

UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA

Facultad de Ingeniería



**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE
ADQUISICIÓN Y
ADECUACIÓN DE SEÑALES EMG**

Trabajo de graduación presentado por

Manuel Armando Contreras Flores

para optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería Electrónica

Guatemala

2016

**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE
ADQUISICIÓN Y
ADECUACIÓN DE SEÑALES EMG**

UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA

Facultad de Ingeniería



**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE
ADQUISICIÓN Y
ADECUACIÓN DE SEÑALES EMG**

Trabajo de graduación presentado por

Manuel Armando Contreras Flores

para optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería Electrónica

Guatemala

2016

Vo. Bo.:

(f) 
MSc. Roberto Enrique Saravia Fernández

Tribunal Examinador:

(f) 
MSc. Carlos Alberto Esquit Hernández

(f) 
MSc. Miguel Enrique Zea Arenales

(f) 
MSc. Roberto Enrique Saravia Fernández

Fecha de aprobación: Guatemala 05 de diciembre de 2016

PREFACIO

Este proyecto fue inspirado por el deseo de crear una nueva interfaz entre el ser humano y los dispositivos eléctricos, y de esta forma innovar en el área de la electrónica. Innovar es un reto que pone al máximo la creatividad del ser humano y por lo tanto se enfrentaron muchos desafíos al inicio de este trabajo; los más relevantes fueron la falta de conocimiento sobre la biología de las señales EMG, el funcionamiento de los electrodos y de su localización óptima en el cuerpo humano, y los circuitos encargados de acondicionar las señales EMG. El proyecto desarrollado, presentado en este documento, se limita al acondicionamiento de las señales EMG provenientes de los músculos esqueléticos del antebrazo. Las señales EMG acondicionadas se entregan a un módulo ajeno a este trabajo, y este se encargará de traducirlas en comandos predefinidos.

ÍNDICE

Lista de cuadros	IX
Lista de figuras	X
Resumen	XII
I. Introducción	1
II. Objetivos	4
A. Objetivo general	4
B. Objetivos específicos	4
III. Justificación	5
IV. Marco teórico	6
A. Anatomía fisiológica del músculo esquelético	6
1. Músculo esquelético y fibras del músculo esquelético.	6
2. Mecanismo general de la contracción muscular.	6
B. Músculos del antebrazo	7
1. Compartimiento superficial	7
2. Compartimiento intermedio.	8
3. Compartimiento profundo.	8
C. Señales y Electroodos EMG	9
1. Origen de la señal electromiográfica.	9
a. Generación del potencial de acción intracelular.	9
b. Etapa de reposo	10
c. Etapa de despolarización.....	10
d. Etapa de repolarización.....	10
2. Propagación del potencial de acción.....	10
a. Distribución del potencial de acción al interior de la fibra muscular	11
D. Electromiografía de superficie	12
1. Recomendaciones europeas sobre la posición de los electrodos.	14
2. Amplitud de las señales EMG y la fuerza de contracción muscular.....	14
3. Consideraciones en la estimación de la amplitud de las señales EMG.....	15
E. Acondicionamiento de la señal EMG	15

1.	Amplificador de instrumentación.....	15
2.	Filtros analógicos.....	16
a.	Filtro pasa altas.....	16
b.	Filtro pasa bajas.....	18
3.	Filtrado digital.....	19
a.	Conversión analógica-digital de una señal EMG.....	19
b.	Filtros IIR y FIR.....	19
1)	Filtros IIR.....	19
2)	Filtros FIR.....	20
V.	Antecedentes.....	22
VI.	Metodología.....	23
VII.	Resultados.....	25
A.	Prototipos y pruebas del circuito sensor de señales EMG.....	25
B.	Ajustes del prototipo.....	25
C.	Esquema final del circuito.....	26
D.	Posicionamiento de los electrodos en el antebrazo.....	27
E.	Conversión analógico-digital y comunicación.....	28
F.	Filtrado digital.....	30
G.	Análisis de la intensidad de la señal EMG vs fuerza.....	36
H.	Modelo de la intensidad de la señal EMG vs fuerza.....	39
I.	Pruebas sobre el modelo obtenido.....	40
VIII.	Análisis de resultados.....	45
IX.	Conclusiones.....	53
X.	Recomendaciones.....	54
XI.	Bibliografía.....	55
XII.	Glosario.....	56

LISTA DE CUADROS

Cuadro 1. Figuras de mérito generales para un filtro.....	16
Cuadro 2. Coeficientes de la regresión lineal.	39
Cuadro 3. Pruebas elaboradas sobre la regresión lineal.	40
Cuadro 4. Pruebas elaboradas sobre la regresión lineal después de mover los electrodos.	40
Cuadro 5. Pruebas elaboradas sobre la regresión lineal de Jonathan L.....	41
Cuadro 6. Pruebas elaboradas sobre la regresión lineal de Rodrigo M.....	42
Cuadro 7. Pruebas elaboradas sobre la regresión lineal Rafael M.....	43
Cuadro 8. Pruebas elaboradas sobre la regresión lineal de María F. M.	43

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Organización general de los músculos esqueléticos.....	7
Figura 2. Músculos del compartimiento superficial del antebrazo.	7
Figura 3. Articulaciones de los dedos de la mano.....	8
Figura 4. Músculos del compartimiento intermedio del antebrazo.....	8
Figura 5. Músculos del compartimiento profundo del antebrazo.	9
Figura 6. Etapas de la propagación de un potencial de acción.	11
Figura 7. Interconexiones de las fibras musculares con los túbulos T.	12
Figura 8. Propagación del potencial de acción dentro de los túbulos T.	12
Figura 9. Señales EMG obtenidas con distintas distancias entre electrodos de superficie.....	14
Figura 10. Esquema de un amplificador de instrumentación.....	15
Figura 11. Figuras de mérito para un filtro pasa altas con características ideales.	17
Figura 12. Esquema de un filtro pasa altas analógico.	17
Figura 13. Diagrama de ganancia y de fase (diagrama de Bode) de un filtro pasa altas con características reales.....	18
Figura 14. Diagrama de un filtro pasa bajas con características ideales.	18
Figura 15. Esquema de un filtro pasa bajas analógico.	18
Figura 16. Diagrama de ganancia y de fase (diagrama de Bode) de un filtro pasa bajas con características reales.....	19
Figura 17. Diagrama de la ganancia de un filtro digital FIR pasa banda.	21
Figura 18. Diagrama de la fase de un filtro digital FIR pasa banda.....	21
Figura 19. Dispositivo empleado para medir la fuerza ejercida por la mano.	24
Figura 20. Señal EMG de los bíceps, proveniente de la etapa de pre-amplificado.....	25
Figura 21. Señal EMG, originaria de la etapa de pre-amplificación, con el músculo completamente relajado.....	26
Figura 22. Señal EMG acondicionada, lista para ser digitalizada.	26
Figura 23. Diagrama final esquemático del circuito adquisidor y acondicionador de las señales EMG.....	26
Figura 24. Posicionamiento final de los electrodos.	27
Figura 25. Señal EMG obtenida de la muñeca.	27
Figura 26. Estructura de los paquetes de datos enviados desde el DSPIC a la computadora.	28
Figura 27. Señal de prueba obtenida con el protocolo de verificación, función $\text{sen}(120t)$	28
Figura 28. Señal de prueba cuadrada con 200Hz, obtenida con el protocolo de verificación.	29
Figura 29. Señal obtenida sin protocolo de verificación del orden de los datos.	29
Figura 30. Etapa de filtrado 1. Diagrama de bode del filtro digital IIR Notch e IIR pasa baja Butterworth.....	30
Figura 31. Etapa de filtrado 1. Retraso de grupo del filtro IIR notch e IIR pasa baja Butterworth.....	30
Figura 32. Etapa de filtrado 2. Diagrama de bode del filtro digital pasa banda FIR.....	31
Figura 33. Etapa de filtrado 2. Retraso de grupo del filtro FIR pasa banda.	31
Figura 34. Etapa de filtrado 3. Diagrama de bode del filtro IIR notch y el filtro FIR pasa baja. ..	32

Figura 35. Etapa de filtrado 4. Retraso de grupo del filtro IIR notch y un filtro FIR pasa baja. ...	32
Figura 36. Señal EMG cruda, sin filtrado.....	33
Figura 37. Señal EMG filtrada por un filtro IIR notch y un filtro IIR Butterworth 10 orden, etapa de filtrado 1.	33
Figura 38. Espectro de una señal EMG filtrada por un filtro IIR notch y un filtro IIR Butterworth 10 orden, etapa de filtrado 1.....	33
Figura 39. Señal EMG filtrada por un FIR pasa banda con frecuencias de corte de 70Hz y 600Hz, etapa de filtrado 2.	34
Figura 40. Espectro de una señal EMG filtrada por un FIR pasa banda con frecuencias de corte de 70Hz y 600Hz, etapa de filtrado 2.	34
Figura 41. Señal EMG filtrada por un IIR notch y un pasa baja con frecuencia de corte de 600Hz, etapa de filtrado 3.	35
Figura 42. Espectro de una señal EMG filtrada por un IIR notch y un pasa baja con frecuencia de corte de 600Hz, etapa de filtrado 3.....	35
Figura 43. Comparación de las señales EMG, ajustadas en su retraso, con distintos métodos de filtrado.	36
Figura 44. Señal EMG con el antebrazo relajado.	37
Figura 45. Señal EMG obtenida al comprimir el dispositivo a 1 cm.	37
Figura 46. Señal EMG obtenida al comprimir el dispositivo a 2 cm.	38
Figura 47. Señal EMG obtenida al comprimir el dispositivo a 3 cm.	38
Figura 48. Señal EMG obtenida al comprimir el dispositivo a 4 cm.	38
Figura 49. Elongación vs la intensidad de la señal EMG y recta de la regresión lineal obtenida de Manuel C.	40
Figura 50. Elongación vs la intensidad de la señal EMG y recta de la regresión lineal obtenida de Jonathan L.....	41
Figura 51. Elongación vs la intensidad de la señal EMG y la recta de la regresión lineal obtenida de Rodrigo M.....	42
Figura 52. Elongación vs la intensidad de la señal EMG y recta de la regresión lineal obtenida de Rafael M.	42
Figura 53. Elongación vs la intensidad de la señal EMG y recta de la regresión lineal obtenida de María F. M.	43
Figura 54. Elongación vs la intensidad de la señal EMG y recta de la regresión lineal obtenida de Alejandro S.	44

