

Sistema de control para una articulación de codo con 2 GLD para un prototipo de prótesis de brazo

Terán B. Dayana, Iglesias N. Iván
Ingeniería en Mecatrónica, Universidad Técnica del Norte
Ibarra, Ecuador
dmteranb1@utn.edu.ec
iiglesias@utn.edu.ec

Resumen— Los dispositivos protésicos son creados con el fin de ayudar a personas que tienen algún tipo de amputación para que puedan realizar 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 entregar una señal de salida analógica que puede ser leída fácilmente por un microcontrolador. En este trabajo se presenta un sistema de control para una articulación de codo con 2 GLD realizado por [1], 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 las estrategias de control, sensorica 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 que el 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° para cada movimiento. Las señales electromiográficas para la activación del ángulo de cada movimiento corresponden a contracciones leves, medias, medias fuerte y fuertes.

Palabras Clave—Dispositivos protésicos, Señales electromiográficas, Modelamiento matemático, Función de transferencia, Tiempo de establecimiento, Máximo sobreimpulso, Polo deseado, Flexión-extensión, Prono-supinación.

I. INTRODUCCIÓN

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 [2], 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 [3], 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 [4]. 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.

II. FUNDAMENTO TEÓRICO

A. 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. 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 [5].

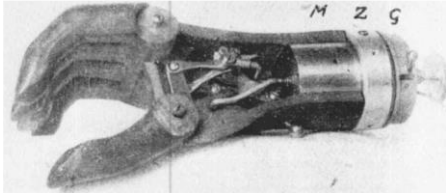


Fig. 1. Dynamic Arm [5]

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 2) [5].

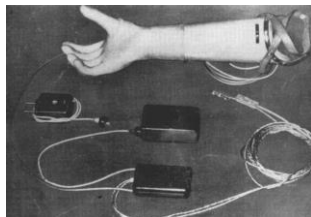


Fig. 2. Mano Rusa [5]

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” [5].

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 [5].

B. Consideraciones para las señales EMGS

Para obtener una buena señal electromiográfica es necesario tener en cuenta tres fases:

- 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 [6].

C. Sensores de músculo comerciales

El sensor de músculo myoware está diseñado para utilizar directamente con un microcontrolador. Tiene una la alimentación de una fuente única y cuenta con la conexión por presión incorporado para los electrodos [7]. 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 3.



Fig. 3. Sensor Myoware

D. 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 [8]. Por otro lado en la tabla I se muestra una tabla con las frecuencias de las señales.

TABLA I
FRECUENCIAS DE LAS SEÑALES

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

E. Control con electromiografía

Los avances en el control con electromiografía se han realizado desde 1960, existiendo los siguientes según [5] :

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

CONTROL PID

Este 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 una desventaja ya que el control es satisfactorio solamente en las plantas estables; ningún miembro de la familia PID puede satisfacer el control con plantas inestables [9]

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.

F. 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 [10]. Algunas técnicas se muestran a continuación:

- Análisis de frecuencias: es este análisis de ordenan y agrupan los datos para evidenciar la tendencia de los mismos datos, los mismos que se encuentran asociados en intervalos llamados frecuencia. [11]
- Estadígrafos de tendencia central: 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 tendencias más comunes son: Media Aritmética, Moda o valor modal [11].
- Estadígrafos de dispersión: muestran que tan dispersos se encuentran los valores respecto a un valor de referencia, es decir nos indican la homogeneidad, como son la varianza y desviación estándar [11].

Comparación de múltiples poblaciones

Se trata de un análisis estadístico más a fondo para comparar varias muestras de los datos, se trata del análisis de varianza (ANOVA). [12]

Como menciona [13] “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:

-H0: Las medias de los grupos son iguales, por lo que no existen diferencias entre los distintos grupos ($\mu_1=\mu_2=\dots=\mu_n$)

-H1: Al menos una de las medias difiere del resto, es decir, sí existen diferencias entre los grupos.”

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 [13], las ecuaciones 1 y 2 muestran las hipótesis

$$F_{cal} < f_{tab} \approx \text{Acepta } H_0 \quad (1)$$

$$F_{cal} > f_{tab} \approx \text{Acepta } H_1. \quad (2)$$

III. REQUERIMIENTOS DEL NUEVO PROTOTIPO

En la tabla II se establecen los requerimientos del nuevo prototipo realizado por [1] sirviéndonos como punto base para la elección de los actuadores eléctricos.

TABLA II
PARÁMETROS NECESARIOS PARA LOS MOVIMIENTOS

Características	Movimiento de flexión-extensión	Movimiento de pronosupinación
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

IV. 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 [14].

A. Movimiento de codo Flexión-extensión

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°. Además señala que existe trabajos similares como los de [15] en los que se obtuvo un rango de valores entre 30 y 130° como se observa en la figura 4.

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.

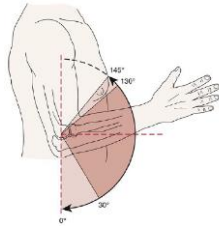


Fig. 4. Ángulo de la flexión-extensión [15]

B. Rotación de muñeca Prono-supinación

[15] menciona que el ángulo de pronosupinación es de 75° y 85° respectivamente como se muestra en la figura 5, pero la mayoría de actividades se pueden lograr con un ángulo de 50° para cada movimiento. Para realizar las actividades descritas por [14] se necesita un rango funcional de 55° de supinación y 45° de pronación.

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

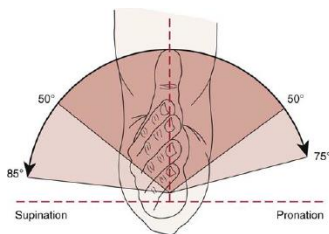


Fig. 5. Ángulo de la pronosupinación [15]

IV. SELECCIÓN DE 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.

A. Selección del actuador

Existen diferentes actuadores de los cuales se debe conocer las ventajas y desventajas y al ser uno de los principales componentes es fundamental que se elijan conjuntamente con el diseño mecánico del prototipo [1], La longitud y peso que deben ocupar los actuadores deben ser los menores posibles, considerándose éstos los parámetros más importantes para la elección.

