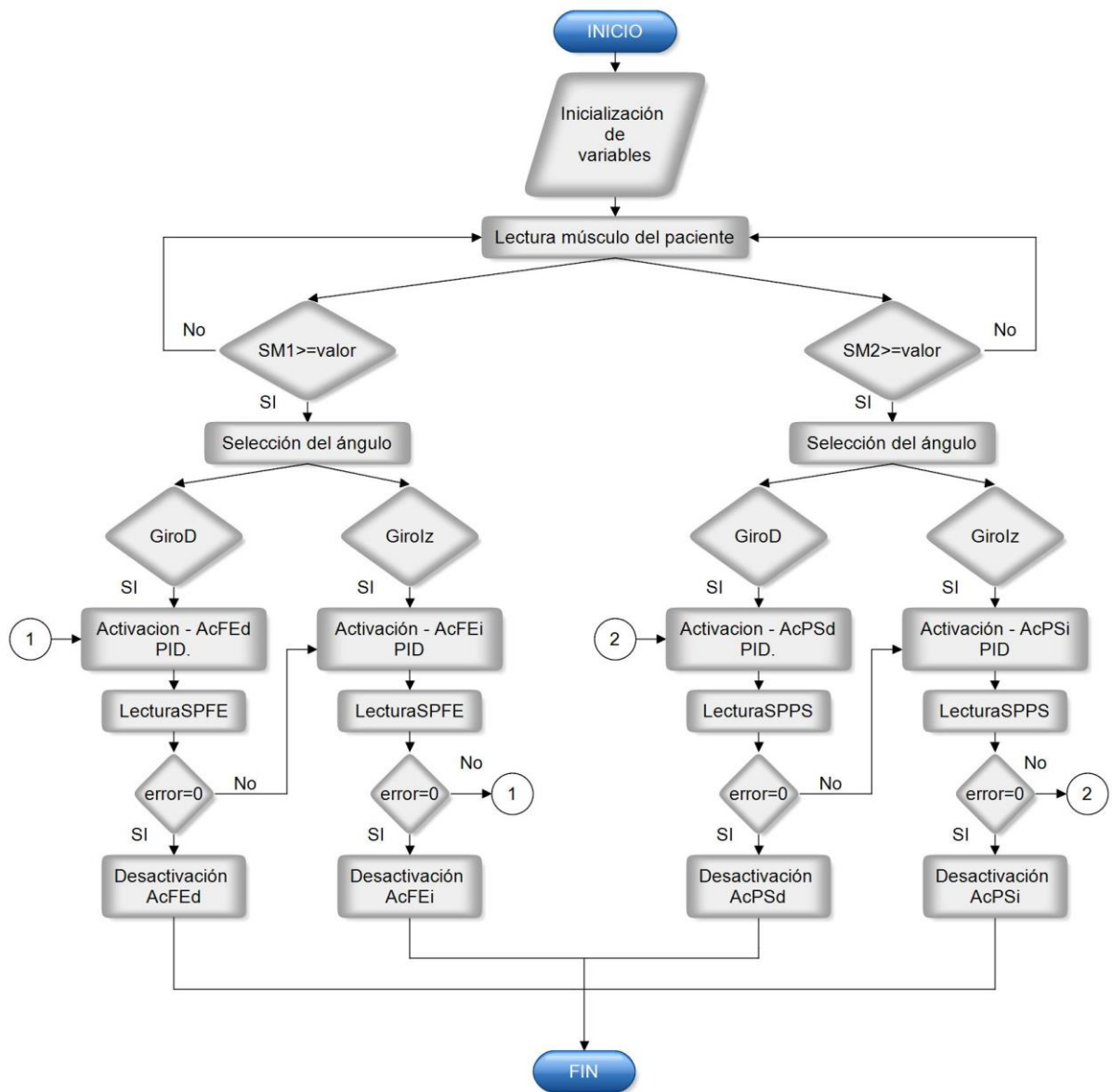


Figura 3.46 Diagrama de flujo de la programación.

En la figura 3.47 se muestran las entradas y salidas a utilizarse para la conexión en el circuito de potencia de los actuadores.

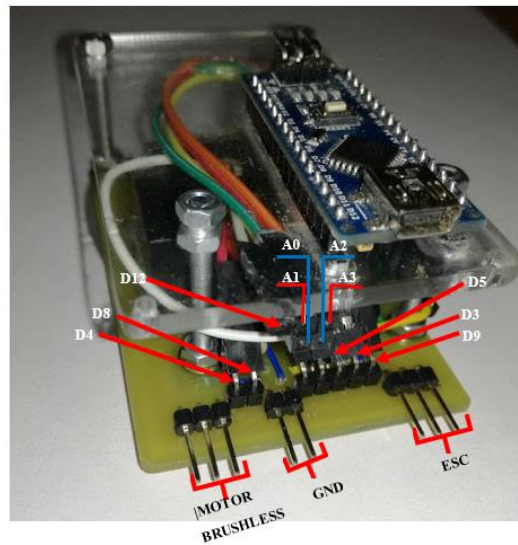


Figura 3.47 Conexión Arduino-circuito de potencia.

En la tabla 3.27 se muestra una explicación para las mismas. En el Anexo 10 se muestra la parte superior del prototipo con sus respectivas etiquetas de seguridad y funcionamiento del mismo. En el último Anexo se muestra el circuito general.

Tabla 3.27 Descripción de las entradas y salidas del sistema.

# Pin	Descripción
D3	Señal de control para movimiento de pronación.
D5	Señal de control para movimiento de supinación.
D9	Activación del driver L293D.
D4	Señal de control para el movimiento de flexión.
D8	Señal de control para el movimiento de extensión.
D12	Activación para el driver ESC.
A0	Lectura del sensor de posición para la prono-supinación.
A1	Lectura del sensor de posición para la flexión-extensión.
A2	Lectura del sensor mioeléctrico para la prono-supinación.
A3	Lectura del sensor mioeléctrico para la flexión-extensión.
5V	5 Vcc para alimentación del controlador

3.11. Pruebas de funcionamiento

Una vez seleccionado los elementos electrónicos e implementado el método de control en la tarjeta controladora, el siguiente paso es insertar toda la circuitería dentro del antebrazo del prototipo y de esta manera poder realizar las pruebas de funcionamiento. En la figura 3.48 a) y b) se muestra las vistas laterales del prototipo ensamblado con todas las partes que lo componen tanto mecánicas como electrónicas.



Figura 3.48 Prototipo ensamblado.

Los niveles del ensamblaje electrónico que se encuentra en el interior del ensamblaje se muestran en la figura 3.49 a) mientras que la figura 3.49 b) muestra una vista superior de los elementos electrónicos dentro del antebrazo, como los reguladores de voltaje, la tarjeta Arduino la vista superior del antebrazo y driver ESC.

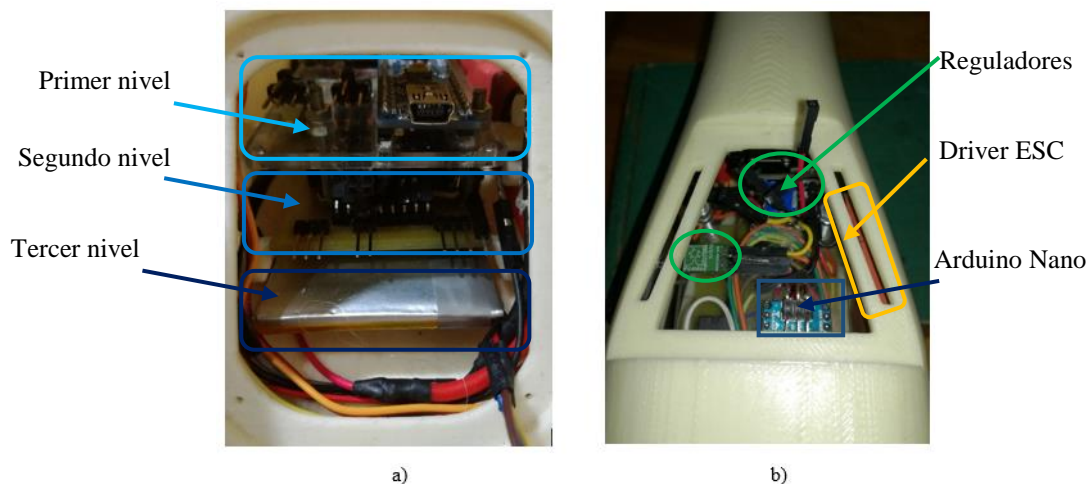


Figura 3.49 Vistas del ensamble electrónico del prototipo.

Se definieron niveles de voltaje de señales electromiográficas para seleccionar el ángulo al que debe posicionarse cada articulación del prototipo (muñeca y codo), estos niveles dependen de la fuerza de contracción muscular que el paciente realiza, entre más fuerte la contracción mayor

es el nivel, por esto es necesario entrenar al paciente para que selecciones los ángulos de movimiento de una manera fácil y rápida.

En la tabla 3.28 se muestra el tipo de contracción muscular con los rangos de valores correspondientes a cada ángulo y a cada movimiento.

Tabla 3.28 Rango de valores para los diferentes ángulos.

Movimiento	Tipo de contracción	Ángulo	Rango de valores ADC
Flexión-extensión	Contracción leve	70°	230-340
Flexión-extensión	Contracción media	100°	420-530
Flexión-extensión	Contracción fuerte	130°	604-765
Flexión-extensión	Contracción muy fuerte	30°	800-926
Pronación	Contracción leve	50°	230-340
Prono-supinación	Contracción media	0°	420-530
Supinación	Contracción fuerte	50°	604-765

Estado de reposo

Una vez conectado los sensores mioeléctricos en el músculo de estudio se pide al paciente mantener el músculo en estado de reposo para observar la señal electromiográfica (ver figura 3.50).

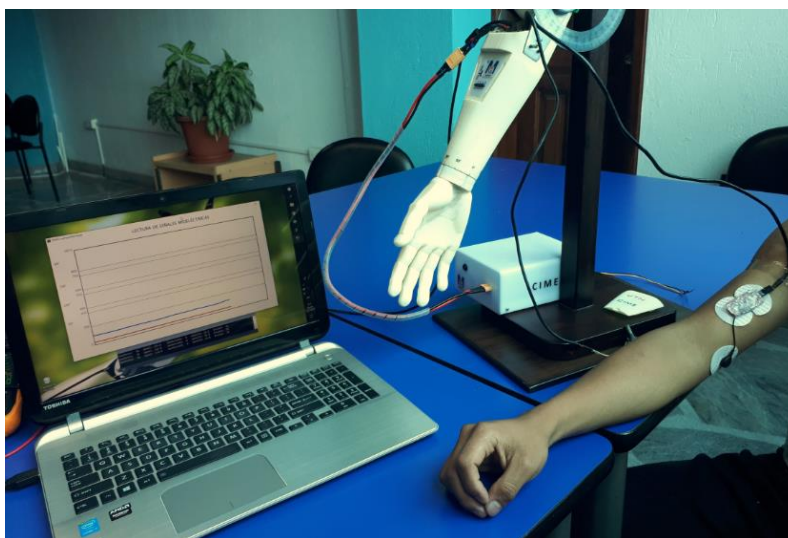


Figura 3.50 Paciente en estado de reposo.

La figura 3.51 muestra la señal mioeléctrica obtenida mientras el paciente se encuentra en reposo, para el movimiento de flexión-extensión, la señal EMG para el movimiento es la de color azul.