RESUMEN

Este trabajo de graduación se enfocó en la obtención de señales producidas por las contracciones voluntarias de los músculos esqueléticos conocidas como EMG (acrónimo de la palabra en inglés “*Electromyography*”). Las señales EMG son empleadas en diversas disciplinas científicas, por ejemplo, en medicina, para evaluar la salud del músculo, y en ingeniería, para realizar nuevas interfaces entre el usuario y el dispositivo. En otras palabras, las señales EMG se pueden emplear para innovar en las formas de interactuar con la tecnología. Este trabajo de graduación se enfoca en desarrollar un dispositivo que pueda tomar las señales superficiales EMG de la piel, que las pueda amplificar, procesar y posteriormente entregar a un dispositivo que se encargue de su análisis posterior.

El módulo de adquisición y acondicionamiento de señales EMG en conjunto con el módulo de análisis de señales EMG ofrecen la capacidad de transformar los movimientos de los músculos en acciones predeterminadas en el control de algún dispositivo electrónico. Transformar las señales EMG en comandos resulta muy conveniente para el control de prótesis ortopédicas, cuyo objetivo es restaurar los movimientos perdidos debido a la falta de alguna extremidad. Esto se realizará de mejor forma si la prótesis es controlada a partir de las señales EMG producidas por los músculos ya que esto resultaría en un control más natural y práctico, cómodo.

Fuera de la principal tendencia de emplear las señales EMG para el control de prótesis, el control de dispositivos a partir dichas señales podría ser el futuro de las interfaces humano-maquina. Se podrían vincular acciones, comunes en los dispositivos, con gestos fáciles de recordar; por ejemplo, desbloquear el celular al formar un puño con la mano y apretar.

I. INTRODUCCIÓN

Las señales electromiográficas (EMG, acrónimo de la palabra en inglés), fueron estudiadas por primera vez en Alemania en el año 1912. En 1966 fue fundada la organización internacional de electromiografía y kinesiología (ISEK), que se convirtió en la mayor causa de avances científicos en el área, y en 1988 aprobó el “*Journal of Electromyography and Kinesiology*”. [7]

Una gran motivación en el estudio de las señales EMG yace en el hecho de que estas son producidas en los músculos esqueléticos; la humanidad podría aprender acerca del funcionamiento del cuerpo humano a partir de la información contenida en dichas señales, cuyo potencial es inmensurable. Las primeras aplicaciones para las señales EMG fueron dedicadas al control de prótesis; esta aplicación recibió el nombre de “*myoelectric control*” y fue demostrado en el año 1940.

El Megaproyecto Anima inició el interés por las interfaces biológicas en la Universidad de Valle de Guatemala. Siguiendo la tendencia marcada por esta investigación, se desarrollaron varios Megaproyectos que emplearon las señales eléctricas generadas por los procesos biológicos para vincularlas con acciones predefinidas en algún dispositivo electrónico. El presente trabajo de graduación continúa con la línea de investigación sobre las interfaces biológicas humano-máquina, al desarrollar las herramientas requeridas para obtener las señales necesarias para ser interpretadas por algún módulo de identificación de patrones o de identificación de fuerza.

Antes de iniciar con la adquisición de las señales, es necesario tener cierto conocimiento sobre el origen biológico de las señales. Los músculos tienen una membrana semipermeable llamada sarcolema, la cual tiene las mismas unidades biológicas que la membrana de las neuronas, bombas de sodio-potasio, bombas de voltaje, entre otros. Por lo tanto, el potencial de acción que activa las fibras musculares tiene la misma dinámica que un potencial de acción neuronal y se llama potencial de acción motriz o “*Motor action potential*”. Las señales EMG son el producto del intercambio de iones que en su mayoría son iones de sodio, iones de potasio o iones de calcio; estos últimos son los responsables de la contracción de los músculos, y los iones de sodio y potasio forman parte de la señal de control del músculo. Las señales eléctricas producidas por los intercambios de iones deben viajar desde su origen en los músculos hasta la superficie de la piel, a través de grasa subcutánea y la piel misma. Las capas de tejidos biológicos que se encuentran entre los músculos y la superficie de la piel actúan como filtros analógicos que atenúan las señales y limitan el espectro de las señales originadas en los músculos. [7] La adquisición de las señales EMG superficiales requiere que se tomen medidas correctivas acerca de la atenuación debida a los tejidos.

La etapa analógica de este trabajo de graduación se encargó de amplificar y así contrarrestar la atenuación de las señales originadas en los músculos. Luego de amplificada la señal obtenida de la superficie de la piel, esta se acondicionó para que pudiese ser convertida a una señal digital y enviada hacia una computadora para su análisis posterior. A pesar de que la señal recuperada de la superficie de la piel fue filtrada de manera analógica, una etapa de filtrado digital fue necesaria. La fase digital del proyecto implementó varias etapas (propuestas) de filtrado digital para poder determinar qué etapa sería la más conveniente para emplear, según las características temporales y espectrales de la señal filtrada.

Las señales EMG son un “reflejo” de las señales de control que el cuerpo produce para que los músculos se contraigan generando la fuerza empleada para el movimiento del cuerpo. Una analogía en el ámbito de la electrónica se obtiene al considerar a los músculos como un motor DC y las señales EMG como una señal analógica que controla los actuadores por medio del voltaje de alimentación; si es necesario que los actuadores incrementen su actividad (más fuerza de salida), la señal de control (la señal EMG) debe incrementar su amplitud para obtener la respuesta deseada. Una situación similar sucede con los músculos del cuerpo al exigir un incremento en la fuerza de algún movimiento, el cual se ve acompañado de un incremento en la intensidad de las señales EMG. Para algunos músculos, la relación entre la fuerza y la amplitud EMG es lineal [6].

Los sistemas biológicos, como el cuerpo humano, están sujetos a cambios constantes en su mayoría debidos a las condiciones a las que están expuestos, por ejemplo, el cansancio, el estrés, la falta de sueño, entre otros, que pueden afectar significativamente en las condiciones del sistema. Esta característica dinámica es el reto más grande a superar en el estudio y desarrollo de interfaces humano-máquina que empleen alguna señal biológica para traducirla en comandos de control.

El control de las prótesis por medio de las señales EMG es una de las aplicaciones que le han dedicado más interés y esfuerzo. Una característica importante del funcionamiento de las prótesis (de prótesis transradiales, por ejemplo) es la fuerza de agarre. El presente trabajo de graduación pretende iniciar una nueva línea de investigación en el tema de la determinación de la fuerza a partir de las señales EMG, este primer enfoque determinará qué tan atractivo es el tema para que se le dé continuidad en el futuro.

Algunos de los retos para determinar la fuerza aplicada respecto de la intensidad de las señales EMG fueron afrontados en este trabajo de graduación con el objetivo de desarrollar un modelo matemático que permita la identificación de la fuerza aplicada del grupo muscular del antebrazo a partir de la intensidad de las señales EMG.

Adicionalmente, se propone una forma de medir la intensidad EMG que no es mencionada en las referencias que sirvieron de guía para la elaboración de este proyecto. Después de analizar las señales EMG, en el dominio del tiempo, se identificó la tendencia de las señales de incrementar los voltajes pico a pico cuando los músculos generadores de esta señal aumentan la fuerza ejercida. Con base en el conocimiento adquirido y la tendencia observada, se desarrolló un algoritmo que mide y promedia los voltajes pico a pico de los paquetes de muestras disponibles. Con los resultados del algoritmo anterior, se procedió a determinar un modelo lineal entre la fuerza ejercida por los músculos del antebrazo con la amplitud EMG.

II. OBJETIVOS

A. OBJETIVO GENERAL

- Desarrollar un dispositivo que sea modular, confiable, capaz de obtener y filtrar señales EMG, por medio de la implementación de un sistema que realizará adquisición analógica, filtrado analógico y digital, entregando una señal lista para ser analizada por un módulo posterior.

B. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Adquirir, amplificar y adecuar las señales EMG provenientes de dos grupos musculares del antebrazo.
- Diseñar un sistema de filtrado digital para las señales provenientes de cada grupo muscular.
- Implementar un protocolo de comunicación para transferir la señal procesada al sistema de análisis de señales EMG.
- Analizar las señales EMG obtenidas para extraer información de intensidad de contracción muscular.