Movimiento de flexión-extensión

Para el movimiento de flexión-extensión 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. 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.

Movimiento de pronosupinación

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. 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, siendo el micro servomotor HS-81 Standard Micro Servo el actuador para el movimiento.

B. Selección del sensor de posición

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. Por esta razón se eligió colocar un potenciómetro como sensor de posición, 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.

C. Selección del controlador

Se decidió trabajar con Arduino ya que es una plataforma de prototipos electrónicos de código abierto, tiene software y hardware libre. 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.

El Arduino seleccionado es el 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.

D. 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 pronosupinación, 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.

Consumo de los elementos electrónicos

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

TABLA III
ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DEL CONSUMO DE 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

Para calcular el tiempo que nos va a durar la batería, utilizamos la ecuación 6 [16]:

$$T = \frac{\text{capacidad de la batería}}{\text{consumo de la carga}} \quad (3)$$

Obteniendo que la duración de la batería para la alimentación del controlador y circuito de potencia es de 4 horas, para la batería del actuador de la prono-supinación es de 4 horas, de la misma manera para la batería de los sensores es de 14 horas

Elementos elevadores

En el mercado comercial las baterías lipo vienen definidas por celdas (#S), cada celda tiene un voltaje nominal de 3.7V, 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) de tensión fija y variable.

IV. DISEÑO DEL SISTEMA

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. En la figura 6 se muestran las vistas, frontal a) y la superior b) de la placa finalizada.

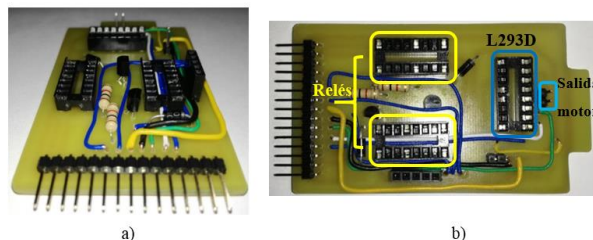


Fig. 6 Comportamiento del potenciómetro de la flexión-extensión.

A. Linealización del sensor de posición

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. La figura 7 muestra la respuesta del sensor para la flexión-extensión y la figura 8 la respuesta del sensor para la prono-supinación.

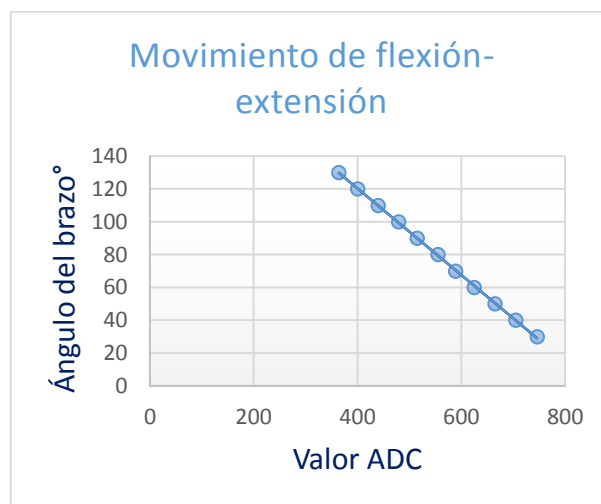


Fig. 7 Comportamiento del potenciómetro de la flexión-extensión.

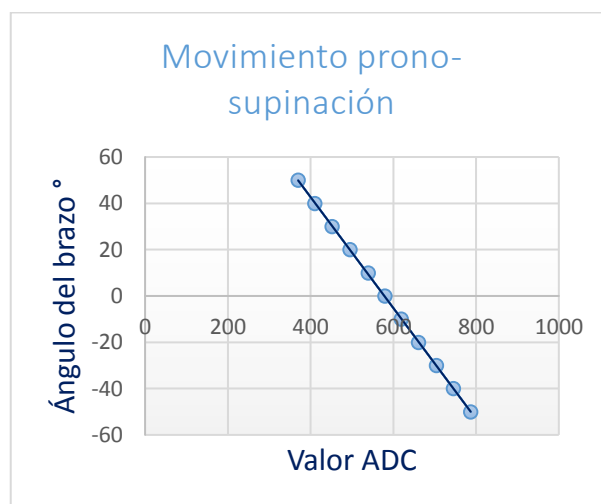


Fig. 8 Comportamiento del potenciómetro de la flexión-extensión.

En las figuras 7 y 8 se puede observar que el comportamiento del potenciómetro tiende a ser lineal, la ecuación puede encontrarse utilizando la ecuación canónica de la recta [17].

$$\frac{x - x_1}{x_2 - x_1} = \frac{y - y_1}{y_2 - y_1} \quad (4)$$

A partir de la ecuación 4 se encuentran las ecuaciones que describen el comportamiento lineal del movimiento para la flexión-extensión ecuación 5 y para la prono-supinación ecuación 6.

$$y = -0,26x - 225,29 \quad (5)$$

$$y = -0,24x - 138,73 \quad (6)$$

B. 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.

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).

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 9.

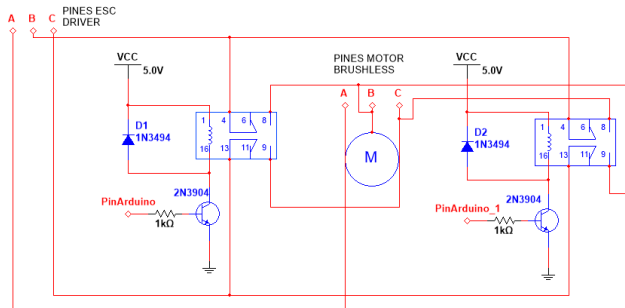


Fig. 9 Circuito de potencia con relés,

Movimiento prono-supinación

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 10 se muestra el circuito de conexión.