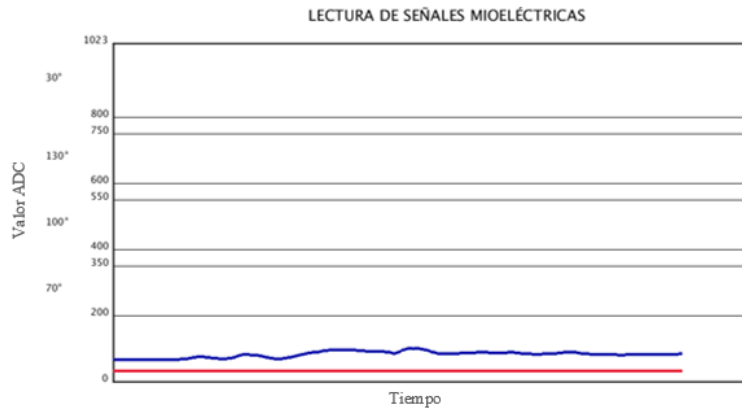


Figura 3.51 Señal mioeléctrica del reposo movimiento flexión-extensión.

La señal de color rojo que se muestra en la figura 3.52 corresponde a las señales mioeléctricas para el movimiento de prono-supinación obtenida mientras el paciente se encuentra en reposo.

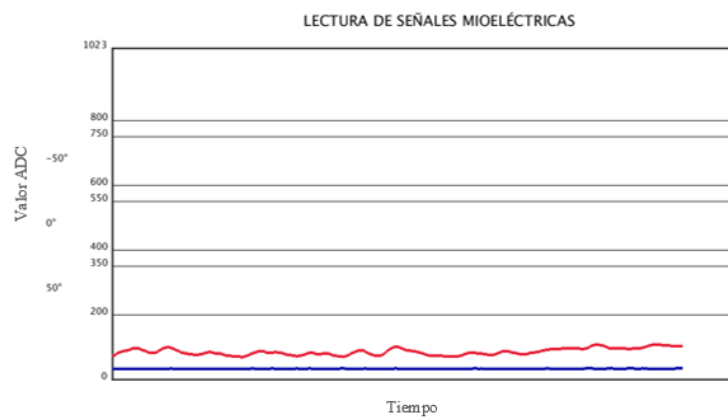


Figura 3.52 Señal mioeléctrica del reposo movimiento prono-supinación.

La señal electromiográfica cuando el paciente realiza una contracción muscular leve correspondiente al movimiento de flexión-extensión se muestra en la figura 3.53 a). En la figura 3.53 b) se observa que la contracción muscular del paciente está dentro de los rangos definidos en la tabla 3.28 y la contracción se mantiene activa durante un tiempo.

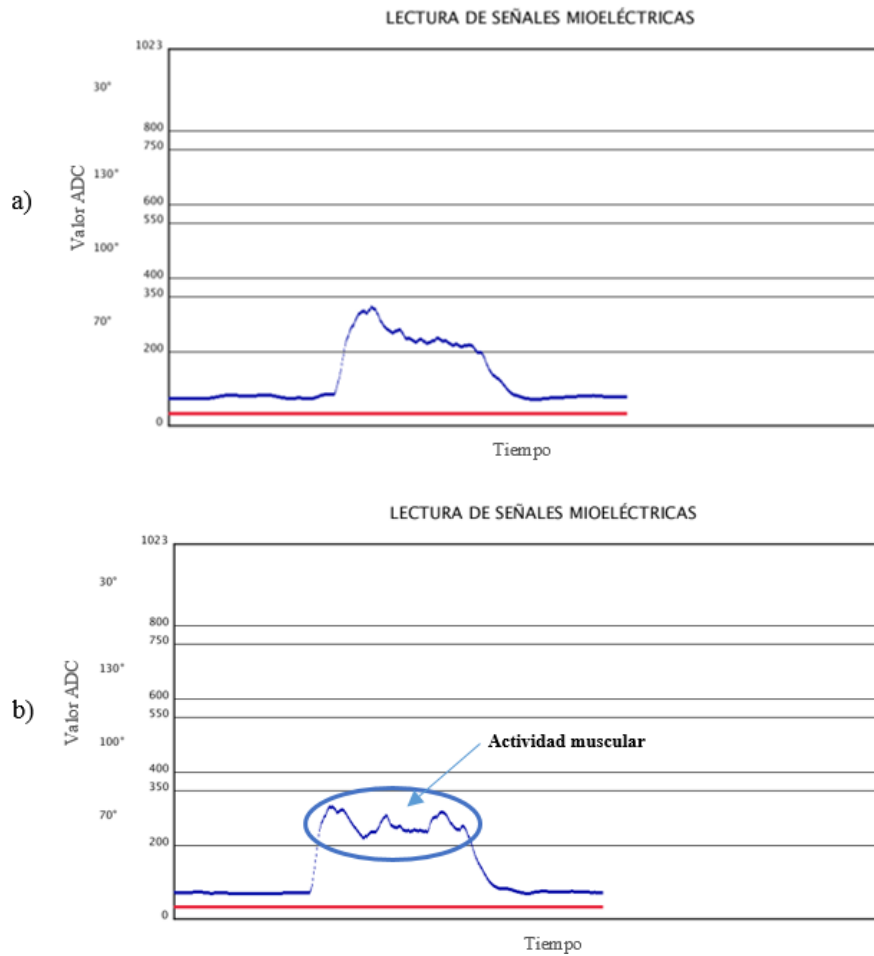


Figura 3.53 Señal mioeléctrica-contracción leve movimiento flexión-extensión.

Si los valores de la contracción leve se encuentran en el rango, el prototipo se posiciona en el ángulo que se muestra en la figura 3.54.

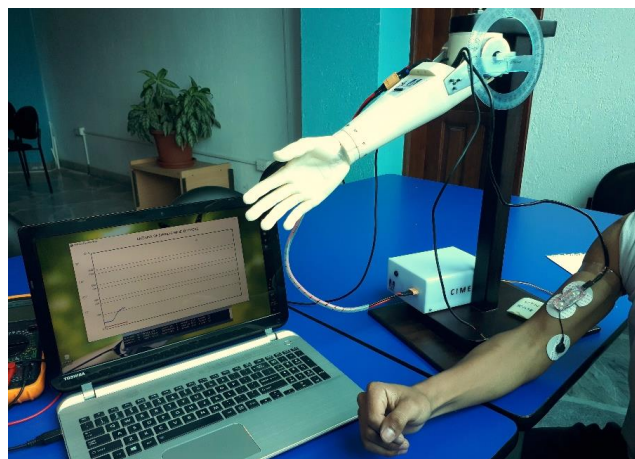


Figura 3.54 Movimiento flexión-extensión, contracción leve (70°).

En la figura 3.55 a) se muestra la señal electromiográfica cuando el paciente realiza una contracción muscular leve correspondiente al movimiento de prono-supinación. El tiempo de

actividad y los rango adecuados para el movimiento leve se muestra en la figura 3.55 b), para seleccionar el ángulo de movimiento el paciente debe tener la actividad muscular activa durante un determinado tiempo.

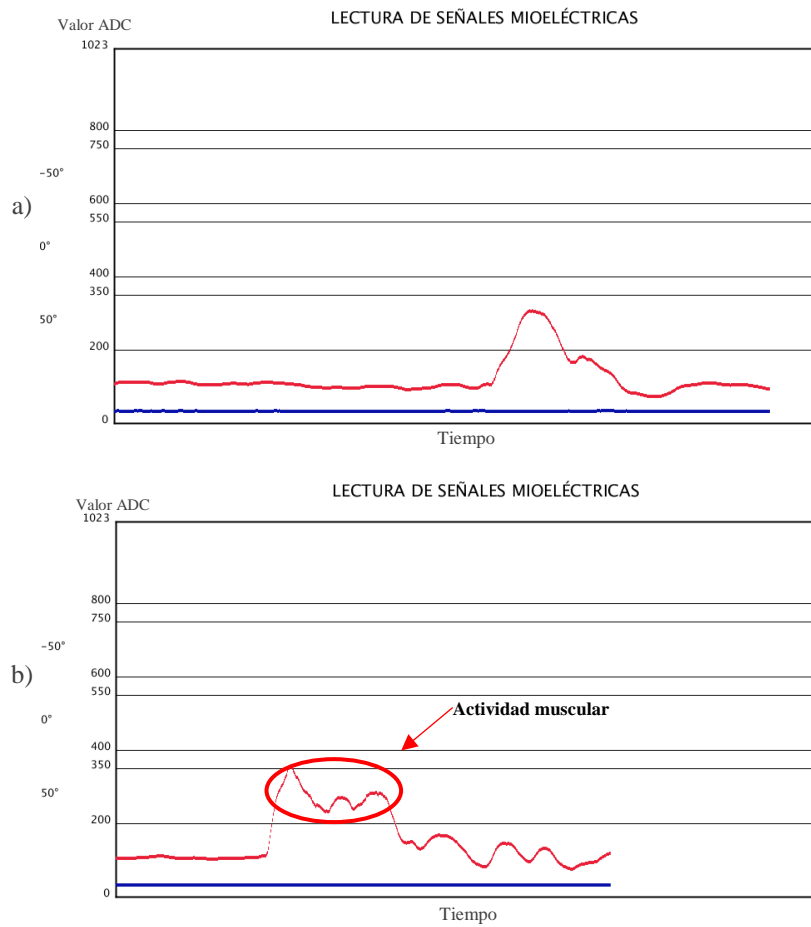


Figura 3.55 Señal mioeléctrica-contracción leve movimiento prono-supinación.

Si los valores de la contracción leve se encuentran en el rango, el prototipo se posiciona en el ángulo que se muestra en la figura 3.56.

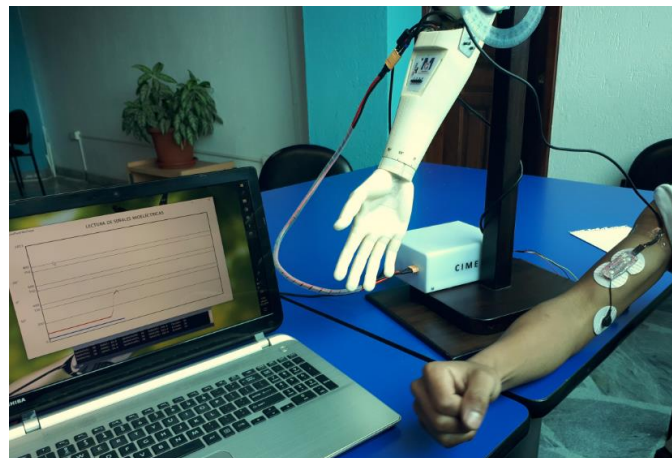


Figura 3.56 Movimiento supinación-contracción leve (50°).

La señal EMG correspondiente a la contracción muscular media para el movimiento de flexión-extensión se muestra en la figura 3.57 a), el nivel de la contracción media se encuentra dentro del segundo rango de valores determinado por el análisis estadístico. A pesar que la señal EMG vuelva a pasar por el primer rango de valores (ver figura 3.57 b), no realizará ninguna acción ya que la señal no se encuentra activa durante un determinado tiempo.