III. JUSTIFICACIÓN

Autores y exalumnos graduados de la Universidad del Valle de Guatemala realizaron la publicación de un Megaproyecto que consiste en la implementación de una interfaz no convencional que empleó las señales EMG [5]. Megaproyectos previos y posteriores al trabajo realizado por los autores de [1] han empleado las señales EMG como interfaz entre el ser humano y las acciones predefinidas de algún dispositivo, pero cada nuevo trabajo de graduación que desee este tipo de interfaz debe de iniciar su módulo correspondiente desde cero. Entonces, se proporcionará una propuesta que sea fácil de usar y confiable, que evite la investigación de un tema ya ampliamente tratado en Megaproyectos anteriores. Este trabajo de graduación optimizará la realización de Megaproyectos que les interese una interfaz no convencional, reduciendo el tiempo invertido en realizar un trabajo similar al propuesto, al brindar un módulo comprobado de extracción y filtrado de señales EMG.

El resultado final de este trabajo brindará la señal a ser analizada posteriormente por otro módulo, por lo general una red neural, y se enfocará en la extracción fluida e ininterrumpida del procesamiento de señales EMG.

IV. MARCO TEÓRICO

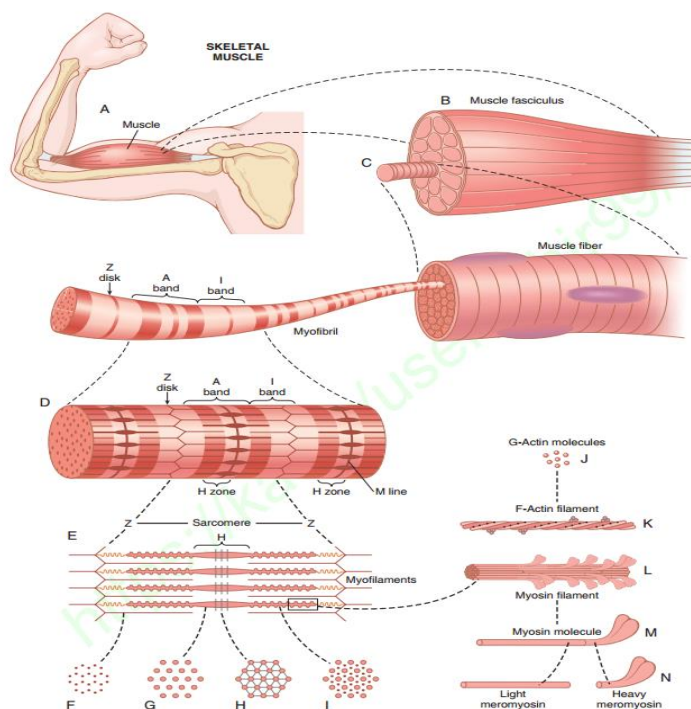
A. ANATOMÍA FISIOLÓGICA DEL MÚSCULO ESQUELÉTICO

1. Músculo esquelético y fibras del músculo esquelético. Es el encargado de ejecutar los movimientos de traslación del cuerpo. Un ejemplo de esta categoría son los músculos involucrados al caminar. Alrededor de un 40% del cuerpo humano es músculo esquelético y un 10% es músculo liso y cardiaco. La organización general de los músculos esqueléticos se muestra en la Figura 1; en general, está compuesto por fibras con un diámetro que varía en el rango de 10 a 80 micrómetros. Todas las fibras tienen la longitud del músculo, a excepción del 2%, y están inervadas por una terminal nerviosa en la longitud media. [2]

2. Mecanismo general de la contracción muscular. La contracción muscular se puede dividir en ocho pasos. [2]

- a. Un potencial de acción viaja a lo largo de una fibra nerviosa motora hasta las fibras del músculo.
- b. En cada extremo, el nervio secreta una pequeña cantidad del neurotransmisor “*acetylcholine-gated*”.
- c. La *acetylcholine* actúa en una pequeña área de la fibra del músculo para abrir los canales sensibles a este neurotransmisor.
- d. Los canales abiertos permiten que iones de sodio se difundan dentro de la membrana de la fibra muscular. Esto causa que se origine una despolarización local que abre los canales de voltaje de sodio que inician un potencial de acción en la membrana.
- e. El potencial de acción viaja por la fibra muscular de la misma forma con la que viajaría por una fibra nerviosa.
- f. Ocurre una despolarización en el centro de la fibra muscular, debido al potencial de acción. Esto causa que el retículo sarcoplasmático libere iones de calcio.
- g. Los iones de calcio causan fuerzas de atracción entre las proteínas de las fibras musculares, causando su contracción.
- h. Después de una fracción de segundo, los iones de calcio son bombeados de regreso al retículo sarcoplasmático y son almacenados hasta que un nuevo potencial de acción llega a las fibras musculares.

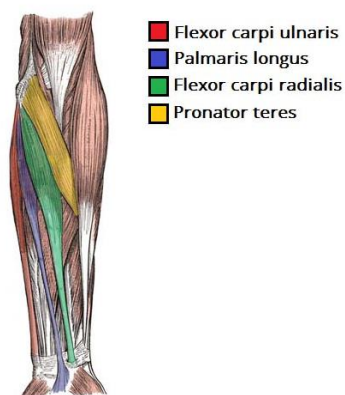
Figura 1. Organización general de los músculos esqueléticos.



B. MÚSCULOS DEL ANTEBRAZO

1. Compartimiento superficial. Los músculos del compartimiento superficial se muestran en la Figura 2. El flexor *carpi ulnaris* se encarga de flexionar y de la aducción de la muñeca; el *palmaris longus* se encarga de flexionar la muñeca; el flexor *carpi radialis* se encarga de la flexión y aducción de la muñeca; y el *pronator teres* se encarga de la pronación de la muñeca. [4]

Figura 2. Músculos del compartimiento superficial del antebrazo.



2. Compartimiento intermedio. Los músculos del compartimiento intermedio se muestran en la Figura 4. El flexor *digitorum superficialis* se encarga de flexionar la muñeca y las articulaciones metacarpofalángicas de los dedos de la mano (Figura 3), a excepción del pulgar. [4]

Figura 3. Articulaciones de los dedos de la mano.

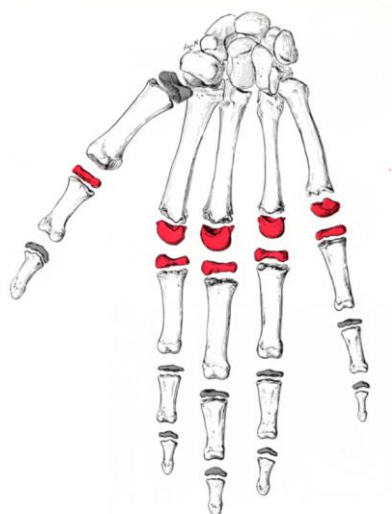
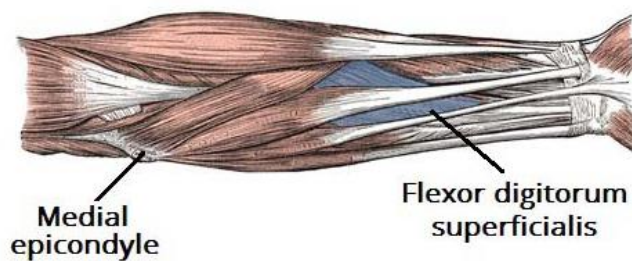


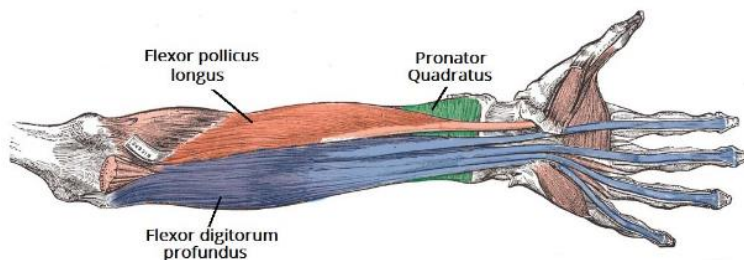
Figura 4. Músculos del compartimiento intermedio del antebrazo.



3. Compartimiento profundo. Los músculos del compartimiento profundo se muestran en la Figura 5. El flexor *digitorum profundus* es el único músculo que puede flexionar las articulaciones interfalángicas distantes, que son las últimas articulaciones mostradas en la Figura 3. El flexor *pollicis longus* flexiona las articulaciones interfalángicas medias, las articulaciones que

se encuentran en medio de los dedos y la articulación del dedo pulgar. El *pronator quadratus* se encarga de la pronación del antebrazo. [4]

Figura 5. Músculos del compartimiento profundo del antebrazo.