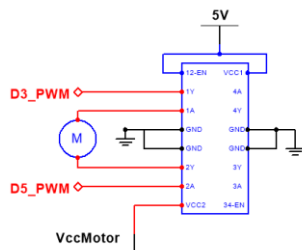


Fig. 10 Circuito de conexión Puente H.

C. Modelamiento matemático

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.

Actuador flexión-extensión

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 11.

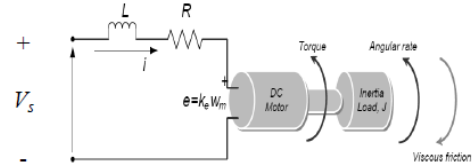


Fig. 11. Circuito equivalente del motor [18]

Para determinar las ecuaciones que definen el comportamiento del sistema se utilizan las ecuaciones de equilibrio 7 correspondiente a la parte eléctrica y 8 de la parte mecánica [18]

$$V_s = iR + L \frac{di}{dt} + e \quad (7)$$

$$T_e - K_f \frac{d\theta}{dt} - T_l = J \frac{d^2\theta}{dt^2} \quad (8)$$

El par eléctrico y la fuerza electromotriz están definidas por las ecuaciones 9 y 10 respectivamente.

$$T_e = K_t \cdot i \quad (9)$$

$$e = K_e \cdot \frac{d\theta}{dt} \quad (10)$$

La ecuación 11 se obtiene reemplazando la ecuación 9 en la ecuación.8 y asumiendo que $T_l=0$.

$$i = \frac{J\theta s^2 + K_f\theta s + T_l}{K_t} \quad (11)$$

Las ecuaciones 10 y 11 se reemplazan en la ecuación 7 para obtener la ecuación 12, la cual es la función de transferencia del sistema.

$$\frac{\theta}{V_s} = \frac{K_t}{JLs^3 + JRs^2 + K_fLs^2 + K_fRs + KeKts} \quad (12)$$

[18] asegura que la constante de fricción K_f es muy pequeña y tiende a cero por lo que para el análisis del modelo $K_f=0$, asumiendo este valor obtenemos la ecuación 13.

$$\frac{\theta}{V_s} = \frac{K_t \cdot n}{JLs^3 + JRs^2 + KeKts} \quad (13)$$

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 12 es necesario dejarlo en términos de la constante de tiempo mecánico y eléctrico. Obteniendo la siguiente ecuación 14.

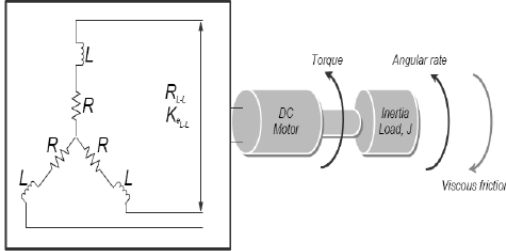


Fig. 12. Circuito del motor Brushless [18]

$$\frac{\theta}{V_s} = \frac{\frac{1}{K_e} * n}{\tau_m \tau_e s^3 + \tau_m s^2 + s} \quad (14)$$

donde;

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

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

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

Reemplazando con los valores de las características eléctricas del motor se obtiene la ecuación 15 que representa la función de transferencia del actuador para el movimiento de flexión-extensión.

$$\frac{\theta}{V_s} = \frac{0.04230}{2.30 * 10^{-6} s^3 + 17 * 10^{-3} s^2 + s} \quad (15)$$

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 12 muestra los pasos que se siguen para encontrar la función de transferencia experimental.

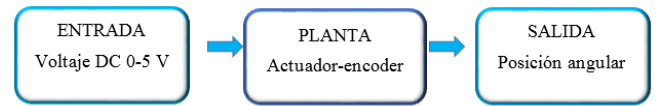


Fig. 13. Diagrama de bloques para la obtención de datos del actuador prono-supinación

Para obtener los datos experimentales se utiliza la interfaz de LABVIEW y ARDUINO.

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 16.

$$\frac{\theta}{V_s} = \frac{8.395}{s + 7.561e - 2} \quad (16)$$

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.

D. Diseño del sistema de control

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)

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 14 muestra la respuesta ante una entrada escalón unitario.

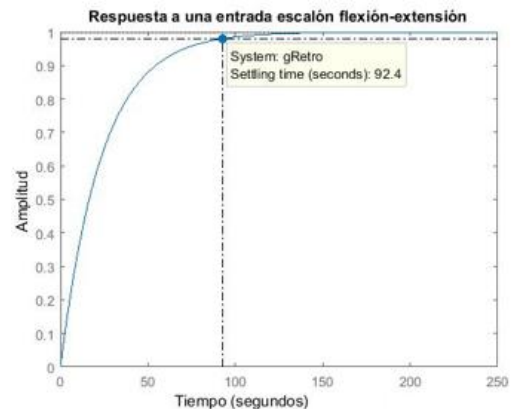


Fig. 14. Respuesta ante una entrada escalón unitario-flexión-extensión

Se observa en la figura 14 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 [19]. 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 17, la cual es la ecuación del tiempo de establecimiento.

$$t_s = \frac{4}{\mu\omega_n} \quad (17)$$

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.