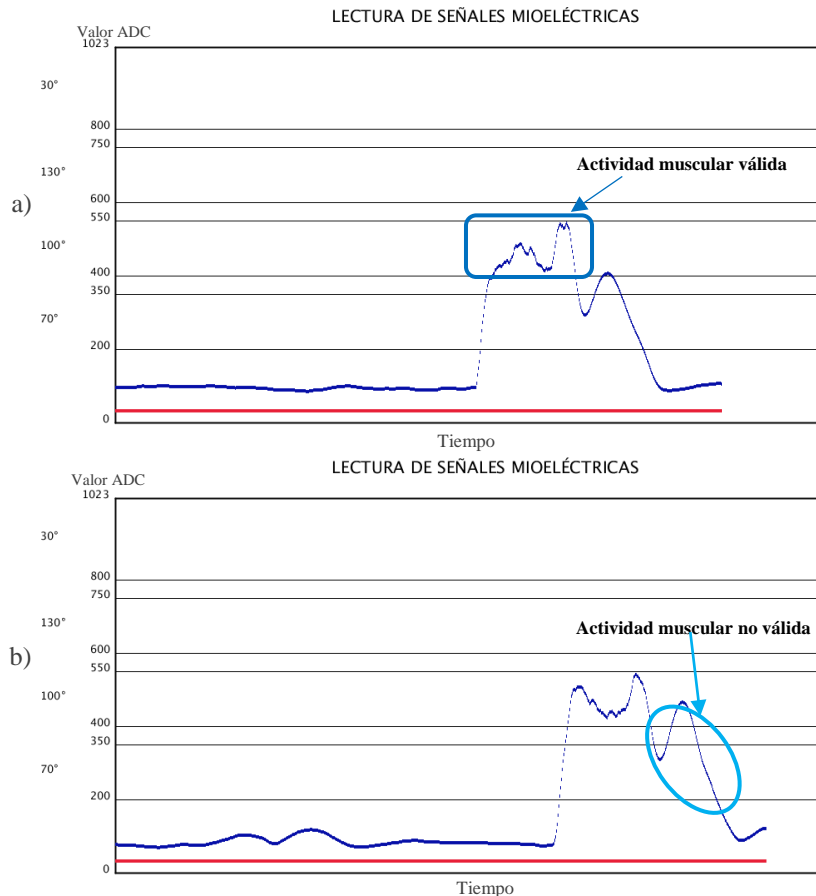


Figura 3.57 Señal mioeléctrica-contracción media, movimiento flexión-extensión.

Como resultado el prototipo de posicionará en el ángulo mostrado en la figura 3.58.



Figura 3.58 Movimiento flexión-extensión, contracción media (100°).

La figura 3.59 a) muestra la señal electromiográfica correspondiente a la contracción muscular media del movimiento pronosupinación, para que sea seleccionado el ángulo debe mantenerse activa la señal un determinado tiempo, caso contrario la señal no realizará ninguna acción (ver figura 3.59 b).

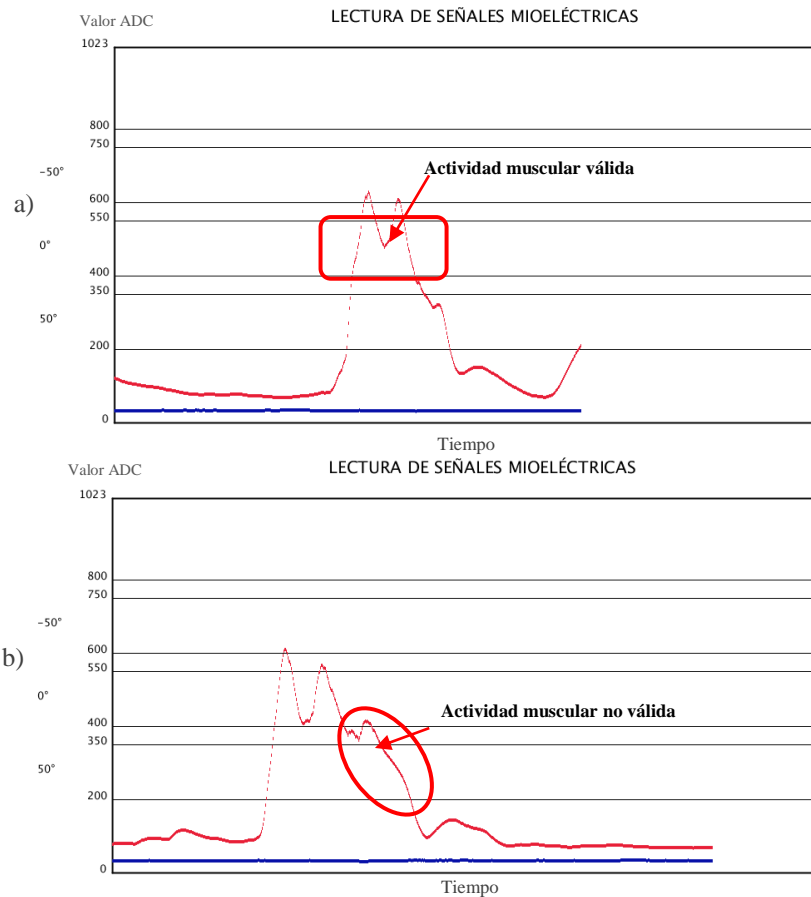


Figura 3.59 Señal mioeléctrica-contracción media, movimiento pronosupinación.

Cuando la señal EMG se encuentre dentro del límite de valores, el prototipo se posicionará en el ángulo que se muestra en la figura 3.60

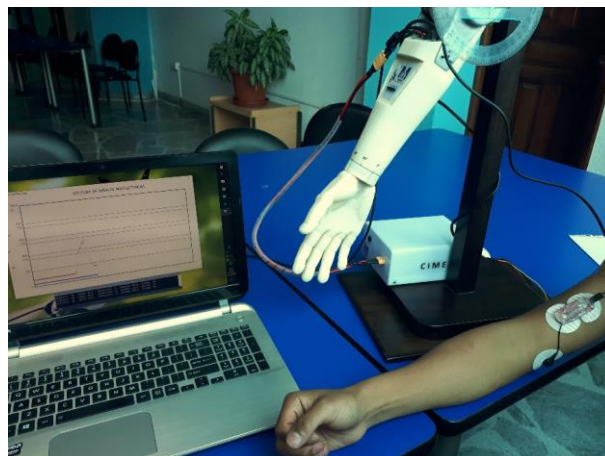


Figura 3.60 Movimiento pronosupinación, contracción media (0°).

La señal EMG de la contracción muscular media fuerte del movimiento de flexión-extensión se muestra en la figura 3.61 a), la contracción media fuerte se encuentra en el tercer rango de valores determinado por el análisis estadístico. A pesar que la señal EMG vuelva a pasar el primer y segundo rango de valores (ver figura 3.61 b), no realizará ninguna acción de movimiento ya que la señal no se encuentra activa durante un determinado tiempo.

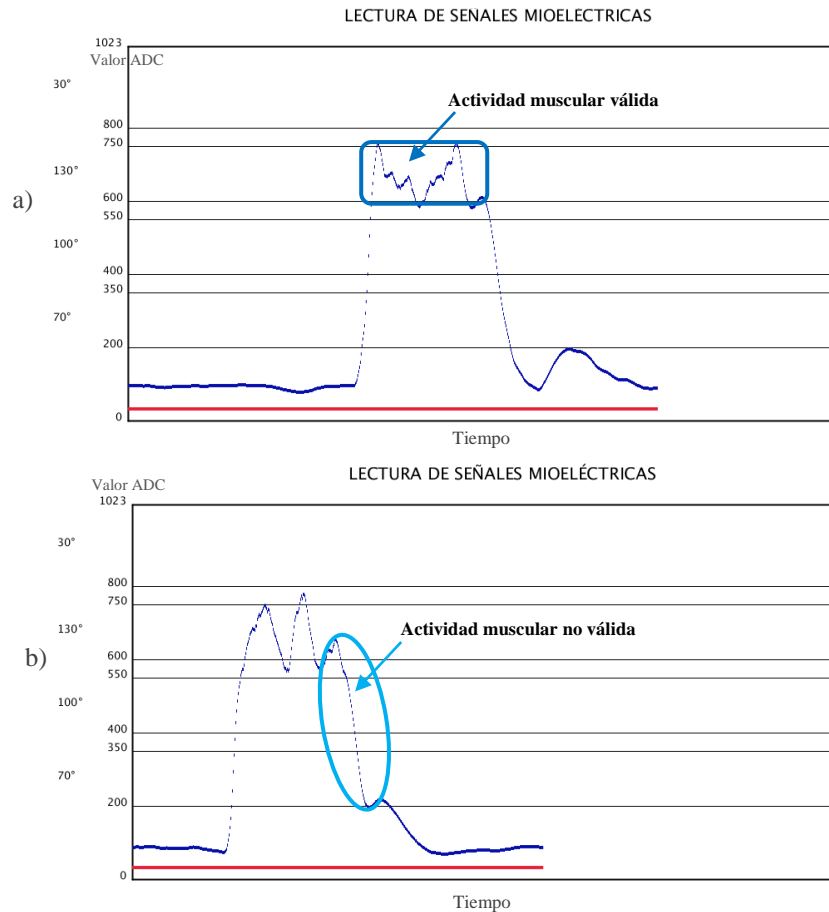


Figura 3.61 Señal mioeléctrica-contracción media fuerte, movimiento flexión-extensión.

Como resultado el prototipo de posicionará en el ángulo mostrado en la figura 3.62.



Figura 3.62 Movimiento flexión-extensión, contracción media fuerte (130°).

La figura 3.63 a) muestra la señal electromiográfica correspondiente a la contracción muscular media fuerte del movimiento prono-supinación, para que sea seleccionado el ángulo debe mantenerse activa la señal un determinado tiempo, caso contrario la señal no realizará ninguna acción (ver figura 3.63 b).

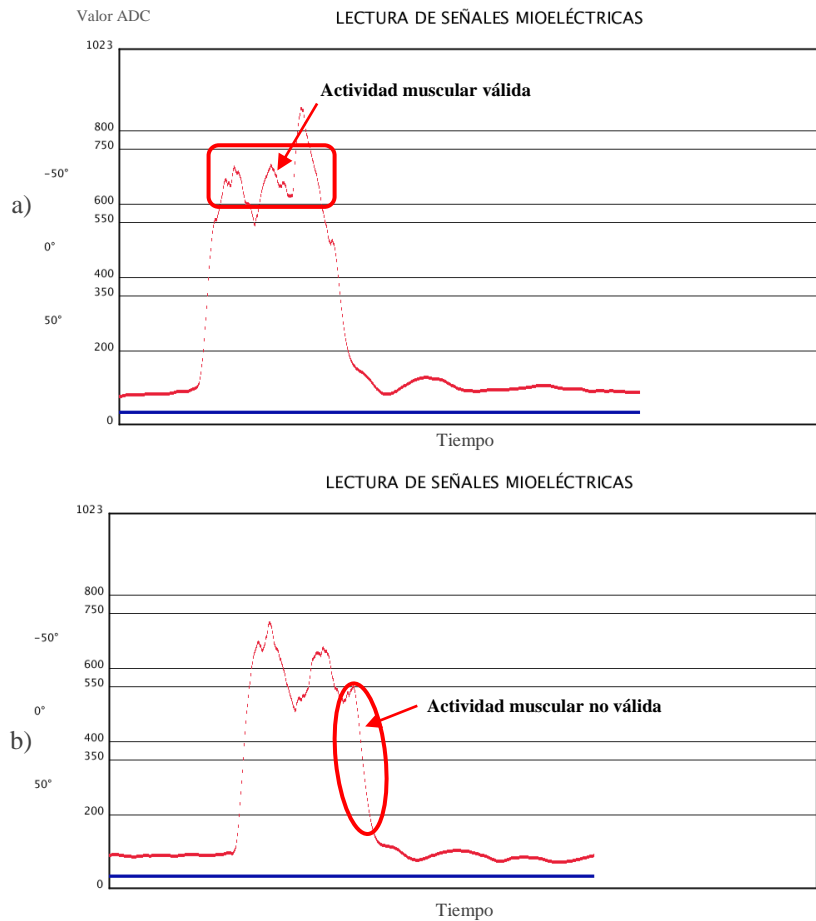


Figura 3.63 Señal mioeléctrica-contracción media fuerte, movimiento prono-supinación.