C. SEÑALES Y ELECTRODOS EMG

Las señales EMG son la representación de los potenciales eléctricos generados por la despolarización de la membrana muscular externa (el sarcolema). El tejido que separa la fuente de estas señales con los electrodos se denomina el volumen de conducción, y determina las propiedades de las señales EMG, como el contenido espectral o la distancia máxima donde será apreciable esta señal. [3]

1. Origen de la señal electromiográfica.

a. Generación del potencial de acción intracelular. El interior de la fibra muscular se encuentra a -80 o -90 mV, es negativo dentro de la célula respecto del medioambiente dentro del cuerpo humano. El voltaje intramuscular se mantiene constante debido a la acción de las bombas de sodio-potasio, las cuales trabajan contra el gradiente de concentración de iones que fluyen a través de la membrana, cuando el músculo está en reposo. El impulso nervioso que es transmitido a través de la neurona motora, llega a la terminal muscular y causa la emisión del neurotransmisor acetilcolina en el espacio que separa las dendritas con la membrana muscular; esto excita la sección de la membrana que forma parte de la unión neuromuscular y da como resultado un gradiente de potencial entre la membrana y sus alrededores. La formación de un gradiente de potencial eléctrico provoca una corriente de entrada, que se da a través de la zona de despolarización, y corresponde a este cambio de potencial. La zona de despolarización se propaga a lo largo de la fibra muscular, de manera similar a una reacción en cadena, y se propaga a lo largo de las fibras musculares hasta los tendones. [3]

Cada potencial de acción inicia con un cambio súbito en el potencial de la membrana, el cual cambia de un valor de reposo, normalmente se mantiene alrededor de -80 a -90 mV, hacia un potencial positivo que luego rápidamente regresa al potencial de reposo. Los estados del potencial

eléctrico en un punto de la membrana durante un potencial de acción se pueden dividir en tres fases: potencial de reposo, despolarización y repolarización, [3] estos son ilustrados en la Figura 6.

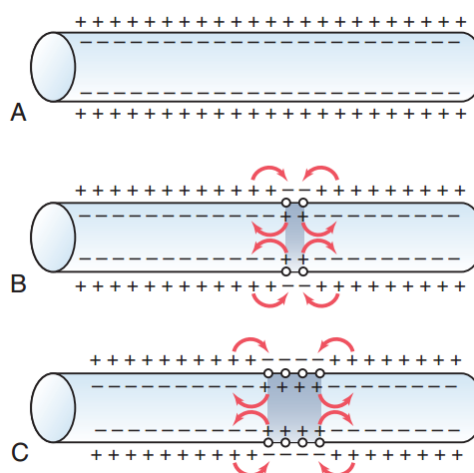
b. Etapa de reposo Corresponde al potencial al que se encuentra el interior de la membrana celular antes de que empiece algún potencial de acción. Durante esta etapa la membrana esta polarizada debido a los -90 mV iniciales. [2]

c. Etapa de despolarización Esta etapa se caracteriza por que la membrana, de manera instantánea, pasa a ser permeable a los iones de sodio. La nueva permeabilidad de la membrana permite que una gran cantidad de iones de sodio entre a su interior, lo que neutraliza el potencial de reposo debido a la carga positiva de dichos iones. La cantidad de iones que entran en exceso puede provocar que el potencial de esta adquiera valores positivos, fenómeno que se conoce como “*overshoot*”. [2]

d. Etapa de repolarización Después de unas diez milésimas partes de segundo de que la permeabilidad de la membrana incrementó, los canales de sodio empiezan a cerrarse y los canales de potasio activados por voltaje se abren más de lo normal. Luego, una gran cantidad de iones de potasio se difunde velozmente fuera de la membrana; la pérdida de estos iones con carga positiva restablece el voltaje de reposo dentro de la membrana. [2]

2. Propagación del potencial de acción. Cuando un potencial de acción excita un punto de la membrana, usualmente el voltaje inducido tiene efecto sobre las vecindades de la membrana excitada. Este voltaje provoca que los canales de sodio activados por voltaje vecinos se abran más y permitan que la membrana sea permeable a los iones de sodio, lo que produce un potencial de acción en las vecindades del punto excitado inicialmente. De esta forma, se propaga el potencial de acción a lo largo de la membrana muscular. Esta reacción en cadena se puede ver en la Figura 6, donde la fase A corresponde a una membrana en reposo, estado en equilibrio. Se aplica un estímulo en la membrana, fase B, lo que inicia un potencial de acción. Los voltajes debidos al potencial de acción inician potenciales de acción en los puntos vecinos al punto inicial, fase C. [2]

Figura 6. Etapas de la propagación de un potencial de acción.



a. Distribución del potencial de acción al interior de la fibra muscular La fibra muscular es lo suficientemente grande para que los potenciales de acción sobre la membrana superior no tengan una corriente penetrante significativa en el músculo. Sin embargo, una contracción completa del músculo requiere que una corriente penetre dentro de su totalidad. Los túbulos transversales (túbulos T) tienen el objetivo de dispersar los potenciales de acción dentro del músculo. Estos penetran desde un extremo de la membrana muscular hasta el otro extremo, de manera que se encuentran transversales a las fibras musculares, como se muestra en la Figura 7 y en la Figura 8. Los túbulos se encuentran abiertos al ambiente exterior de la fibra muscular, por lo que contienen fluido extracelular dentro de ellos. Los potenciales de acción que se propagan en la membrana superior pueden desplazarse a lo largo de los túbulos T gracias al fluido extracelular y a la membrana que conforma dicho túbulo. Al propagarse a lo largo de los túbulos T causan que la membrana muscular libere iones de calcio dentro de las fibras musculares. [2]

Figura 7. Interconexiones de las fibras musculares con los túbulos T.

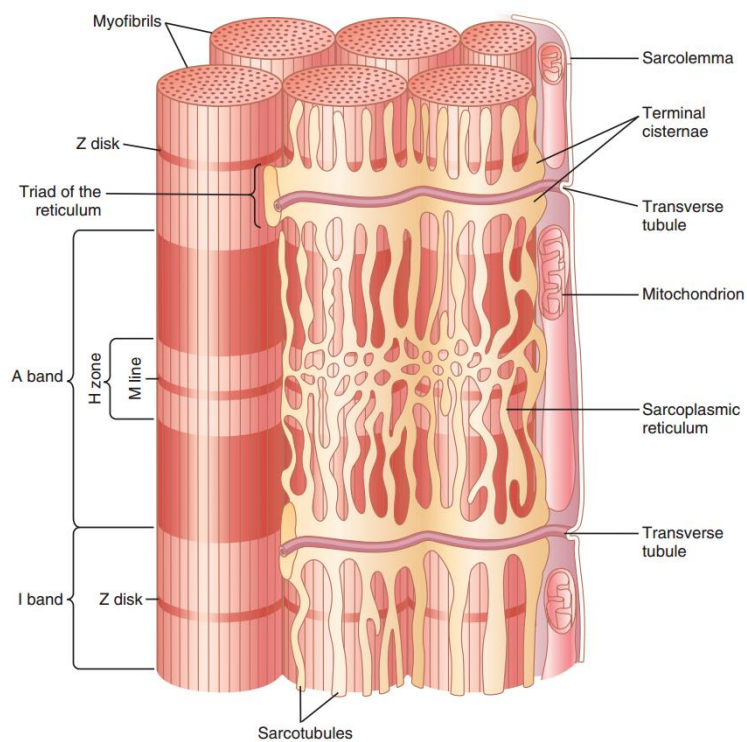
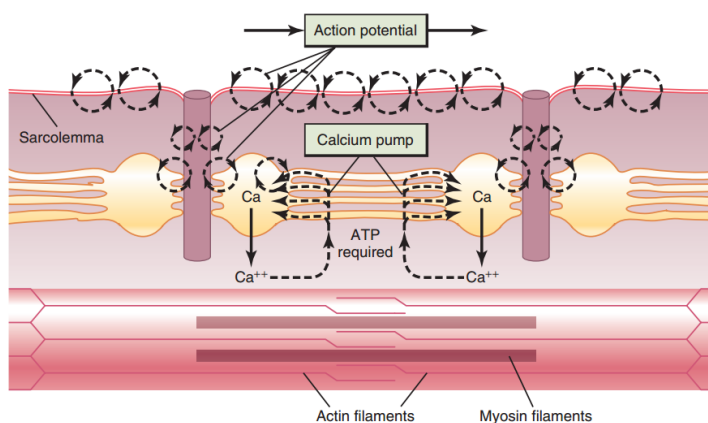


Figura 8. Propagación del potencial de acción dentro de los túbulos T.



D. ELECTROMIOGRAFÍA DE SUPERFICIE

La piel puede considerarse como una frontera entre dos medios, uno consiste en capas conductivas no homogéneas y espacio anisótropo (piel, tejido subcutáneo y músculo) que contiene varias fuentes de voltajes eléctricos, y el otro medio es un aislante, el aire. Los intercambios iónicos que toman lugar en los músculos, que en su mayoría son iones de calcio, producen un potencial

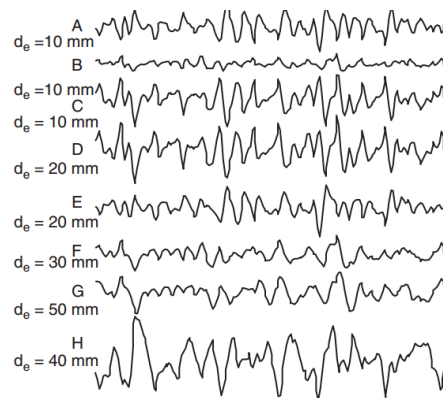
bidimensional en la superficie de la piel. La referencia de los potenciales generados en la piel se localiza en un punto donde los potenciales generados por los músculos de interés no afecten la región de la piel donde se localiza la referencia. [6]

La primera configuración con la que se iniciaron los experimentos con electrodos de superficie fue la mono-polar, en la cual se considera que el electrodo mide el potencial en un punto de la piel y que el amplificador tiene una impedancia infinita; sin embargo, esta configuración es poco realista porque el electrodo tiene un área de contacto real, una impedancia de contacto compleja y el amplificador tiene una impedancia finita [6]. Un electrodo consiste en una superficie metálica en contacto con la piel y existen cuatro consideraciones a tomar: [6]

- La piel es un tejido moderadamente conductor compuesto por células que en su interior la mayoría consiste en soluciones electrolíticas; la superficie metálica de un electrodo es un material altamente conductor lo que da lugar a que la interfaz sea intrínsecamente ruidosa
- La interfaz entre el electrodo y la piel forma una impedancia dependiente de la frecuencia e incorpora una componente DC debido al potencial generado por el contacto de un metal y una solución electrolítica, lo que se conoce como efecto de Batería.
- El metal que está en contacto con la piel forzaría a que el área de contacto sea equipotencial, lo que modifica el potencial eléctrico en las vecindades del electrodo.
- La impedancia de entrada de un buen EMG amplificador es modelada como un resistor de 10^9 o $10^{12} \Omega$ en paralelo con un capacitor de 2 o 10 pF y, por lo tanto, es dependiente de la frecuencia.