Obteniendo:

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

Se localiza el polo deseado utilizando la ecuación 18, obteniendo:

$$P_d = -\mu\omega_n \pm j\omega_n\sqrt{1-\mu^2} \quad (18)$$

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

En la ecuación 19 se muestra el regulador del controlador PID, a partir de la cual se obtiene el valor correspondiente a los ceros del controlador.

$$G_c = \frac{(s+a)(s+b)}{s} \quad (19)$$

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

$$\Phi = \text{angle} \left(H * \frac{(s+a)}{s} \Big|_{s=P_d} \right) \quad (20)$$

$$\Phi = 54,84$$

A partir de la ecuación 20, se calcula el ángulo necesario para entregar la red para que el lugar geométrico de las raíces pase por el polo deseado, y se encuentra el valor del segundo cero, ecuación 21.

$$b = 26,36 \quad (21)$$

Se iguala la ecuación 19 con la ecuación típica del controlador PID, obteniendo la ecuación 22

$$\frac{K_d s^2 + K_p s + K_i}{s} = \frac{s^2 + 27,36s + 26,36}{s} \quad (22)$$

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 15.

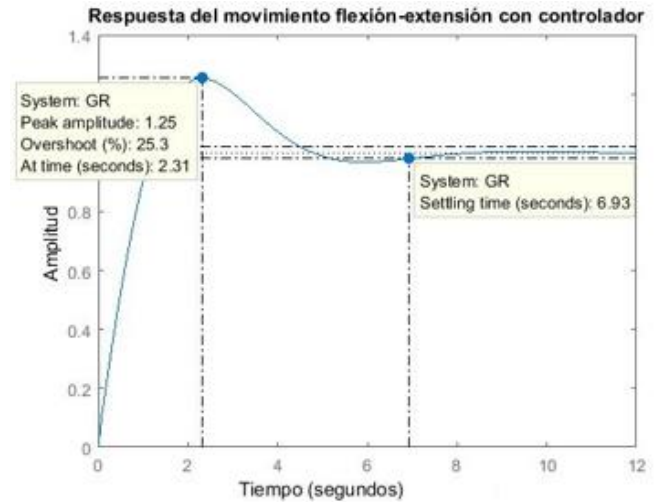


Fig. 15. Respuesta a una entrada escalón unitario con controlador PID diseñado - flexión-extensión

Como se observa en la figura 15, el tiempo de establecimiento es de 6,93 segundos, lo cual es menor al tiempo de establecimiento de la figura 14. 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%. 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 IV

TABLA IV
VALORES DEL CONTROLADOR PID MODIFICADO FLEXIÓN-EXTENSIÓN

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

La figura 16 muestra la respuesta del sistema ante una entrada escalón unitario implementado los nuevos valores del controlador.

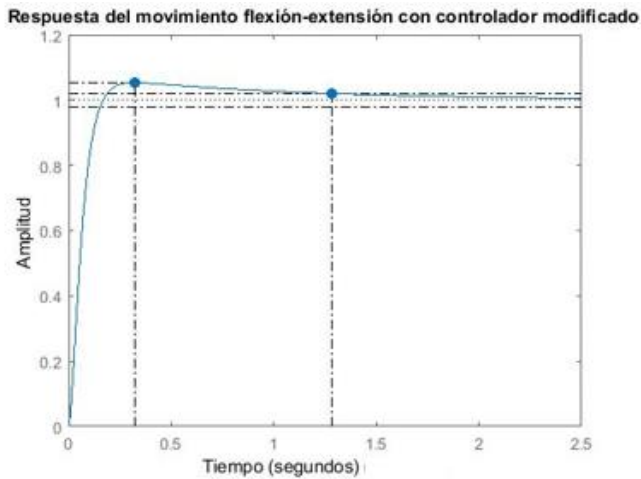


Fig. 16. Respuesta a una entrada escalón unitario con controlador PID diseñado - flexión-extensión ω_n modificada

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

TABLA V
COMPARACIÓN DE LA PLANTA CON Y SIN CONTROLADOR (FLEXIÓN-EXTENSIÓN).

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

2. Controlador PID – Movimiento prono-supinación

La respuesta ante una entrada escalón unitario de la función de transferencia se muestra en la figura 17.

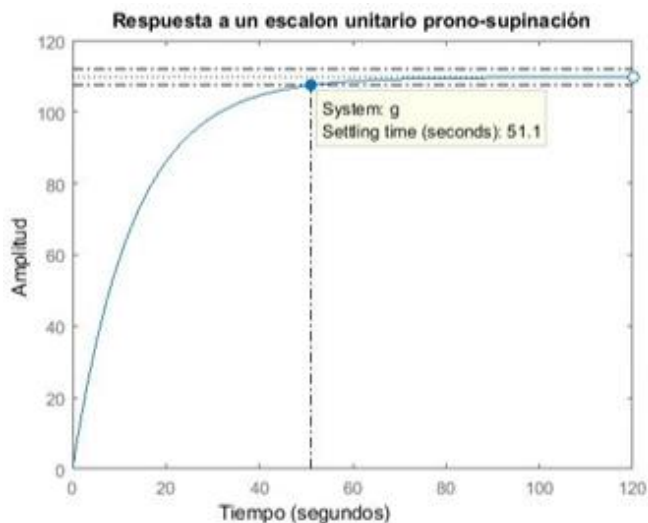


Fig. 17. Respuesta a una entrada escalón unitario prono-supinación

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. El criterio para seleccionar los parámetros de diseño se

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 del controlador anterior se obtiene la tabla VI con valores para los parámetros del PID.

TABLA VI
VALORES DEL CONTROLADOR PID - PRONO-SUPINACIÓN

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

En la figura 18 se observa la señal del sistema una vez implementado el control PID en la planta.