La figura 3.64 muestra el ángulo de movimiento que realizará el prototipo.



Figura 3.64 Movimiento prono-supinación, contracción fuerte (-50°).

Las señales obtenidas mientras el paciente realiza una contracción muscular fuerte correspondiente al movimiento de flexión-extensión se muestran en la figura 3.65 a) y b). La contracción fuerte se encuentra dentro del cuarto rango de valores. Si la señal se encuentra activa durante un tiempo se seleccionara un ángulo, cuando la señal EMG vuelva a pasar por los anteriores niveles de valores no realizará ningún movimiento (ver figura 3.65 b).

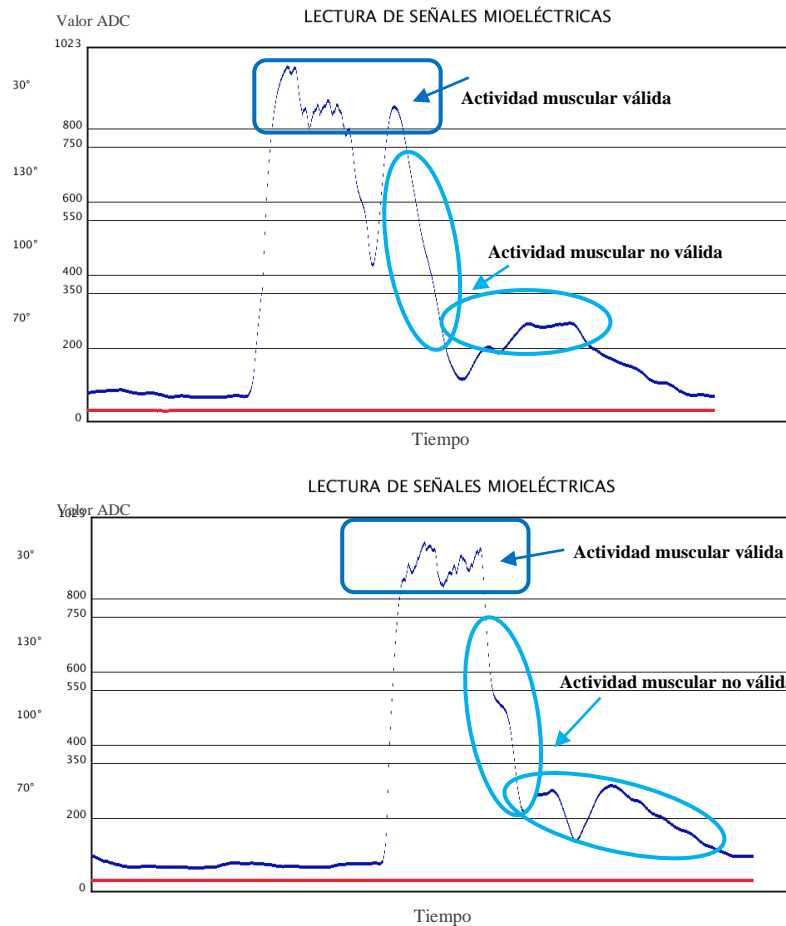


Figura 3.65 Señal mioeléctrica-contracción fuerte, movimiento flexión-extensión.

Si la actividad muscular del paciente se encuentra dentro del rango la prótesis se encuentra en el ángulo que se muestran en la figura 3.66.



Figura 3.66 Movimiento flexión-extensión, contracción fuerte (30°).

La tabla 3.29 muestra el error que existe entre el ángulo deseado y el ángulo real de la articulación. El error en los grados se obtuvo utilizando como instrumento un graduador el cual fue colocado en la parte fija del prototipo.

Tabla 3.29 Porcentaje de error de posición de los movimientos

Movimiento	Ángulo deseado	Error en grados
Flexión-extensión	30°	±2°
Flexión-extensión	70°	±2°
Flexión-extensión	100°	±2°
Flexión-extensión	130°	±3°
Pronación	50°	±1°
Prono-supinación	0°	±1°
Supinación	50°	±1°

3.12. Análisis de costos del proyecto

Los recursos económicos necesarios para realizar el proyecto, se describen a continuación.

3.12.1. Costos directos

Los costos directos necesarios para el proyecto se muestran en la tabla 3.30.

Tabla 3.30 Costos Directos

Detalles	Costo USD
Sensores mioeléctricos	100
Etapa de potencia motor Maxon	30
Etapa de potencia servomotor	10
Baterías motor Maxon	150
Batería controlador	10
Baterías sensores	20
Batería servomotor	10
Elevadores de voltaje	100
Mano de obra	400
Total	830

3.12.1. Costos indirectos

Los costos indirectos que se invirtieron en el proyecto se muestran en la tabla 3.31.

Tabla 3.31 Costos indirectos

Detalles	Costo USD
Tornillos	5
Crema, estaño	5
Cables	10
Internet	25
Etiquetas	10
Componentes electrónicos	15
Acrílico	10
Total	80

3.12.2. Análisis del costo total

El costo total es la suma de los costos directos e indirectos, para la culminación del proyecto el costo total se presenta en la tabla 3.32.

Tabla 3.32 Costo Total

Costos	Valor
Costos directos	830
Costos indirectos	80
Total	910

En el mercado existen variedad de brazos protésicos los cuales pueden ser cosméticos y/o funcionales de los cuales depende el precio. En la tabla 3.33 se presenta una comparación de precios en cuanto a distintas prótesis comerciales. (CostHelper, Inc., 2017)

Tabla 3.33 Comparación de costos de prótesis comerciales

Característica	Precio USD
Brazo puramente cosmético	5.000
Brazo funcional mecánico	Hasta 10.000

Brazo mioelctrico avanzado	20.000 hasta 100.000
Prototipo de codo realizado	3000

Capítulo 4

4. Conclusiones y recomendaciones

4.1. Conclusiones

- Las restricciones que tiene el diseño mecánico y las características técnicas de los actuadores utilizados en cada articulación de la prótesis, es una información importante que se debe obtener en primera instancia, para seleccionar los elementos electrónicos para el control de giro de los actuadores y seleccionar una estrategia de control adecuada.
- Los datos técnicos eléctricos y mecánicos permitieron obtener la función de transferencia que describe el comportamiento del actuador encargado de realizar el movimiento flexión-extensión, mediante un modelamiento matemático basado en ecuaciones lineales. Por otro lado, un programa de computadora, en este caso Matlab®, permite obtener la función de transferencia cuando no se cuenta con los datos técnicos del actuador, como se lo realizó para el movimiento de prono-supinación.
- Un controlador PID diseñado mediante el lugar geométrico de las raíces presenta ventajas frente a otros controladores, por ejemplo, estos son más robustos y ocupan menos espacio en la memoria del microcontrolador, convirtiéndose así en una estrategia de control adecuada para el posicionamiento del prototipo.
- Los parámetros proporcional, integral y derivativo del controlador PID, que se determinan ya sea teóricamente o mediante un software, son recalculados las veces que sean necesarias hasta obtener el comportamiento deseado de los actuadores del prototipo.
- Mediante el estudio de las actividades de la vida diaria se definió que los ángulos funcionales para el movimiento de flexión-extensión son 30° , 70° , 100° y 130° , y para el movimiento de prono-supinación son 50° , 0° y -50° .

- El utilizar baterías independientes, así como una etapa de regulación de voltaje permiten garantizar una lectura real y confiable de los sensores tanto mioeléctricos como de posición, de tal manera que se obtiene un correcto funcionamiento de los actuadores.
- El análisis estadístico de las señales electromiográficas permite definir los niveles de voltaje que debe tener la señal para cada ángulo. La amplitud de la señal mioeléctrica y el tiempo en el que se encuentra activa, son los dos factores que influyen en la selección del ángulo.
- Los rangos de valores correspondientes a cada contracción muscular dependerán del paciente que se esté analizando, y a la vez se deberá entrenar al mismo para que pueda realizar dichas contracciones con mayor facilidad.

4.2. Recomendaciones

- El actuador del movimiento de la flexión-extensión cumple con los parámetros mecánicos, pero en cuanto a parámetros eléctricos utiliza una fuente de 24V, 8A, lo cual es elevado necesitando una batería de dimensiones relativamente grandes y con un peso elevado, el circuito de potencia para activarlo ocupa gran espacio en el interior de la prótesis. Para dar solución a dicho problema se recomienda implementar la propuesta mecánica de mejora.
- Para reducir el espacio que ocupan los circuitos de potencia de los diferentes actuadores se recomienda cambiar el método de fabricación, es decir, no utilizar el método convencional sino utilizar un método de fabricación en donde se utilice la tecnología microelectrónica y elementos de montaje superficial.
- Si bien el sensor muscular seleccionado cuenta con una etapa de rectificado y filtrado es necesario realizar un estudio más a fondo de las señales mioeléctricas para que la señal de salida sea más pura y no presente ruido.
- Los sensores de posición utilizados en la prótesis son resistencias rotativas, las cuales si bien nos ayudan a saber la posición no son tan precisas y presentan cierta variación

entre el ángulo mostrado y el real, por lo que en caso de cambiar el actuador de la flexión-extensión cambiar el sensor de posición.

Bibliografía

- Advancer Technologies. (2015). *Datasheet sensor de músculo myoware*.
- Alarcón J., Ruis L., Tello J. (2011). *Sistema de control con 3 grados de libertad*. Quito: Universidad Politécnica .
- Alvarado Jorge y Obagi Juan. (2008). *Fundamentos de inferencia estadística*. Colombia: Pontificia Universidad Javeriana.
- Arduino. (2017). *Arduino Nano*. Obtenido de Arduino Nano: <https://store.arduino.cc/usa/arduino-nano>
- Arduino. (13 de Febrero de 2017). *UTFSM Arduino*. Obtenido de Modulación por ancho de pulso (PWM): <http://www.arduino.utfsm.cl/modulacion-por-ancho-de-pulso-pwm/>
- BIONIC. (26 de Enero de 2017). *BIONIC*. Obtenido de BIONIC: <http://tienda.bionic.es/364-electrodos-aguja-subcutanea>
- Bolton, W. (2004). *Mecatrónica. Sistemas de control electrónico en ingeniería mecánica y eléctrica* (Segunda ed.). Alfaomega.
- Brazeiro J., Petraccia S. y Valdés M. (2015). *Mano controlada por señales musculares*. Montevideo: Universidad de la República.
- BRT. (16 de Febrero de 2017). *Conceptos básicos en las baterías LiPo: Tensión, capacidad, descarga y conexión de elementos*. Obtenido de <http://www.cochesrc.com/conceptos-basicos-baterias-lipo-tension-capacidad-descarga-y-conexion-de-elementos-a2627.html>
- Carletti, E. J. (2017). *Control de motores de CC*. Recuperado el 13 de Febrero de 2017, de Control por Ancho de Pulso (PWM): http://robots-argentina.com.ar/MotorCC_ControlAncho.htm
- Castañeda M. B., Cabrera A. F., Navarro Y., Wietse de Vries. (2010). *Procesamiento de datos y análisis estadísticos utilizando SPSS*. Porto Alegre: EDIPUCRS.