Respecto al efecto Batería, un pensamiento lógico sería que el voltaje DC se anularía al emplear dos electrodos y un amplificador de instrumentación. Este no es el caso ya que las condiciones en ambos electrodos no son idénticas y los voltajes DC generados podrían variar a causa de cambios fisiológicos. [6]

Figura 9. Señales EMG obtenidas con distintas distancias entre electrodos de superficie.



1. Recomendaciones europeas sobre la posición de los electrodos. La iniciativa europea SENIAM (de sus siglas en inglés *Surface Electromyography for Noninvasive Assessment of Muscles*), inició en 1996 para realizar un estándar para facilitar el intercambio de información y la reproducción de experimentos. [6]

La distancia entre electrodos está definida como la distancia desde el centro de un electrodo hasta el centro del otro electrodo, que estén en una configuración bipolar. Se recomienda que esta distancia sea de 20 mm y que el centro de los electrodos bipolares esté en la inervación o en los tendones del músculo a estudiar. [6]

Las consideraciones sobre el posicionamiento óptimo de los electrodos, según sea el interés, puede depender de la placa de grasa subcutánea, de la inclinación de las fibras respecto de los electrodos, la distribución de las velocidades de conducción de la señal EMG a lo largo de las fibras musculares, la distancia entre electrodos, y la presencia de la interferencia debido a otros grupos musculares. [6]

2. Amplitud de las señales EMG y la fuerza de contracción muscular. La fuerza producida por un músculo depende de dos mecanismos, la activación de fibras musculares y de la frecuencia a la que estas son estimuladas. De forma similar a la fuerza generada, la amplitud de las señales EMG depende de la cantidad de fibras musculares activadas y de la frecuencia de activación. Por ejemplo, al duplicar la cantidad de fibras musculares activas o al duplicar la frecuencia de activación, bajo los supuestos teóricos de una señal simple, la señal EMG incrementa por un factor de $\sqrt{2}$. Duplicar la frecuencia de activación de una fibra muscular hace que la fibra estimulada produzca menos que el doble de la fuerza inicial. Estas dos características no lineares

se compensan entre sí, lo que produce una relación casi lineal entre la fuerza de contracción de un músculo del antebrazo con la amplitud de las señales EMG. [1]

3. Consideraciones en la estimación de la amplitud de las señales EMG. La localización de los electrodos superficiales influye significativamente en la relación entre la fuerza aplicada con la intensidad de las señales EMG. Las condiciones del músculo afectan en la relación fuerza/EMG, como la longitud del músculo, su temperatura, fatiga, entre otros. En particular, un músculo fatigado genera señales EMG con mayor amplitud cuando se comparan con las señales generadas por el mismo músculo sin fatiga, cuando en ambos casos se genera la misma fuerza constante. [1]

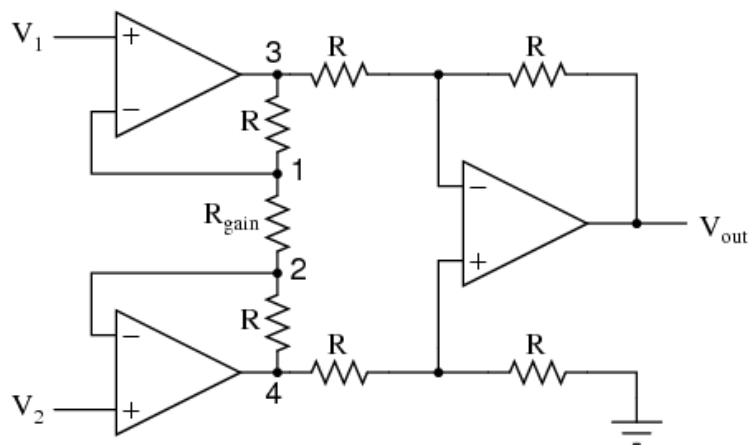
E. ACONDICIONAMIENTO DE LA SEÑAL EMG

1. Amplificador de instrumentación. La pre-amplificación es la primera etapa en el acondicionamiento de la señal analógica proveniente de los electrodos de superficie, la cual tiene el propósito de elevar el voltaje de la señal EMG para que esta pueda ser procesada analógicamente por las siguientes etapas. La topología usual se muestra en la Figura 10. La función de transferencia asociada a este circuito se obtiene al resolver en el dominio de Laplace para $\frac{V_o}{V_2 - V_1}$ y el resultado es la Ecuación 1.

Ecuación 1.

$$\frac{V_o}{V_2 - V_1} = 1 + \frac{2R}{R_{gain}}$$

Figura 10. Esquema de un amplificador de instrumentación.



2. Filtros analógicos. Un filtro analógico activo es una red de componentes discretos y amplificadores operacionales, que tiene como objetivo procesar una señal analógica para que la salida de este coincida con las características de diseño definidas, y estas son especificadas en el dominio de la frecuencia o en el tiempo.

Un filtro analógico, como su nombre lo indica, procesará la señal analógica e idealmente eliminará todo el contenido espectral que se encuentre por debajo o encima de la frecuencia de corte. En la práctica un filtro no elimina el contenido espectral de forma drástica, más bien lo elimina de forma gradual, y también puede afectar la amplitud de la señal, entre otros. Esto da lugar a que un filtro sea caracterizado por medio de los atributos y regiones del diagrama de Bode del filtro, que modificarán la señal. Estas regiones y atributos se conocen como figuras de mérito mostradas en Figura 11.

Cuadro 1. Figuras de mérito generales para un filtro.

Figura de mérito	Descripción
Frecuencia de corte	Frecuencia que indica qué parte del espectro será eliminado, dependiendo del filtro se podría eliminar las frecuencias menores o mayores.
Banda de aceptación o banda de paso	Región en el espectro de la señal analógica que el filtro no elimina o que deja “pasar” a través de este.
Máxima pérdida (Ap)	Delimita qué tanto puede variar la ganancia del espectro que se encuentre en la banda de paso.
Banda de rechazo	Región en el espectro de la señal analógica que el filtro elimina o que “rechaza”.
Mínima atenuación (As)	Delimita qué tanto puede variar la ganancia del espectro que se encuentre en la banda de rechazo.

a. Filtro pasa altas Como su nombre lo indica, este tipo de filtros eliminarán el contenido espectral que tenga una frecuencia menor que la frecuencia de corte; las figuras de mérito de este filtro se muestran en la Figura 11. El diagrama del filtro empleado para limitar el espectro de la señal de interés se muestra en la Figura 12, su función de transferencia general se muestra en la Ecuación 2, y el diagrama de Bode cuando $R1 = R2 = 22\text{ K}\Omega$ y $C1 = C2 = 0.1\mu\text{F}$ se muestra en la Figura 13.

Figura 11. Figuras de mérito para un filtro pasa altas con características ideales.

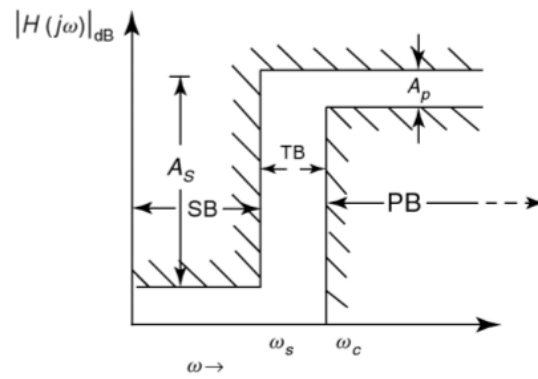
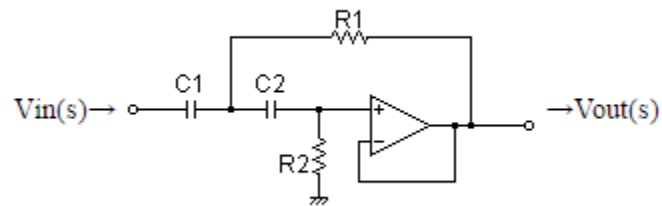


Figura 12. Esquema de un filtro pasa altas analógico.