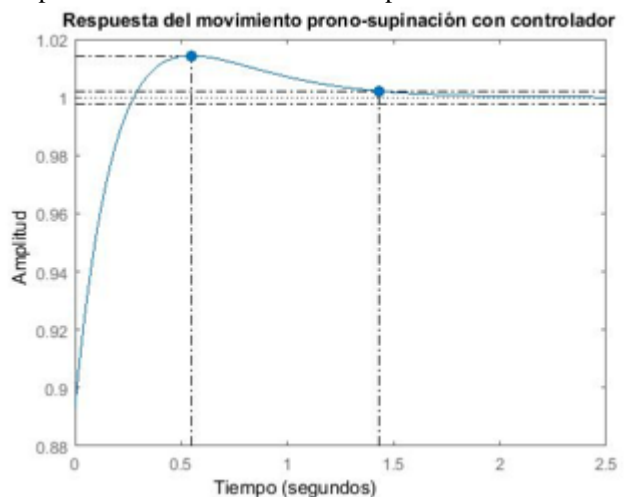


Fig. 18. Respuesta a una entrada escalón unitario con controlador PID diseñado – prono-supinación

Al implementar el controlador PID diseñado el tiempo de establecimiento y el sobrepico ha reducido notablemente en comparación con la figura 3.17.

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

TABLA VII
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%

E. Adquisición de la señal

1. Filtros de las señales EMG

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 de 2Hz

2. Preparación del paciente

El músculo seleccionado para éste trabajo es el bíceps, para lo cual el primer paso es ubicar el lugar adecuado para los electrodos. 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 19 a), en caso de existir bello corporal se recomienda rasurar la zona. En la figura 19 b) se muestra el lugar de ubicación del sensor mioeléctrico y por último en la figura 19 c) se indica el sensor mioeléctrico colocado en el músculo del paciente.

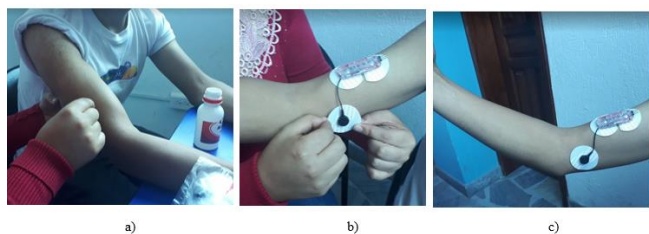


Fig. 19. Limpieza del músculo y colocación del sensor Myoware

3. Registro de la señal EMG

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 20). 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.



Fig. 20. Contracción muscular del paciente

En la figura 21 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.

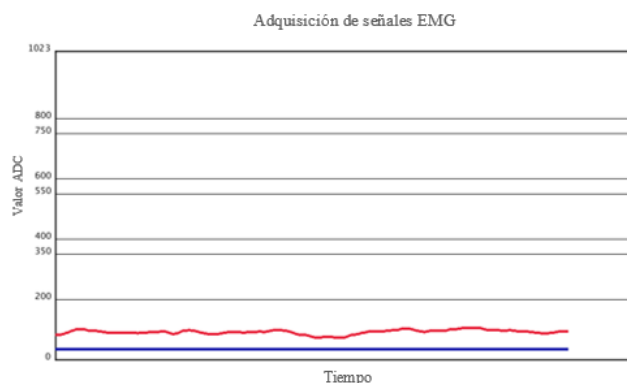


Fig. 21. Panel frontal para la adquisición de la señal muscular

F. Análisis estadístico 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. 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.

En la tabla VIII, se muestran la relación entre contracción y ángulo correspondiente a cada movimiento

TABLA VIII
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
Pronosupinación	0°	Contracción media
Supinación	50°	Contracción leve

La figura 22, muestra los datos estadísticos de los valores en estado de reposo, y la figura 23 muestra el rango de límites para el reposo.

Valores en estado de reposo

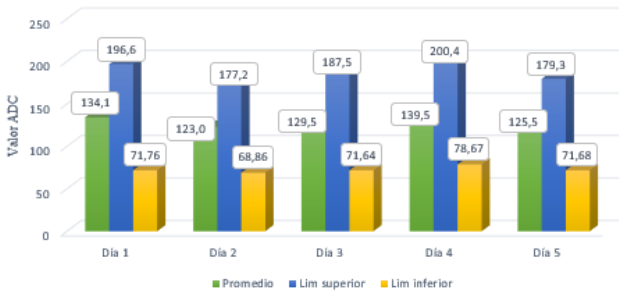


Fig. 22. Datos estadísticos para el estado de reposo

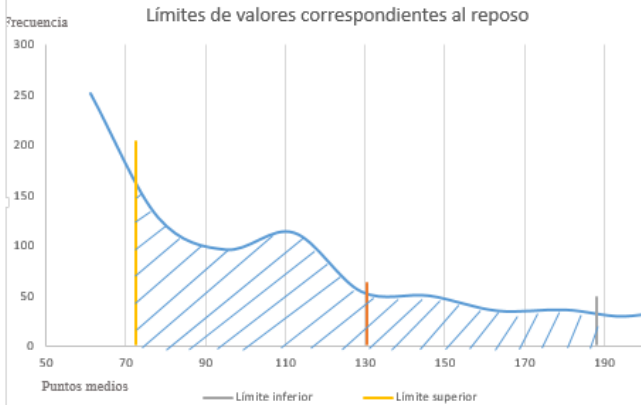


Fig. 23. Rango de límites para el reposo

La figura 24, muestra los datos estadísticos para la contracción leve y la figura 25 muestra el rango de límites para la contracción leve.