- Castro, A. R. y Fusario R.J. (2006). *Teleinformática para ingenieros en Sistemas de Información* (Segunda ed., Vol. 1). Barcelona, España: REVENTÉ.
- Clinicalgate. (12 de Julio de 2017). *Elbow*. Obtenido de <https://clinicalgate.com/elbow-3/>
- Corrales, B. L., & Paz, A. J. J. (2016). *Filtros para relés digitales de protección de sistemas eléctricos*. La Habana, CU: Editorial Universitaria.
- Cortéz J., Cano H., Chavez J. (2008). *Fundamentos y aplicación del muestreo en señales ubicadas en las bandas altas del espectro* (Vol. Scientia et Technica Año XIV). Pereira: Universidad Tecnológica de Pereira. doi:ISSN 0122-170
- CostHelper, Inc. (20 de Julio de 2017). *Prosthetic Arm Cost*. Obtenido de <http://health.costhelper.com/prosthetic-arms.html>
- Digital, I. P. (18 de Julio de 2016). *IPC*. Obtenido de IPC: <http://es.ipcdigital.com/2015/10/13/crean-en-japon-un-brazo-electronico-un-90-mas-barato/>
- Electrodos superficiales. (25 de Enero de 2017). *Bio-Lead-Lok-B*. Obtenido de Bio-Lead-Lok-B: <http://biolead.pl/en/aboutus.php>
- Escudero Z., Leija L. & Muñoz R. (1999). *Upper Limb Prosthesis Controlled by Myoelectric Signal*. México: Centro de Investigacion y de Estudios Avanzados del IPN.
- Fajardo Caballos, J. G. (2016). *Análisis cinemático durante la marcha mediante el Modelo Oxford del Pie*. Sevilla : Escuela Técnica Superior de Ingeniería.
- Flores Cortez, O. O. (2009). *Batalla de microcontroladores*. El Salvador: Universidad Tecnológica de El Salvador.
- Germán, C. R. L., Abarca, J. G. S., & Mares, C. J. (2014). *Sensores y actuadores: aplicaciones con Arduino*. Distrito Federal, México: Grupo Editorial Patria.
- Guerrero , E. H. (2016). *Análisis de señales electromiográficas provenientes del movimiento de flexión-extensión de la rodilla*. Ibarra: Universidad Técnica del Norte.

- Hitec Multiplex. (27 de 01 de 2017). *Hitec Multiplex*. Obtenido de <http://hitecrcd.com/products/servos/micro-and-mini-servos/analog-micro-and-mini-servos/hs-81-standard-micro-servo/product>
- Icharger. (30 de Enero de 2017). *Introduction to lipo batteries*. Obtenido de <https://www.icharger.co.nz/buying/resources-faq/introduction-to-lipo-batteries/>
- Jorge , G. A. (5 de Noviembre de 2012). *Microcontroladores*. Obtenido de <https://prezi.com/zoysvfq9emvx/comparativa-microcontroladores/>
- Julián Pérez Porto y Ana Gardey. (2012). *Definición de varianza*. Obtenido de <http://definicion.de/varianza/>
- Kiruthika A., A. Rajan A. & Rajalakshmi P. (2013). *Mathematical modelling and Speed control of a Sensored Brushless DC motor using Intelligent Controller*. IEEE International Conference on Emerging Trends in Computing.
- Kumar S., Chatterjee A. & Kumar A. (2012). *Design of a below elbow myoelectric arm with proportional grip force*. India: Journal of Scientific & Industrial Research.
- Kumar, S. S. (2010). *Introducción a la robótica*. España: McGraw-Hill España.
- LiPo Batteries*. (16 de Febrero de 2017). Obtenido de <https://erlerobotics.gitbooks.io/erle-robotics-erle-copter/content/es/safety/lipo.html>
- Logicbus S.A. De C.V. © . (10 de Noviembre de 2017). *Encoders*. Obtenido de Encoders: http://www.logicbus.com.mx/info_encoders.php
- Lozano, C. S. (20 de Octubre de 2016). *Revista Metal Actual*. Obtenido de Revista Metal Actual: http://www.metalactual.com/revista/25/maquinaria_servo.pdf
- Massó et. al. (2010). *Aplicaciones de la electromiografía de superficie en el deporte*. España: Universitat Ramon Llull.
- Master Ingenieros. (s.f.). *Motor Brushless*. Obtenido de Características Fundamentales: <http://masteringenieros.com/wp-content/uploads/pdf/MI50N/-www-adsnt-recursos-masteringenieros-file-motor.pdf>

- Maxon Motor. (30 de Enero de 2017). *Maxon Motor*. Obtenido de <http://www.maxonmotor.com/maxon/view/product/397172>
- Mazzone, V. (2002). *Controladores PID*. Universidad Nacional de Quilmes.
- Méndez, A. R. (2016). *Construcción de una articulación mecatrónica de codo con movimientos de flexión-extensión y pronosupinación del antebrazo*. Ibarra: Universidad Técnica del Norte.
- Ministerio de Salud Pública . (12 de Marzo de 2016). *Consejo Nacional para las Igualdad de Discapacidades*. Obtenido de Consejo Nacional para las Igualdad de Discapacidades: http://www.consejodiscapacidades.gob.ec/wp-content/uploads/downloads/2016/02/estadisticas_discapacidad.pdf
- Miñarro Llagostera, A. (1998). *Pruebas estadísticas en la investigación de mercados*. Caracas: Texto C.A.
- Montaño, M. (1 de Febrero de 2016). *Programación de un ESC con Arduino para el motor brushless*. Obtenido de Programación de un ESC con Arduino.
- Nacional Instruments. (s.f.). *Adquisición de datos y acondicionamiento de la señal*. National Instruments.
- National Instruments. (15 de Febrero de 2017). *LabVIEW Advanced Signal Processing Toolkit*. Obtenido de LabVIEW Tools for Time-Frequency, Time-Series, and Wavelet Analysis: <http://www.ni.com/pdf/products/us/4msw69-70.pdf>
- National Instruments Corporation. (13 de Enero de 2017). *National Instruments*. Obtenido de Señal Modulada por Ancho de Pulso (PWM) : <http://digital.ni.com/public.nsf/allkb/AA1BDEA4AA224E3E86257CE400707527>
- Navarro, R. B. (2015). Electromiografía. En R. B. Navarro, *Instrumentación Biomédica* (pág. Capítulo 5). Alcalá: Universidad Alcalá.
- Ogata, K. (2010). *Ingeniería de control moderna*. Madrid: PEARSON EDUCACIÓN, S.A.
- Oteyra, E., Lam E., Hernández C., Carrillo A., Ramírez A. (2005). *Geometría Analítica y Trigonometría*. México: Pearson Educación.

- Paz, M. (16 de Junio de 2016). *Análisis de varianza*. Obtenido de <https://educar.doncomos.com/una-varianza-estadistica>
- Pérez M. et al. (2014). *Diseño de controladores P, PI, PID para el comportamiento dinámico de un servo sistema hidráulico basado en el desarrollo experimental*. México: UNISON/EPISTEMUS.
- Pérez, G. R. E., & González, R. O. (2016). *Prototipo de adquisición de señales bilógicas utilizando Arduino*. La Habana, CUBA: Editorial Universitaria.
- Phinyomark A., Phukpattaranont P. & Limsakul C. (2011). *A Review of Control Methods for Electric Power A Review of Control Methods for Electric Power Special Emphasis on Pattern Recognition*. Thailand: IETE Technical Review. doi:10.4103/0256-4602.83552
- Pololu. (29 de Noviembre de 2016). *Regulador de voltaje Step-Up de Pololu 5V NCP1402*. Obtenido de Regulador de voltaje Step-Up de Pololu 5V NCP1402: <https://www.pololu.com/product/798>
- Pololu. (30 de Enero de 2017). *Pololu*. Obtenido de Sensor de músculo V3: <https://www.pololu.com/product/2726>
- Ramírez A., y Garzón D. (2008). *Análisis de sensibilidad por la colocación de los electrodos en la eletromiografía de superficie (semg)*. Bogotá, Colombia: Universidad Antioquia.
- Ramírez J. Arrieta F., Reyes M., y Rueda J. (s.f.). *Control de velocidad de un motor dc con PWM*. Bucaramanga-Colombia: Universidad Pontificia Bolivariana.
- Ramón, B. (28 de Junio de 2016). *Aeromodelismo*. Obtenido de Variadores brushless: <http://www.aeromodelismofacil.com/variadores.htm>
- Ricard Boqué, Alicia Maroto. (S.f.). *El análisis de la varianza (ANOVA)*. Universitat Rovira i Virgili.
- Rojas Medina, R. A. (2012). *Análisis e interpretación de datos*. Colombia: Universidad de Antioquia.

- Sanz M. E., Cepero M. A., Villarroya A. S., Nerin B. T., Moros G. (2010). *Kinematic analysis of the elbow in the activities of daily living* (Vol. 33). Zaragoza: Universidad de Zaragoza.
- Seniam. (29 de Enero de 2017). *Recomendaciones para la ubicación de los sensores en los músculos del brazo o de la mano*. Obtenido de Recomendaciones para la ubicación de los sensores en los músculos del brazo o de la mano: <http://www.seniam.org/bicepsbrachii.html>
- Tapia, P. (2017). *Prototipo compacto de codo con movimientos integrados de Flexión-Extensión y Prono-Supinación: Diseño Mecánico*. Ibarra: Universidad Técnica del Norte.
- Torres C., Velázquez A., González E., y Tapia R. (2011). *Diseño personalizado de una interfaz mioeléctrica para una prótesis de miembro superior*. Colombia: ESIME-IPN.
- Universidad de Valencia. (04 de Julio de 2017). *Escuela Politécnica de Alcoy*. Obtenido de Microcontroladores : <http://server-die.alc.upv.es/asignaturas/lсед/2002-03/Micros/downloads/trabajo.pdf>
- Veer K., Sharma T. & Kumar A. (2016). *Development of prosthetic arm using body actioned SEMG signals*. India: Journal of Innovative Optical Health Sciences. doi:10.1142/S1793545816500231
- Veer, K. (2014). *Interpretation of surface electromyograms to characterize arm movement*. India: Instrumentation Science & Technology. doi:10.1080/10739149.2014.913178
- Veer, K. (2015). *An analytical approach to test and design upper limb prosthesis*. Medical Engineering & Technology. doi:10.3109/03091902.2015.1059506
- Veer, Karan y Sharma Tanu. (2014). *Wavelet Based Feature Extraction of Electromyogram Signal for Denoising*. Khanpur Kuhl: International Journal of Advanced Research in Computer Engineering & Technology.
- Vildósola, E. (31 de Enero de 2017). *AIE*. Obtenido de Actuadores: <http://www.aie.cl/files/file/comites/ca/abc/actuadores.pdf>