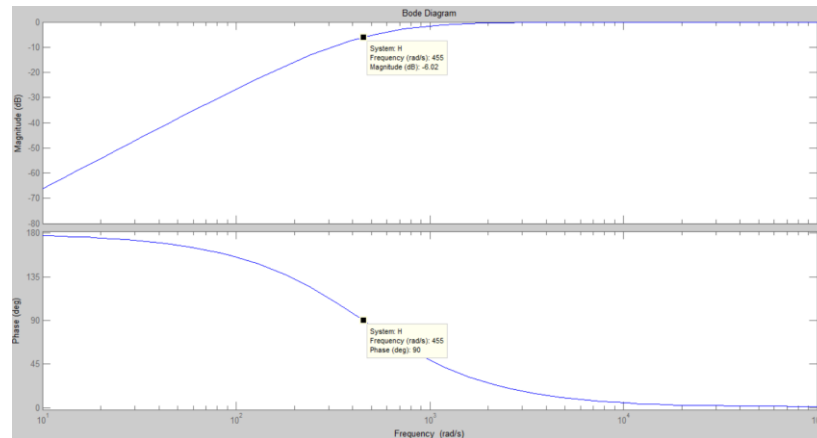
Ecuación 2.

$$\frac{V_O}{V_I} = \frac{s^2}{s^2 + s \left(\frac{1}{C_1 R_2} + \frac{1}{R_2 C_2} \right) + \frac{1}{R_1 R_2 C_1 C_2}}$$

Ecuación 3.

$$\frac{V_O}{V_I} = \frac{s^2}{s^2 + 909.091s + 206611.57025}$$

Figura 13. Diagrama de ganancia y de fase (diagrama de Bode) de un filtro pasa altas con características reales.



b. Filtro pasa bajas Como su nombre lo indica, este tipo de filtros eliminarán el contenido espectral que tenga una frecuencia mayor que la frecuencia de corte; las figuras de mérito de este filtro se muestran en la Figura 14. El diagrama del filtro empleado para limitar el espectro de la señal de interés se muestra en la Figura 15, su función de transferencia general se muestra en la

Ecuación 4, la función de transferencia y sus figuras de mérito correspondientes al filtro, cuando $R1 = R2 = 16 \text{ K}\Omega$ y $C1 = C2 = 0.01 \mu\text{F}$, se muestran en la Ecuación 5, y el diagrama de Bode en la Figura 16.

Figura 14. Diagrama de un filtro pasa bajas con características ideales.

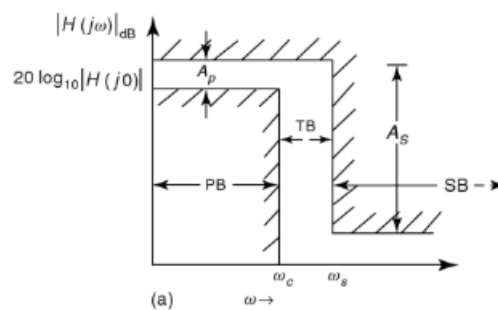
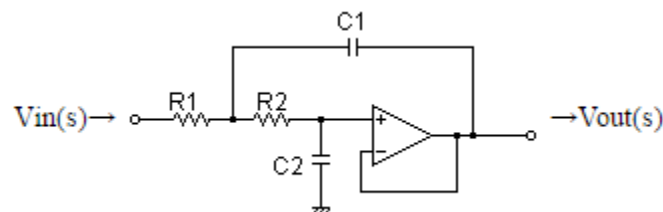


Figura 15. Esquema de un filtro pasa bajas analógico.



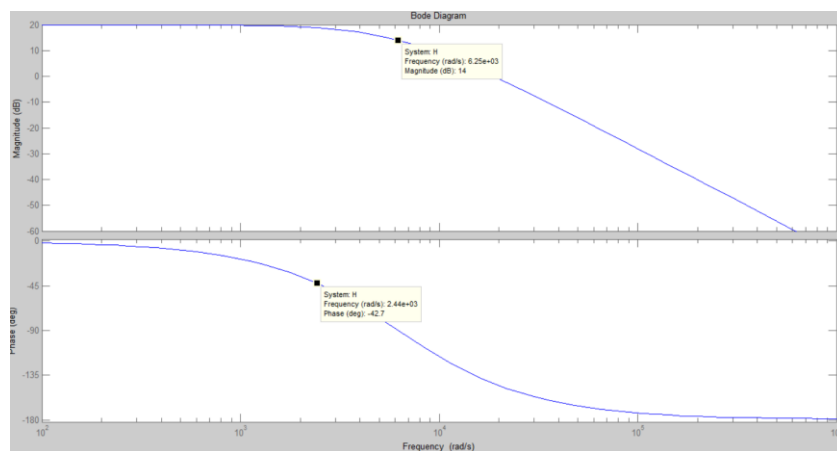
Ecuación 4.

$$\frac{V_O}{V_I} = \frac{1}{s^2 + s \left(\frac{1}{C_1 R_2} + \frac{1}{R_2 C_2} \right) + \frac{1}{R_1 R_2 C_1 C_2}}$$

Ecuación 5.

$$\frac{V_O}{V_I} = \frac{39062500}{s^2 + 12500s + 39062500}$$

Figura 16. Diagrama de ganancia y de fase (diagrama de Bode) de un filtro pasa bajas con características reales.



3. Filtrado digital.

a. Conversión analógica-digital de una señal EMG El teorema de Nyquist indica que la frecuencia mínima de muestreo debe de ser el doble de la frecuencia máxima de la señal a muestrear. El espectro de interés de las señales EMG por lo general se encuentra en el rango de 20 Hz a 450Hz, por lo que la frecuencia mínima de muestreo es de 900Hz.

b. Filtros IIR y FIR Los filtros digitales procesan las señales eléctricas de forma discreta, toman las muestras y mediante una ecuación de diferencias o convolución discreta se puede modificar el espectro de la señal digitalizada. Los filtros digitales se catalogan en respuesta infinita al impulso (IIR) y respuesta finita al impulso (FIR).

1) Filtros IIR Estos filtros se obtienen al transformar al dominio Z la función de transferencia del filtro deseado (Filtro prototipo). Existen varias transformaciones, como la transformada bilineal, transformada ZOH, entre otras.

2) Filtros FIR Estos filtros se diseñan a partir de un filtro ideal; el proceso consiste en definir las características ideales deseadas y luego obtener la respuesta al impulso de este filtro. La respuesta obtenida se transforma al dominio Z para obtener la ecuación de diferencias.

$$H(w) = 1 \leftrightarrow |w| \leq w_c, 0 \leftrightarrow |w| > w_c$$

La respuesta al impulso es:

Ecuación 6.

$$h(t) = \frac{\sin(w_c t)}{\pi t}$$

Antes de transformar Ecuación 6 al dominio Z, es necesario que realice un muestreo con un periodo igual a T de la respuesta al impulso.

$$h(n) = \sum_{n=-k}^k \frac{\sin(w_c t)}{\pi t} \delta(t - nT) = \frac{\sin(w_c nT)}{\pi nT}$$

En el dominio Z queda como:

$$H(z) = \sum_{n=-k}^k \left(\frac{\sin(w_c t)}{\pi t} \right) z^{-n}$$

Si se define $k = 50$, el diagrama de Bode para la ganancia se muestra en la Figura 17 y el diagrama de fase se muestra en la Figura 18.

Figura 17. Diagrama de la ganancia de un filtro digital FIR pasa banda.

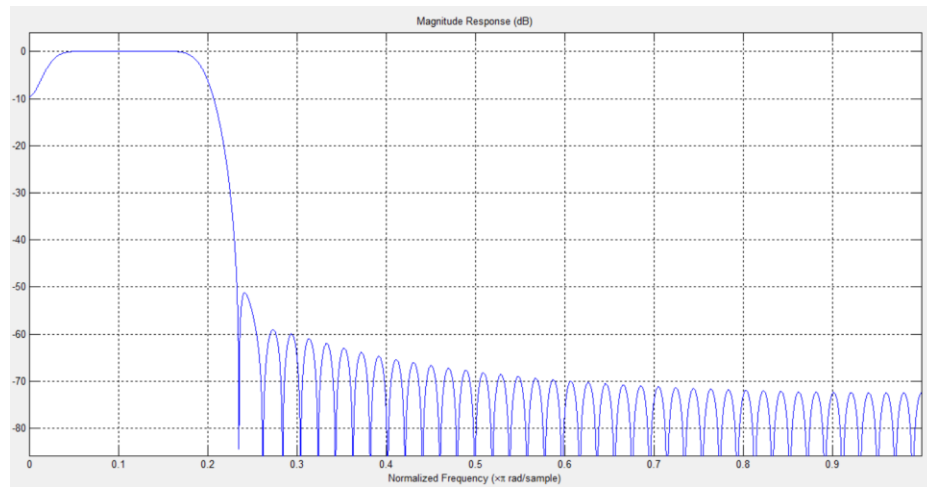
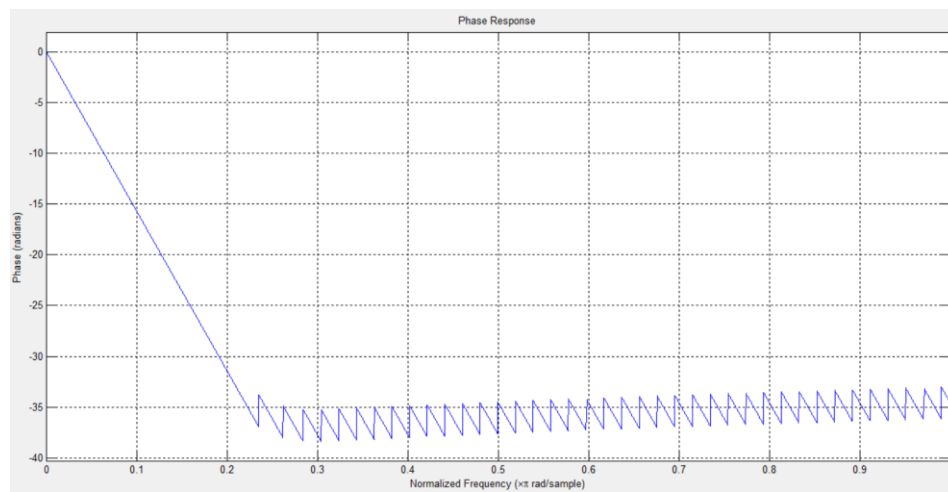


Figura 18. Diagrama de la fase de un filtro digital FIR pasa banda.