Análisis contracción leve

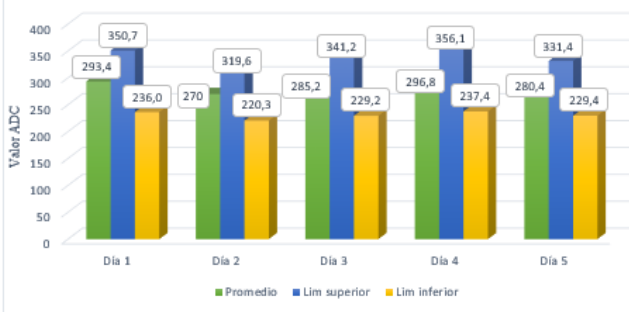


Fig. 24. Datos estadísticos para la contracción leve

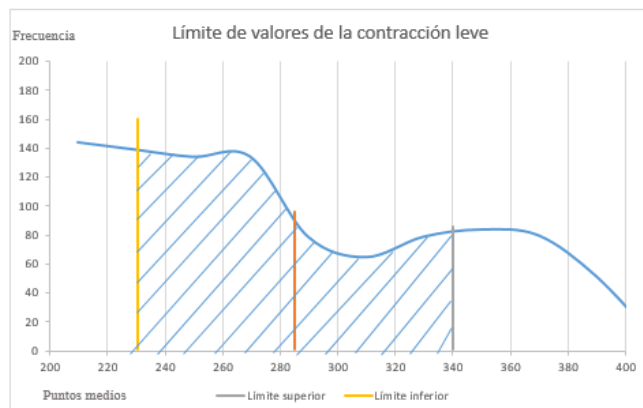


Fig. 25. Rango de límites para la contracción leve

La figura 26, muestra los datos estadísticos para la contracción media y la figura 27 muestra el rango de límites para la contracción media.

Análisis contracción media

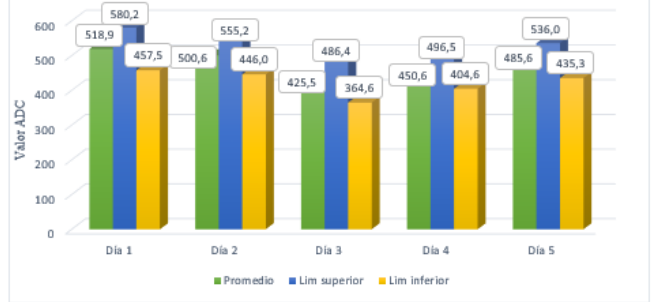


Fig. 26. Datos estadísticos para la contracción media

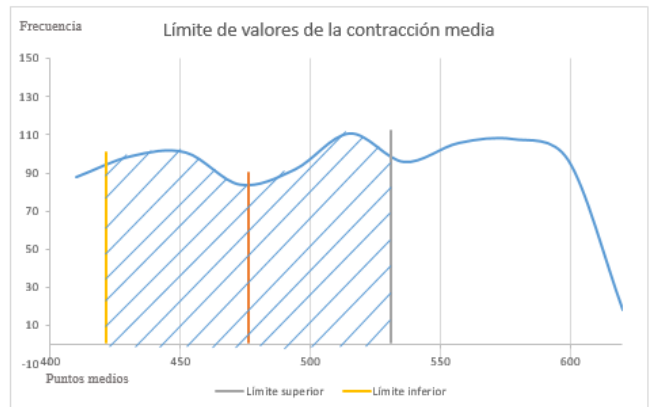


Fig. 27. Rango de límites para la contracción media

La figura 28, muestra los datos estadísticos para la contracción media fuerte y la figura 29 muestra el rango de límites para la contracción media fuerte.

Análisis contracción media fuerte

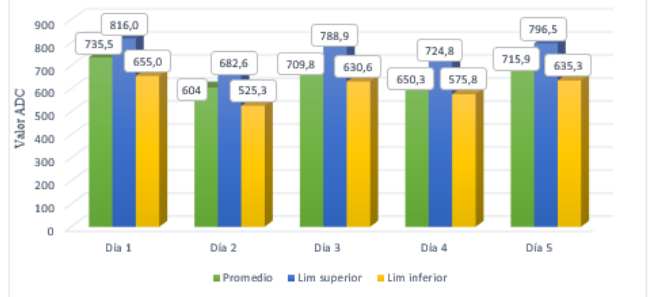


Fig. 28. Datos estadísticos para la contracción media fuerte

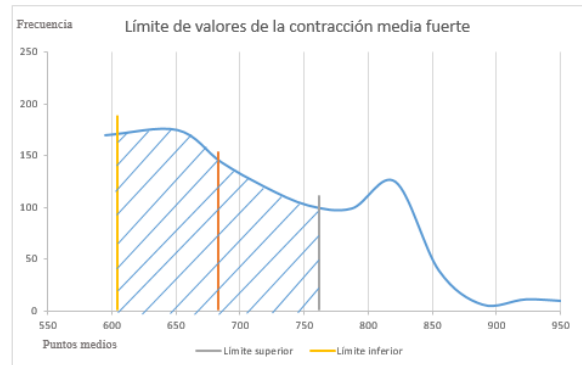


Fig. 29. Rango de límites para la contracción media fuerte

La figura 30, muestra los datos estadísticos para la contracción fuerte y la figura 31 muestra el rango de límites para la contracción fuerte.