- Voegeli, A. V. (2001). Eletromiografía. En A. V. Voegeli, *Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor* (pág. 273). Barcelona: Springer-Verlag.
- Yépez, D. P. (2016). *Tarjeta de adquisición y tratamiento de señales eléctricas provenientes del cuerpo humano*. Ibarra: Universidad Técnica del Norte.
- Zahari T., Abdelhakim D., Nizam U. A., Norhafizan A., Raja A., Raja G., Anwar A. M., Yashim W. (22 de Junio de 2017). *IIR Filter Order and Cut-off Frequency Influences on EMG Signal Smoothing*. Obtenido de <http://www.biomedres.info/biomedical-research/iir-filter-order-and-cutoff-frequency-influences-on-emg-signal-smoothing.html>

ANEXO 1: ACTIVIDADES DE LA VIDA DIARIA (AVDs)

Tabla A 1 Arco funcional en las actividades de alimentación

Actividades de alimentación	Flexión-extensión mínimo	Flexión-extensión máximo	Pronación	Supinación
Comer con cuchara	92°	125°	6°	55°
Cortar carne con cuchillo y tenedor	89°	119°	38°	-22°
Untar una tostada con un cuchillo	85,5°	119°	26,5°	0°
Utilizar un salero	76°	86°	36°	4°
Servir agua de la botella al vaso	52°	60,5°	30°	15°
Beber agua de un vaso	74°	129°	15°	9°

Tabla A 2 Arco funcional en las actividades de alimentación

Actividades de vestido	Flexión-extensión mínimo	Flexión-extensión máximo	Pronación	Supinación
Abotonarse la camisa	76°	135°	30°	0°
Desabotonarse la camisa	76°	135°	0°	38°
Ponerse el pantalón	10,5°	101°	38°	-1°
Quitarse el pantalón	10°	99,5°	32°	-25°
Ponerse el calcetín	15°	66°	40°	0°
Ponerse el zapato	10°	20,5°	20°	0°
Atarse el zapato	11°	25°	35,5°	28°
Ponerse el gorro	81,5°	141°	0°	47°

Tabla A 3 Arco funcional en las actividades de alimentación

Actividades instrumentales	Flexión-extensión mínimo	Flexión-extensión máximo	Pronación	Supinación
Abrir un bote de rosca	99,5°	127°	45°	-35°
Abrir una botella con chapa	60°	80°	38°	-30°
Sacar un corcho de una botella	84,5°	128,5°	74°	-2°
Escribir a mano	69,5°	115°	16°	-1°
Escribir en un teclado de ordenador	81°	99°	42°	-36°
Utilizar el teléfono	44°	130°	36°	-3°

Los valores negativos indican pronación y se refieren al mínimo de pronación en la actividad.

ANEXO 2: SELECCIÓN DEL ACTUADOR PARA EL MOVIMIENTO DE FLEXIÓN- EXTENSIÓN

Conocer los requisitos a cumplir de este movimiento es el primer paso, ya que estos son obligatorios y se encuentran previamente definidos, por lo cual la tabla B 1 muestra los requisitos que deben cumplir los actuadores.

Tabla B1 Requerimientos de diseño: flexión-extensión y prono-supinación.

Requisitos del diseño	
Función:	Realizar el movimiento de flexión-extensión.
Restricciones:	Obligatorias Baja velocidad nominal Alto par continuo Adaptable a un reductor con relación 156:1 para flexión-extensión Adaptable a un reductor con relación 6:1 para prono-supinación Dimensiones pequeñas Bajo peso Disponibilidad en el mercado Bajo costo Facilidad para realizar el control
Objetivo:	Seleccionar el actuador que ocupe un espacio reducido y cumpla con los objetivos del diseño mecánico

El segundo paso es colocar ponderaciones a cada restricción, las cuales se muestran en la tabla B 2.

Tabla B 2 Restricciones para la flexión-extensión

Restricción	Ponderación
Velocidad Nominal	20%
Par continuo	20%
Tamaño	20%

Peso	15%
Control	10%
Disponibilidad en el mercado	13%
Costo	2%
Total	100%

En la tabla B 3, se muestra la valoración numérica que se va a utilizar para evaluar cada restricción.

Tabla B 3 Asignación de valores

Interpretación	Calificación
Alto/Reducido	3
Medio	2
Bajo/Elevado	1

El siguiente paso es evaluar cada restricción con la asignación de valores dados en la tabla anterior, obteniendo la tabla B 4.

Tabla B 4 Ponderación de las restricciones

	Velocidad	Par continuo	Tamaño	Peso	Control	Disponibilidad	Costo
Motor DC	3	3	3	3	2	3	1
Motor paso paso	2	1	1	1	2	1	1
Servomotor	3	3	1	1	3	1	1

A la tabla mostrada anteriormente se le aplica el método de selección Índice de ponderación, para determinar cuál actuador es el idóneo para realizar el movimiento, obteniendo la tabla B 5.

Tabla B 5 Índice de ponderación flexión-extensión

	Velocidad	Par continuo	Tamaño	Peso	Control	Disponibilidad	Costo	Índice de ponderación
Motor DC	0,2	0,2	0,2	0,15	0,03	0,13	0,0067	92%
Motor paso paso	0,13	0,13	0,067	0,05	0,067	0,043	0,0067	50%
Servomotor	0,2	0,2	0,067	0,05	0,1	0,043	0,0067	67%

CONCLUSIÓN

Aplicado el método de índice ponderado obtenemos con un 92% que el actuador que cumple con las restricciones de diseño es un motor DC.

ANEXO 3: SELECCIÓN DEL ACTUADOR PARA EL MOVIMIENTO DE PRONO-SUPINACIÓN

Para seleccionar el actuador que cumpla con los requerimientos de diseño se utilizará la metodología descrita en el Anexo 2; en la tabla B 1 se describen los requisitos de diseño que se deben cumplir al seleccionar el actuador, por lo que las restricciones, ponderaciones y asignación de valores son las mismas descritas en las tablas B 2 y B 3.

La tabla D1 muestra la asignación de los valores a las correspondientes restricciones para cada tipo de actuador.

Tabla D 1 Ponderación de las restricciones

	Velocidad	Par continuo	Tamaño	Peso	Control	Disponibilidad	Costo
Motor DC	1	2	2	2	1	1	1
Motor paso paso	2	2	1	1	2	1	1
Servomotor	3	3	3	2	3	3	1

Procedemos a realizar el método de selección obteniendo la tabla C 2.

Tabla D 2 Índice de ponderación prono-supinación.

	Velocidad	Par continuo	Tamaño	Peso	Control	Disponibilidad	Costo	Índice de ponderación
Motor DC	0,07	0,13	0,13	0,10	0,03	0,04	0,01	52%
Motor paso paso	0,13	0,13	0,07	0,05	0,07	0,04	0,01	50%
Servomotor	0,20	0,20	0,20	0,10	0,10	0,13	0,01	94%

CONCLUSIÓN

En la tabla D 2 se observa claramente que el actuador seleccionado será un servomotor, ya que este presenta un 94% de ventaja. A diferencia que en el actuador seleccionado para la flexión-extensión, los servomotores existentes en el mercado satisfacen los objetivos del diseño mecánico.

ANEXO 4: COMPARACIÓN ENTRE MOTORES DC

(Master Ingenieros) en su trabajo muestran unas comparaciones entre el motor BLCD y motor con escobillas, las cuales se muestran en la tabla C 1.

Tabla C 1 Comparación entre motores DC.

	Motor BLCD	Motor con escobillas
Conmutación	Conmutación electrónica basada en sensores de posición de efecto Hall.	Conmutación por escobillas.
Mantenimiento	Mínimo.	Máximo.
Durabilidad	Mayor.	Menor.
Curva Velocidad / par	Plana. Operación a todas las velocidades con la carga definida.	Moderada. A altas velocidades la fricción de las escobillas se incrementa, reduciendo el par.
Eficiencia	Alta. Sin caída de tensión por las escobillas.	Moderada.
Potencia de salida / Tamaño	Alta. Menor tamaño debido a mejores características térmicas porque los bobinados están en el estator, que al estar en la carcasa tiene una mejor disipación de calor.	Baja. El calor producido en la armadura es disipado en el interior aumentando la temperatura y limitando las características.
Inercia del rotor	Baja. Debido a los imanes permanentes en el rotor.	Alta. Limita las características dinámicas.
Rango de velocidad	Alto. Sin limitaciones mecánicas impuestas por escobillas/conmutador.	Bajo. El límite lo imponen principalmente las escobillas.
Ruido eléctrico generado	Bajo.	Arcos en las escobillas.
Coste de construcción	Alto. Debido a los imanes permanentes.	Bajo.

Control	Complejo y caro.	Simple y barato.
Requisitos de control	Un controlador es requerido siempre para mantener el motor funcionando. El mismo puede usarse para variar la velocidad.	No se requiere control si no se requiere una variación de velocidad.

ANEXO 5: SELECCIÓN DEL SENSOR DE POSICIÓN

Para seleccionar el tipo de sensor de posición los requisitos que debe cumplir se muestran en la tabla E 1.

Tabla E 1 Requerimientos de diseño para el sensor de posición.

Requisitos de diseño	
Función:	Medir la posición en la que se encuentra la planta
Restricciones:	Obligatorias Tamaño reducido Fuente de alimentación reducida Fácil comunicación con el controlador Precio
Objetivo:	Seleccionar el sensor de posición más idóneo que cumpla con los objetivos de control

En la tabla E 2 se encuentra las ponderaciones de cada propiedad para la selección.

Tabla E 2 Ponderaciones para las propiedades del sensor de posición

Característica	Ponderación
Tamaño	30%
Alimentación	20%
Programación	20%
Confiabilidad	20%
Precio	10%
Total	100%

En la tabla E 3, se muestra la valoración numérica que se va a utilizar para evaluar cada restricción.

Tabla E 3 Asignación de valores

Interpretación	Calificación
Reducido/Fácil	3

Medio	2
Elevado/Compleja	1

La tabla E 4 muestra la valoración de cada tipo de sensor.

Tabla E 4 Ponderación de las restricciones

	Tamaño	Alimentación	Programación	Confiabilidad	Costo
Potenciómetros	3	3	3	1	3
Encoders	1	2	2	3	1
Resolvers	1	2	1	3	1

Procedemos a realizar el método de selección obteniendo la tabla E 5.

Tabla E 5 Índice de ponderación para el sensor de posición.

	Tamaño	Alimentación	Programación	Confiabilidad	Costo	Índice ponderado
Potenciómetros	0,30	0,20	0,20	0,07	0,10	87%
Encoders	0,10	0,13	0,13	0,20	0,03	60%
Resolvers	0,10	0,13	0,07	0,20	0,03	53%

CONCLUSIÓN

Con un 87% de ponderación se elige al potenciómetro como sensor de posición.

ANEXO 6: SELECCIÓN DEL CONTROLADOR

Los requisitos obligatorios que debe cumplir el controlador se detallan en la tabla F1.

Tabla F 1 Requisitos para el controlador

Requisitos del controlador	
Función:	Evaluar las condiciones o proceso para emitir una acción de control.
Restricciones:	Obligatorias Espacio de la tarjeta reducido Bajo consume de energía Rapidez en el procesamiento de datos Varias entradas y salidas digitales y analógicas Bajo costo
Objetivo:	Seleccionar la tarjeta controladora que ocupe un espacio reducido y emita las señales de control de manera rápida.