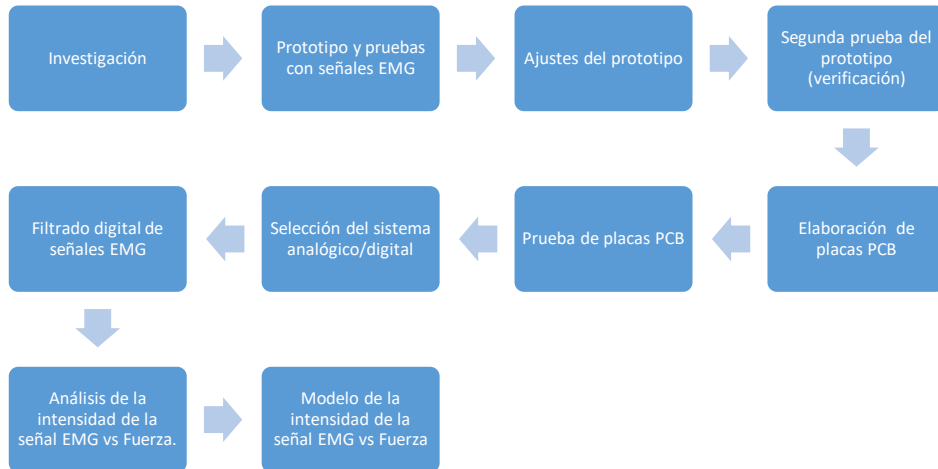
V. ANTECEDENTES

En la Universidad del Valle de Guatemala, en Megaproyectos previos a este trabajo de graduación, se han realizado módulos de obtención y procesamiento de señales EMG. El Megaproyecto ANIMA, concluido en el año 2009, empleó las señales EMG producidas por los músculos que controlan el movimiento de los ojos. En el 2015, se presentó el Megaproyecto Interfaces Biológicas humano-máquina, el cual empleó las señales EMG para dirigir un *drone*, cuyo módulo de adquisición y procesado de señales EMG empleado fue el mismo que se está desarrollando en este trabajo de graduación.

El interés de aplicar nuevas interfaces, en especial las que comunican de manera directa una máquina con un ser vivo, ya estaba previamente establecido por el éxito de los trabajos anteriores. Continuando con la motivación ya existente en los estudiantes de la Universidad del Valle de Guatemala, se elaboró este trabajo de graduación, que pretende ser una guía para los futuros estudiantes que opten por este tipo de interfaces.

VI. METODOLOGÍA

El proceso de desarrollo de este trabajo de graduación se realizó de manera secuencial como se muestra en el siguiente diagrama de flujo.



- **Investigación.** Esta etapa consistió en la recopilación de la información relativa a la generación de señales EMG y su adecuación por medio de métodos analógicos y digitales.
- **Prototipos y pruebas con señales EMG.** Se construyeron las diferentes etapas de filtrado analógico y se conectaron los electrodos a las entradas correspondientes del circuito de pre-amplificación, se evaluaron las características deseadas e indeseadas. La señal pre-amplificada fue conectada a la etapa de filtrado y se evaluaron las características deseadas e indeseadas.
- **Ajustes del prototipo.** Se emplearon medidas correctivas para las características indeseadas de la etapa anterior.
- **Segunda prueba del prototipo.** Se verificó que las correcciones realizadas en realidad corrigieron las características indeseadas de las señales de salida de los componentes del módulo EMG.
- **Elaboración de placas PCB.** Esta etapa consiste en convertir el prototipo en un sistema dedicado, el circuito se elaboró en una placa que contiene el circuito deseado.
- **Selección del sistema analógico/digital.** Se seleccionó el microcontrolador DSPIC 30f4011 como plataforma encargada de la conversión de una señal analógica a digital con salida

serial y por medio de un convertidor de serial a USB, FTDI, las señales fueron transmitidas a una computadora.

- Filtrado digital de las señales EMG. Se determinaron las características deseadas del filtro digital a diseñar y se implementó.
- Análisis de la intensidad de la señal EMG vs Fuerza. La literatura indica que la relación entre la intensidad de las señales EMG con la fuerza de contracción del músculo generador de la señal es lineal. Se realizaron pruebas a distintas fuerzas, con el objetivo de evaluar el comportamiento de la señal EMG cuando se varía la fuerza de contracción del músculo.
- Modelo de la intensidad de la señal EMG vs Fuerza. Se realizó un dispositivo que mide la fuerza ejercida en la mano (Figura 19), y se elaboró una regresión lineal entre la intensidad de la señal EMG producida al momento de que se aplica una fuerza constante y conocida. Se emplearon 40 puntos de medición y luego se empleó el modelo obtenido par indicar la elongación del dispositivo dada una intensidad en la señal EMG.

Figura 19. Dispositivo empleado para medir la fuerza ejercida por la mano.

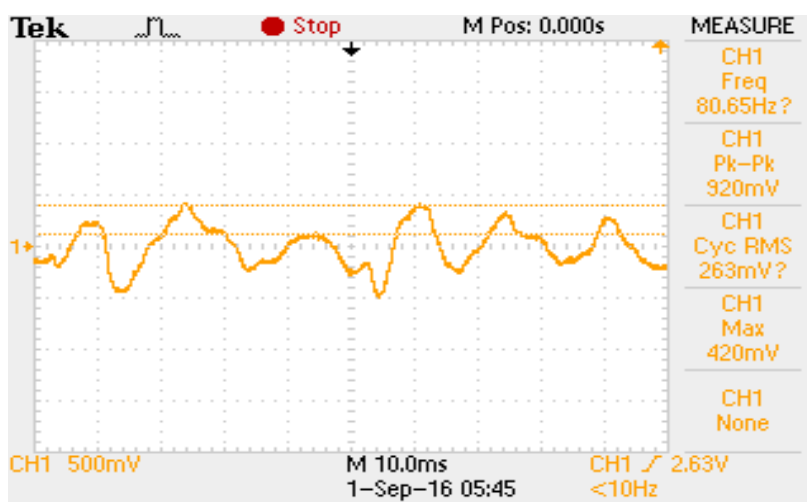


VII. RESULTADOS

A. PROTOTIPOS Y PRUEBAS DEL CIRCUITO SENSOR DE SEÑALES EMG

En un protoboard se armó el circuito de pre-amplificación, el cual es un amplificador de instrumentación (Figura 10). Los electrodos inicialmente se colocaron en las inervaciones de los bíceps y se obtuvo la señal en Figura 20.

Figura 20. Señal EMG de los bíceps, proveniente de la etapa de pre-amplificado.



B. AJUSTES DEL PROTOTIPO

La señal proveniente de la etapa de pre-amplificación muestra ciertas características indeseables como un componente DC (Figura 21) y poca intensidad. Esta señal se filtró analógicamente por medio de un filtro pasa banda, conformado por un filtro pasa baja de segundo orden (Figura 15) en cascada con un filtro pasa alta de segundo orden (Figura 12). Las frecuencias de corte del filtro fueron seleccionadas en 70Hz y 1000Hz. El filtro pasa banda eliminó el componente DC de la señal pre-amplificada y limitó el espectro de la señal EMG. Como penúltima etapa de adecuación, se amplificó la señal proveniente del filtro pasa banda, y la última etapa consistió en agregar un componente DC, para poder muestrear la señal en el DSPIC. La señal final se muestra en la Figura 22.

Figura 21. Señal EMG, originaria de la etapa de pre-amplificación, con el músculo completamente relajado.