Fig. 30. Datos estadísticos para la contracción fuerte

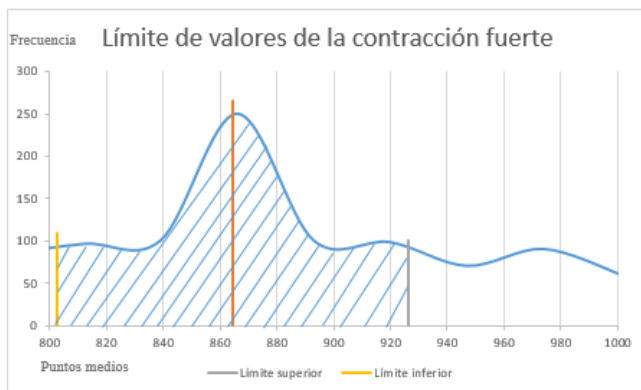


Fig. 31. Rango de límites para la contracción fuerte

G. IMPLEMENTACIÓN DEL SOFTWARE

En la figura 32 se muestra el diagrama de flujo de la programación realizada

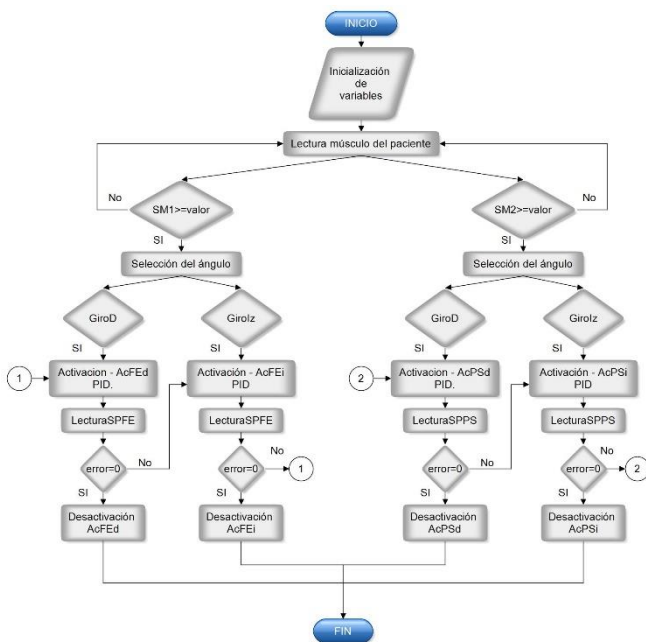


Fig. 32. Datos estadísticos para la contracción fuerte

VIII. 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 33 a) y b) se muestra las vistas laterales del prototipo ensamblado con todas las partes que lo componen tanto mecánicas como electrónicas.



Fig. 33. Prototipo ensamblado

Los niveles del ensamblaje electrónico que se encuentra en el interior del ensamblaje se muestran en la figura 34 a) mientras que la figura 34 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.

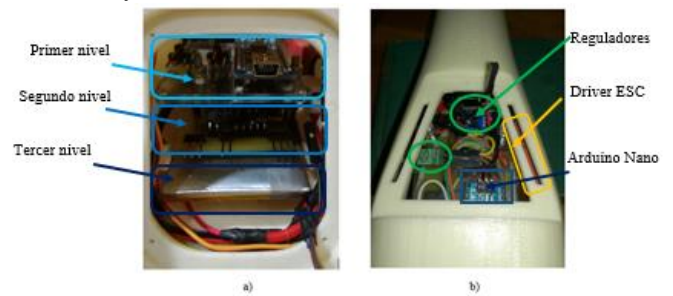


Fig. 34. Vistas del ensamblaje electrónico del prototipo

- **Resultado de movimientos**

Contracción muscular leve

La señal electromiográfica cuando el paciente realiza una contracción muscular leve correspondiente al movimiento de flexión-extensión se muestra en la figura 35 a) y para la prono-supinación en la figura 35 b). En las cuales se observa que las contracciones musculares del paciente están dentro de los rangos definidos en el análisis y la contracción se mantiene activa durante un tiempo.

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 35 c) correspondiente a 70°. Para el movimiento de prono-supinación se posicionará en 50° de supinación como se muestra en la figura 35 d).

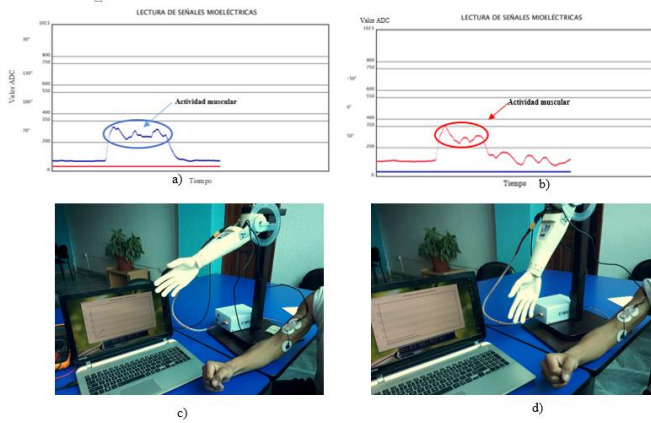


Fig. 35. Movimientos de la contracción leve

Contracción muscular media

La señal electromiográfica cuando el paciente realiza una contracción muscular media correspondiente al movimiento de flexión-extensión se muestra en la figura 36 a) y para la pronosupinación en la figura 36 b). En las cuales se observa que las contracciones musculares del paciente están dentro de los rangos definidos en el análisis y la contracción se mantiene activa durante un tiempo.

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 36 c) correspondiente a 100° . Para el movimiento de pronosupinación se posicionará en 0° como se muestra en la figura 36 d).

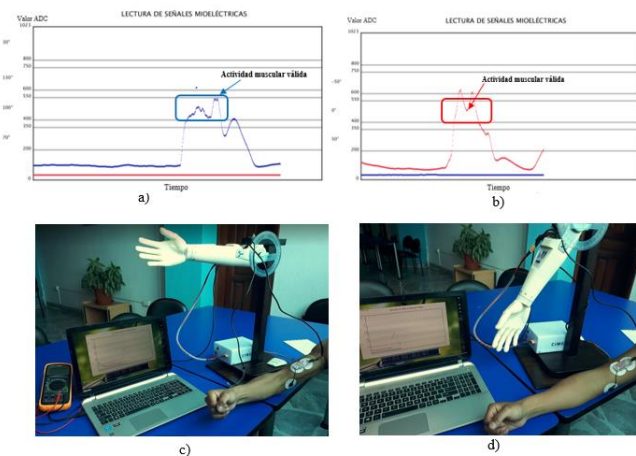


Fig. 36. Movimientos de la contracción media

Contracción muscular media fuerte

La señal electromiográfica cuando el paciente realiza una contracción muscular media fuerte correspondiente al movimiento de flexión-extensión se muestra en la figura 37 a) y para la pronosupinación en la figura 37 b). En las cuales se observa que las contracciones musculares del paciente están dentro de los rangos definidos en el análisis y la contracción se mantiene activa durante un tiempo.