La tarjeta Arduino trabaja con microcontroladores de la familia ATMEL AVR, de estos dependen varios parámetros que serán importantes a la hora de seleccionar el controlador. En la tabla F 2 se detallan los parámetros más importantes a la hora de elegir el controlador.

Tabla F 2 Requisitos para el controlador

Modelo del microcontrolador	ATmega168	ATmega328	ATmega1280	Atmega2560
Voltaje operativo	5 V	5V	5V	5V
Voltaje de entrada recomendado	7-12V	7-12V	7-12V	7-12V
Voltaje de entrada límite	6-20V	6-20V	6-20V	6-20V
Entradas y salidas digitales	14(6 PWM)	14(6 PWM)	14(6 PWM)	54(15 PWM)

Entradas analógicas	6	6	6	16
Intensidad de corriente	40 mA	40mA	40mA	40 mA
Memoria Flash	16KB (2KB reservados para el bootloader)	32KB (2KB reservados para el bootloader)	128KB (4KB reservados para el bootloader)	260KB (4KB reservados para el bootloader)
SRAM	1 KB	2 KB	8 KB	8KB
EEPROM	512 bytes	1 KB	4 KB	4 KB
Frecuencia de reloj	16 MHz	16 MHz	16 MHz	16 MHz

Las características presentadas en la tabla superior revelan que se debe adquirir una tarjeta Arduino que tenga el microcontrolador ATmega 328, ATmega 1280 y ATmega 2560. El siguiente paso será comparar las tarjetas que tengan dichos controladores. En la página web de Arduino se encuentra la variedad de tarjetas de este fabricante.

Una vez conocidas las características de cada tipo de Arduino, se procede a realizar la tabla de ponderación como se muestra en la tabla F 3.

Tabla F 3 Ponderación para el controlador

Especificación	Ponderación
Dimensiones	23%
Peso	20%
Frecuencia del reloj	14%
SRAM	10%
EEPROM	10%
Memory Flash	10%
I/O Digitales	5%
I Analógicas	5%
Precio	3%

Para evaluar propiedades como: las dimensiones y peso se debe asignar una valoración numérica como se muestra en la tabla F 4.

Tabla F 4 Ponderación para el controlador

Interpretación	Calificación
Barato/Pequeño	1
Medio	2
Costoso/Grande	3

Procedemos a realizar una matriz con los valores correspondientes a cada propiedad, como se muestra en la tabla F 5.

Tabla F 5 Asignación de valores para la matriz

	Peso (gr)	Tamaño	Frecuencia (MHz)	Memoria Flash (KB)	SRAM (KB)	EEPROM (KB)	I/O Digitales	Entradas analógicas	Precio
MEGA	3	37	16	256	8	4	54	16	3
MICRO	1	13	16	32	2,5	1	14	12	2
UNO	2	25	16	32	2	1	14	6	2
MINI	1	7	16	32	2	1	14	8	2
NANO	1	7	16	32	2	1	22	8	1

La tabla F 6 muestra la matriz de ponderación.

Tabla F 6 Índice de ponderación para el controlador

	Peso	Tamaño	Frecuencia	Memoria Flash	SRAM	EEPROM	I/O Digitales	Entradas analógicas	Precio	Índice ponderado
MEGA	0,077	0,038	0,140	0,100	0,10	0,10	0,050	0,050	0,010	66,45%
MICRO	0,230	0,108	0,140	0,013	0,03	0,03	0,013	0,038	0,015	61,19%

UNO	0,115	0,056	0,140	0,013	0,03	0,03	0,013	0,019	0,015	42,02%
MINI	0,230	0,200	0,140	0,013	0,03	0,03	0,013	0,025	0,015	68,55%
NANO	0,230	0,200	0,140	0,013	0,03	0,03	0,020	0,025	0,030	70,79%

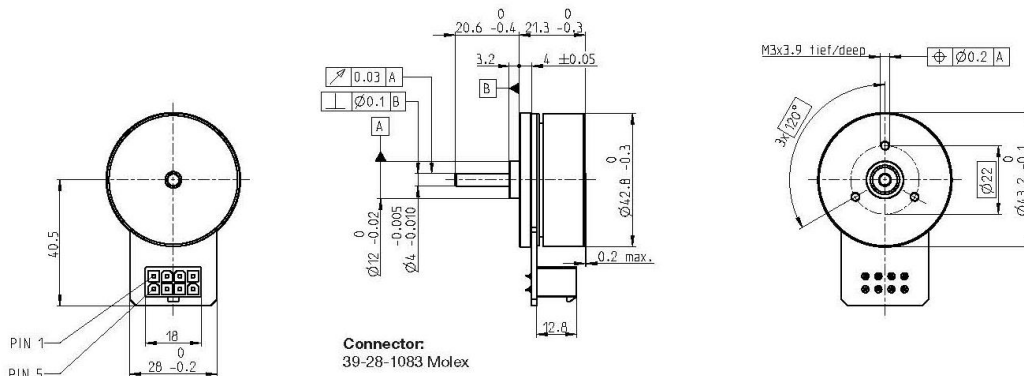
CONCLUSIÓN

Con un 70,79% el controlador seleccionado es el ARDUINO NANO.

ANEXO 7: ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DEL MOTOR EC 45 FLAT

EC 45 flat Ø42.8 mm, brushless, 50 Watt

maxon flat motor



Connector:
39-28-1083 Molex

M 1:2

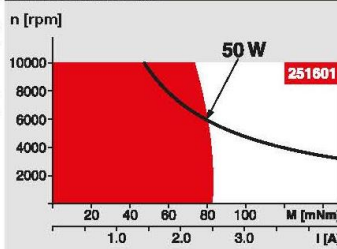
- Stock program
- Standard program
- Special program (on request)

Part Numbers

	339285	251601	339286	339287
--	--------	--------	--------	--------

Motor Data	with Hall sensors	339285	251601	339286	339287
Values at nominal voltage					
1 Nominal voltage	V	18	24	24	36
2 No load speed	rpm	6720	6710	4730	3360
3 No load current	mA	247	185	106	42.3
4 Nominal speed	rpm	5190	5240	3480	2360
5 Nominal torque (max. continuous torque)	mNm	97.1	83.4	69.6	90.5
6 Nominal current (max. continuous current)	A	3.52	2.33	1.41	0.828
7 Stall torque	mNm	975	780	402	484
8 Stall current	A	38.8	23.3	8.47	4.81
9 Max. efficiency	%	85	83	79	82
Characteristics					
10 Terminal resistance phase to phase	Ω	0.464	1.03	2.83	7.48
11 Terminal inductance phase to phase	mH	0.322	0.572	1.15	5.15
12 Torque constant	mNm/A	25.1	33.5	47.5	101
13 Speed constant	rpm/V	380	285	201	95
14 Speed/torque gradient	rpm/mNm	7.02	8.77	12	7.07
15 Mechanical time constant	ms	9.92	12.4	17	10
16 Rotor inertia	gcm ²	135	135	135	135

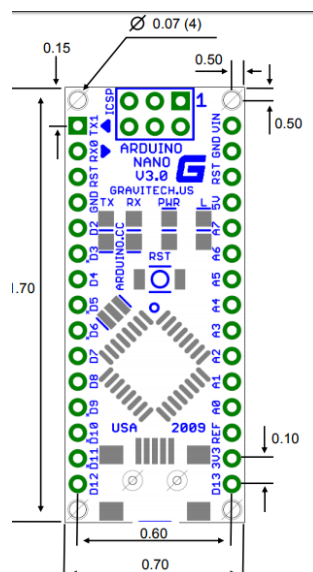
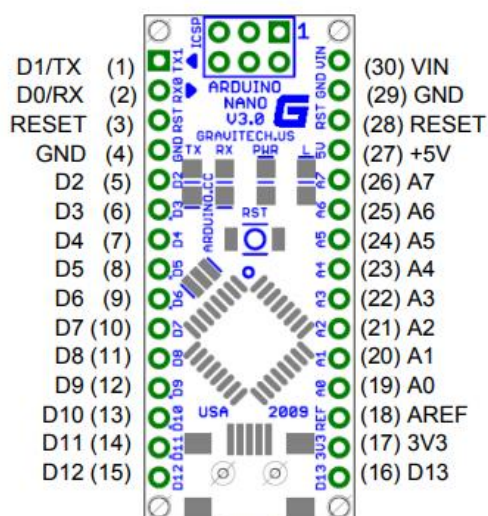
Specifications	Operating Range	Comments
Thermal data		
17 Thermal resistance housing-ambient	4.53 K/W	<div style="background-color: red; width: 20px; height: 10px; display: inline-block;"></div> Continuous operation In observation of above listed thermal resistance (lines 17 and 18) the maximum permissible winding temperature will be reached during continuous operation at 25°C ambient. = Thermal limit.
18 Thermal resistance winding-housing	4.75 K/W	
19 Thermal time constant winding	17.7 s	
20 Thermal time constant motor	227 s	
21 Ambient temperature	-40...+100°C	
22 Max. winding temperature	+125°C	
Mechanical data (preloaded ball bearings)		
23 Max. speed	10000 rpm	<div style="background-color: white; width: 20px; height: 10px; display: inline-block;"></div> Short term operation The motor may be briefly overloaded (recurring).
24 Axial play at axial load < 4.0 N	0 mm	
> 4.0 N	0.14 mm	
25 Radial play	preloaded	
26 Max. axial load (dynamic)	3.8 N	
27 Max. force for press fits (static) (static, shaft supported)	53 N	
28 Max. radial load, 5 mm from flange	1000 N	
	20 N	



Other specifications	maxon Modular System	Overview on page 20-27																												
29 Number of pole pairs	8																													
30 Number of phases	3																													
31 Weight of motor	110 g																													
Values listed in the table are nominal.																														
Connection																														
Pin 1	Hall sensor 1*	Encoder MILE 256 - 2048 CPT, 2 channels Page 379																												
Pin 2	Hall sensor 2*																													
Pin 3	V _{bat} 4.5...18 VDC																													
Pin 4	Motor winding 3																													
Pin 5	Hall sensor 3*																													
Pin 6	GND																													
Pin 7	Motor winding 1																													
Pin 8	Motor winding 2																													
*Internal pull-up (7...13 kΩ) on pin 3 Wiring diagram for Hall sensors see p. 37																														
Cable																														
Connection cable Universal, L = 500 mm	339380	Recommended Electronics: Notes Page 26																												
Connection cable to EPOS, L = 500 mm	354045																													
Option																														
With Cable and Connector (Ambient temperature -20...+100°C)																														
<table border="0"> <tr> <td>ESCON Module 24/2</td> <td>416</td> </tr> <tr> <td>ESCON 36/3 EC</td> <td>417</td> </tr> <tr> <td>ESCON Mod. 50/4 EC-S</td> <td>417</td> </tr> <tr> <td>ESCON Module 50/5</td> <td>417</td> </tr> <tr> <td>ESCON 50/5</td> <td>418</td> </tr> <tr> <td>DEC Module 24/2</td> <td>420</td> </tr> <tr> <td>DEC Module 50/5</td> <td>420</td> </tr> <tr> <td>EPOS2 24/2</td> <td>424</td> </tr> <tr> <td>EPOS2 Module 36/2</td> <td>424</td> </tr> <tr> <td>EPOS2 24/5, 50/5</td> <td>425</td> </tr> <tr> <td>EPOS2 P 24/5</td> <td>428</td> </tr> <tr> <td>EPOS4 Module 50/8</td> <td>431</td> </tr> <tr> <td>EPOS4 Comp. 50/8 CAN</td> <td>431</td> </tr> <tr> <td>MAXPOS 50/5</td> <td>435</td> </tr> </table>			ESCON Module 24/2	416	ESCON 36/3 EC	417	ESCON Mod. 50/4 EC-S	417	ESCON Module 50/5	417	ESCON 50/5	418	DEC Module 24/2	420	DEC Module 50/5	420	EPOS2 24/2	424	EPOS2 Module 36/2	424	EPOS2 24/5, 50/5	425	EPOS2 P 24/5	428	EPOS4 Module 50/8	431	EPOS4 Comp. 50/8 CAN	431	MAXPOS 50/5	435
ESCON Module 24/2	416																													
ESCON 36/3 EC	417																													
ESCON Mod. 50/4 EC-S	417																													
ESCON Module 50/5	417																													
ESCON 50/5	418																													
DEC Module 24/2	420																													
DEC Module 50/5	420																													
EPOS2 24/2	424																													
EPOS2 Module 36/2	424																													
EPOS2 24/5, 50/5	425																													
EPOS2 P 24/5	428																													
EPOS4 Module 50/8	431																													
EPOS4 Comp. 50/8 CAN	431																													
MAXPOS 50/5	435																													

ANEXO 8: ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DEL ARDUINO NANO

Microcontrolador	ATmega328
Arquitectura	AVR
Tensión de funcionamiento	de 5 V
Memoria flash	32 KB de los cuales 2 KB utilizados por bootloader
SRAM	2 KB
Velocidad de reloj	16 MHz
Analog I / O Pins	8
EEPROM	1 KB
Corriente CC por E / S	40 mA (Pines de E / S)
Voltaje de entrada	7-12 V
Digital I / O Pins	22
Salida PWM	6
El consumo de energía	19 mA
Tamaño del PCB	18 x 45 mm
Peso	7 g



ANEXO 9: ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DEL REGULAR STEP-UP NCP1402

Visión de conjunto

Estos diminutos reguladores de conmutación (step-up) están basados en el regulador IC NCP1402. Sus pequeñas dimensiones de sólo 0,33 "× 0,5" (8,4 mm x 12,7 mm) y una tensión de arranque de hasta 0,8 V hacen que sea fácil de construir 3,3 V y 5 V circuitos que son alimentados por voltajes más bajos de la batería. La corriente de salida disponible y la ondulación de la tensión de salida dependen de la tensión de entrada, pero el regulador puede proporcionar hasta 200 mA si la tensión de entrada es lo suficientemente alta.

Con tensiones de entrada bajas, la ondulación de la tensión de salida es inferior a 40 mV pico a pico. Cuando la tensión de entrada está cerca de la salida, la onda de salida sube rápidamente a 150 mV de pico a pico. Por lo tanto, se recomienda la adición de capacitancia de la salida a masa para aplicaciones sensibles al ruido con tensiones de entrada próximas a la tensión de salida.

Uso del Regulador Boost

El regulador de refuerzo tiene sólo tres conexiones: la tensión de entrada, tierra y la tensión de salida. Estas tres conexiones están etiquetadas en la parte posterior de la PCB y están dispuestas con un espaciamiento de 0,1 "a lo largo del borde de la placa para la compatibilidad con paneles estándar sin soldadura y perfboards y conectores que utilizan una rejilla de 0,1". Puede soldar los cables directamente a la placa o soldar en la tira de cabecera recta de 3 × 1 o en la tira de cabecera macho de ángulo recto de 3 × 1 que se incluyen.

Resumen de funciones

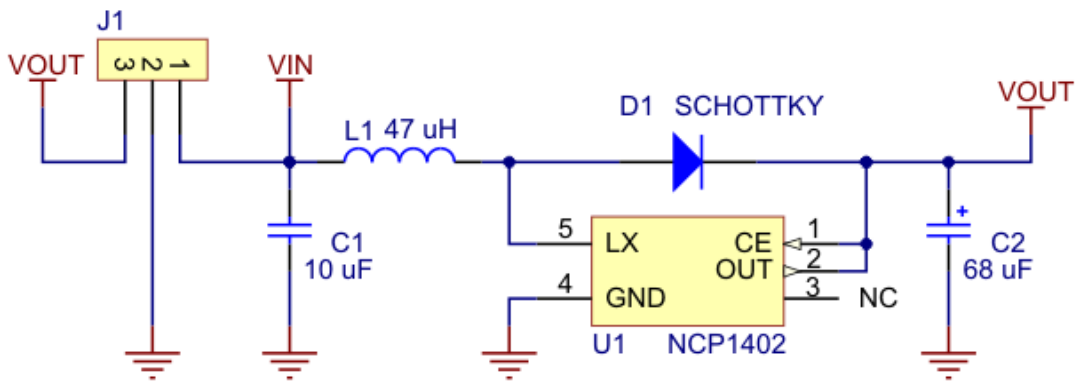
Tensión de servicio: 0.8 V - VOUT

Salida de 3,3 V o 5,0 V con una precisión del 2,5%

<3 mA corriente típica sin carga en vacío

Tamaño pequeño: 8,4 mm x 12,7 mm x 3,8 mm (0,33 "x 0,50" x 0,15 ")

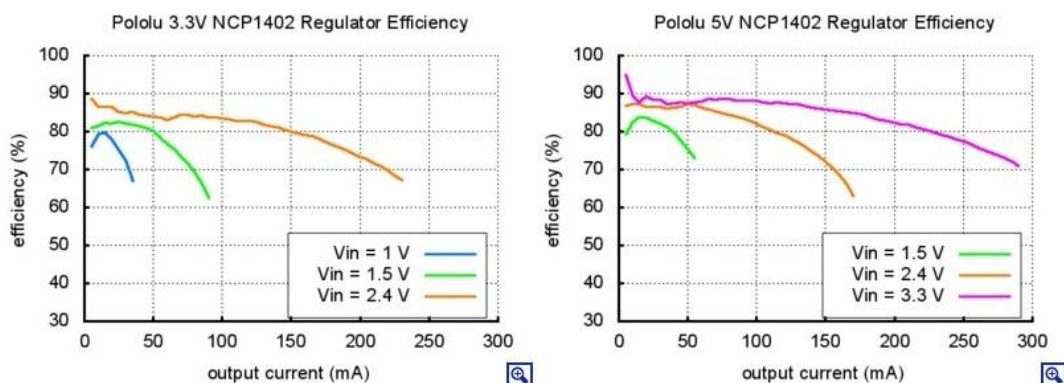
Peso sin pines del cabezal: 0.6 g (0.02 oz)



Regulador de voltaje de paso de Pololu NCP1402 diagrama esquemático.

Eficiencia típica y corriente de salida

La eficiencia de un regulador de tensión, definido como $(\text{Power out}) / (\text{Power in})$, es una medida importante de su rendimiento, especialmente cuando la duración de la batería o el calor son preocupaciones. Como se muestra en los gráficos a continuación, este regulador de conmutación típicamente tiene una eficiencia del 75% al 90%.



La máxima corriente de salida alcanzable es aproximadamente proporcional a la relación entre la tensión de entrada y la tensión de salida. Con una entrada de 0,8 V, aproximadamente 5 mA están disponibles antes de que la tensión de salida empiece a caer. La salida completa de 200 mA puede realizarse a partir de tensiones de entrada de aproximadamente 2,4 V (versión de 3,3 V) o de 2,7 V (versión de 5 V). Además, la corriente de salida máxima puede depender de otros factores, incluyendo la temperatura ambiente, el flujo de aire y el hundimiento de calor.

ANEXO 10: CONEXIÓN DE BATERÍAS DEL PROTOTIPO

La figura 11.1 muestra la información del lugar de las diferentes baterías para ser cargadas cuando sea necesario. El Botón ON-OFF es el encargado de encender o apagar el prototipo de prótesis. La posición de las baterías se describe en la tabla 11.1

Tabla 11. 1 Descripción de las baterías.

Numero de batería	Descripción
1	Batería- controlador
2	Batería-sensores de posición
3	Batería-motor pronosupinación
4	Batería-sensores mioeléctricos
5	Conexión alimentación-motor flexión-extensión

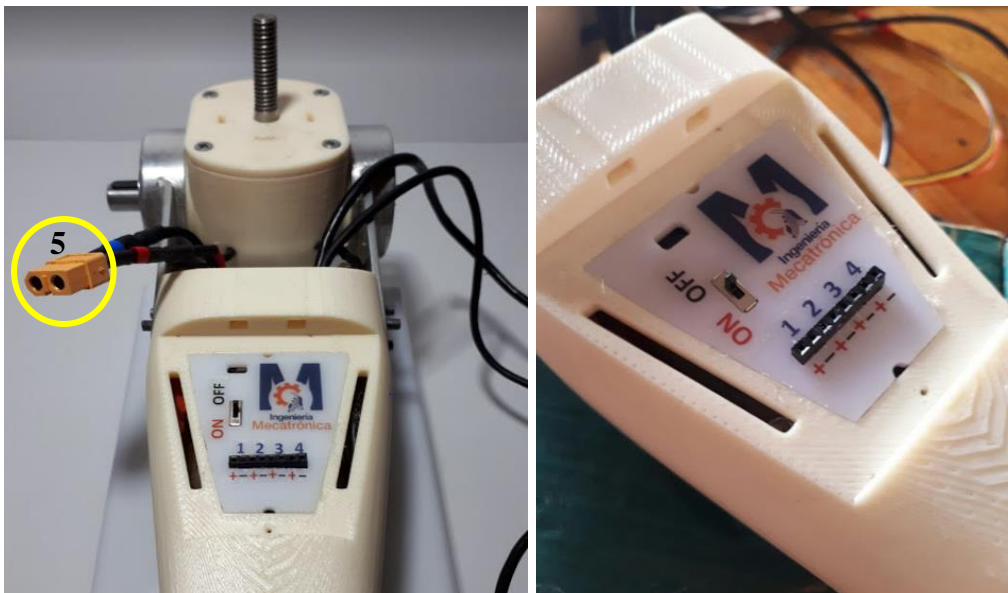


Figura 11. 1 Conexión de baterías.

Como se explicó anteriormente para alimentar el actuador de la flexión-extensión se necesita 24V, este voltaje se logró conectando una batería de 11.1V 5000mAh a un elevador de voltaje, en la figura 11.2 se observa la fuente de alimentación realizada.



Figura 11. 2 Fuente de alimentación actuador flexión-extensión.

La figura 11.3 muestra la conexión del antebrazo, codo y salidas de conexión de los sensores mioeléctricos y en la tabla 11.2 se explica cada etiqueta puesta en el antebrazo.



Figura 11. 3 Conexión antebrazo-codo

Tabla 11. 2 Etiquetas del antebrazo.

Etiqueta	Descripción
P-S	Conexión para el sensor mioeléctrico para el movimiento de prono-supinación.
F-E	Conexión para el sensor mioeléctrico para el movimiento de flexión-extensión.
MOTOR	Cableado del actuador del movimiento flexión-extensión
ENCODER	Cableado del sensor de posición para el movimiento flexión-extensión