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 37 c) correspondiente a 130° . Para el movimiento de pronosupinación se posicionará en 50° de pronación como se muestra en la figura 37 d).

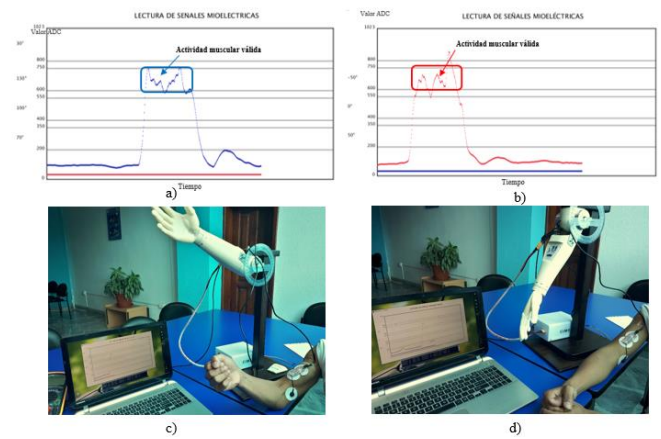


Fig. 37. Movimientos de la contracción media fuerte

Contracción muscular fuerte

Las señales obtenidas mientras el paciente realiza una contracción muscular fuerte correspondiente al movimiento de flexión-extensión se muestran en la figura 3.38 a). La contracción fuerte se encuentra dentro del cuarto rango de valores. Si la señal se encuentra activa durante un tiempo se seleccionará un ángulo, cuando la señal EMG vuelva a pasar por los anteriores niveles de valores no realizará ningún movimiento.

Si la actividad muscular del paciente se encuentra dentro del rango la prótesis se encuentra en el ángulo que se muestran en la figura 3.38 b).

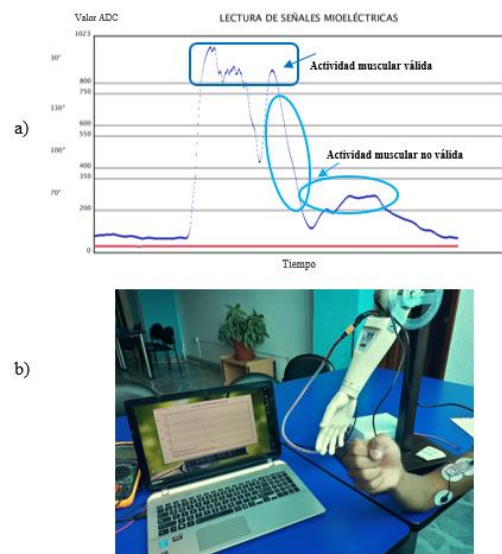


Fig. 38. Movimientos de la contracción fuerte

IX. 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 permite 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.

X. REFERENCIAS

- [1] Tapia, P. (2017). *Prototipo compacto de codo con movimientos integrados de Flexión-Extensión y Prono-Supinación: Diseño Mecánico*. Ibarra: Universidad Técnica del Norte.
- [2] Digital, I. P. IPC. Disponible en: <http://es.ipcdigital.com/2015/10/13/crean-en-japon-un-brazo-electronico-un-90-mas-barato/> [Accedido: 18-JUL-2016]
- [3] A. Méndez, "Construcción de una articulación mecatrónica de codo con movimientos de flexión-extensión y pronosupinación del antebrazo," Trabajo de grado, Ingeniería en Mecatrónica, Universidad Técnica del Norte, Ibarra, 2016.
- [4] Yépez, D. P. (2016). *Tarjeta de adquisición y tratamiento de señales eléctricas provenientes del cuerpo humano*. Ibarra: Universidad Técnica del Norte.
- [5] Brazeiro J., Petraccia S. y Valdés M. (2015). *Mano controlada por señales musculares*. Montevideo: Universidad de la República.

- [6] Massó et. al. (2010). *Aplicaciones de la electromiografía de superficie en el deporte*. España: Universitat Ramon Llull.
- [7] Pololu. Pololu. Obtenido de Sensor de músculo V3: <https://www.pololu.com/product/2726>. [Accedido: 30-ene-2017]
- [8] Pérez, G. R. E., & González, R. O. (2016). *Prototipo de adquisición de señales biológicas utilizando Arduino*. La Habana, CUBA: Editorial Universitaria.
- [9] Mazzone, V. (2002). *Controladores PID*. Universidad Nacional de Quilmes.
- [10] Castañeda M. B., Cabrera A. F., Navarro Y., Wietse de Vries. (2010). *Procesamiento de datos y análisis estadísticos utilizando SPSS*. Porto Alegre: EDIPUCRS.
- [11] Alvarado Jorge y Obagi Juan. (2008). *Fundamentos de inferencia estadística*. Colombia: Pontificia Universidad Javeriana.
- [12] Ricard Boqué, Alicia Maroto. (S.f.). *El análisis de la varianza (ANOVA)*. Universitat Rovira i Virgili.
- [13] Fajardo Caballos, J. G. (2016). *Análisis cinemático durante la marcha mediante el Modelo Oxford del Pie*. Sevilla : Escuela Técnica Superior de Ingeniería.
- [14] 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.
- [15] Clinicalgate. *Elbow*. Obtenido de <https://clinicalgate.com/elbow-3/>. [Accedido: 12-jul-2017]
- [16] BRT. *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>. [Accedido: 16-feb-2017]
- [17] Oteyra, E., Lam E., Hernández C., Carrillo A., Ramírez A. (2005). *Geometría Analítica y Trigonometría*. México: Pearson Educación.
- [18] 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.