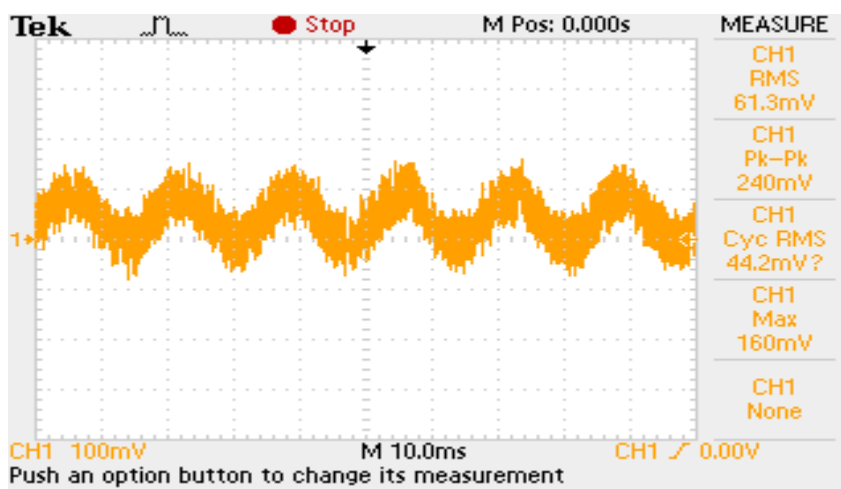
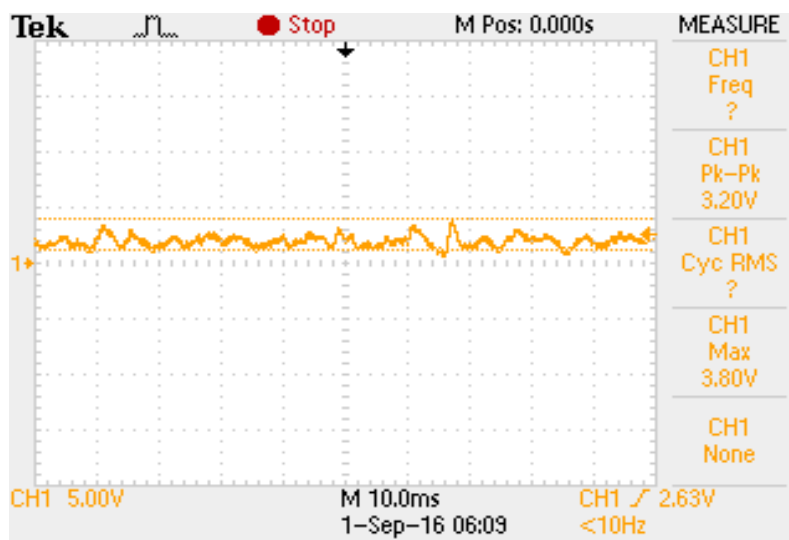
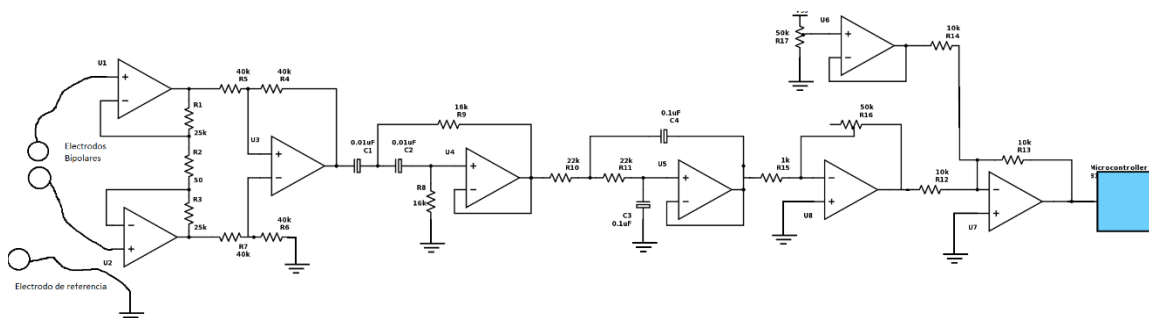


Figura 22. Señal EMG acondicionada, lista para ser digitalizada.



C. ESQUEMA FINAL DEL CIRCUITO

Figura 23. Diagrama final esquemático del circuito adquirente y acondicionador de las señales EMG.



D. POSICIONAMIENTO DE LOS ELECTRODOS EN EL ANTEBRAZO

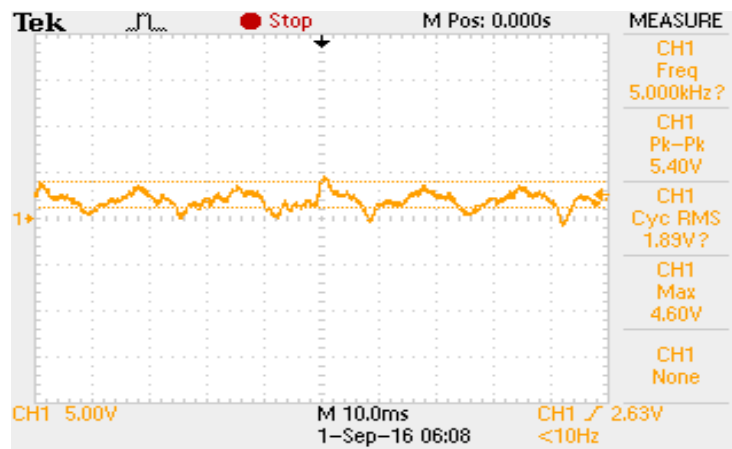
Se buscó una localización donde fuera posible obtener las señales producidas por múltiples músculos. Inicialmente los electrodos se colocaron en la parte del antebrazo cercana al codo, sin embargo, esta posición resultaba complicada de replicar. Los tendones ubicados en las muñecas unen los músculos del antebrazo con los dedos, por lo tanto, los tendones en las muñecas resultan una posición atractiva para analizar las señales producidas por los músculos del antebrazo (Figura 24). Dos señales obtenidas de la muñeca se muestran en la

Figura 22 y Figura 25.

Figura 24. Posicionamiento final de los electrodos.



Figura 25. Señal EMG obtenida de la muñeca.



E. CONVERSIÓN ANALÓGICO-DIGITAL Y COMUNICACIÓN

Las señales EMG fueron convertidas a digital con una tasa de diez mil muestras por segundo. Se empleó el DSPIC 30F4011 como convertidor analógico-digital con una salida serial. Dos módulos del microcontrolador fueron empleados, el convertidor de señales analógicas a digitales y el módulo de comunicación serial. Se empleó un convertidor FTDI para que cualquier programa ejecutado en una computadora pueda obtener los datos provenientes del microcontrolador. Para transmitir la información, se empleó el protocolo de la Figura 26.

Figura 26. Estructura de los paquetes de datos enviados desde el DSPIC a la computadora.

Carácter de inicio de datos	Canal 1	Canal 2
0	Muestra canal 1	Muestra canal 2

Se emplearon señales de prueba para comprobar una comunicación efectiva; estas fueron una función seno con frecuencia de 120Hz y una señal cuadrada con una frecuencia de 200Hz, como se puede ver en la Figura 27 y Figura 28, respectivamente.

Figura 27. Señal de prueba obtenida con el protocolo de verificación, función $\text{sen}(120t)$.

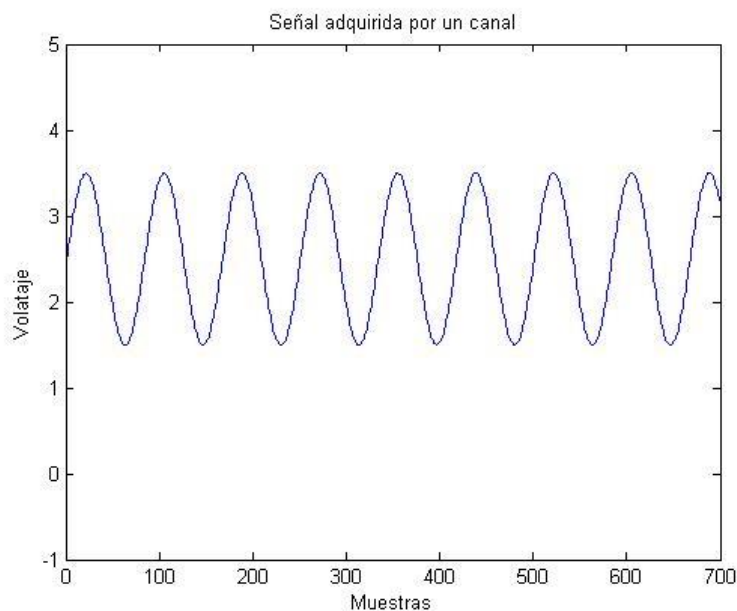
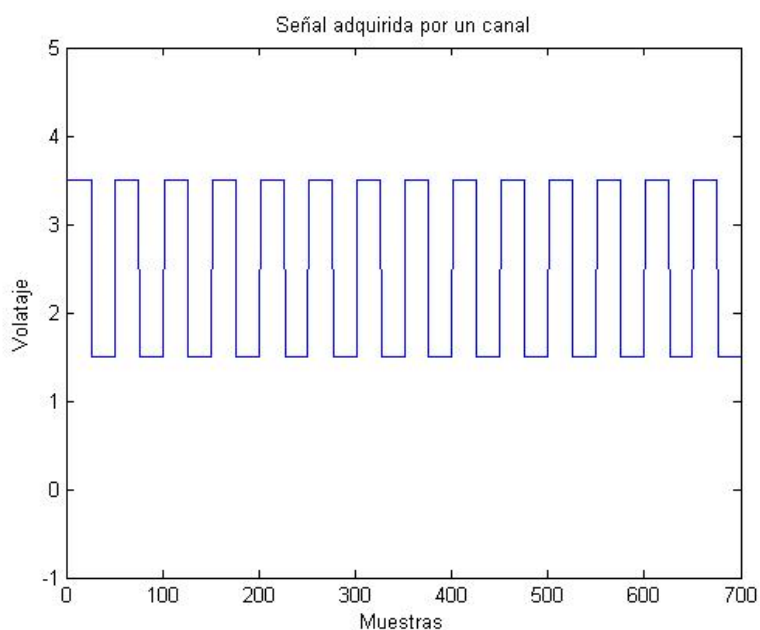
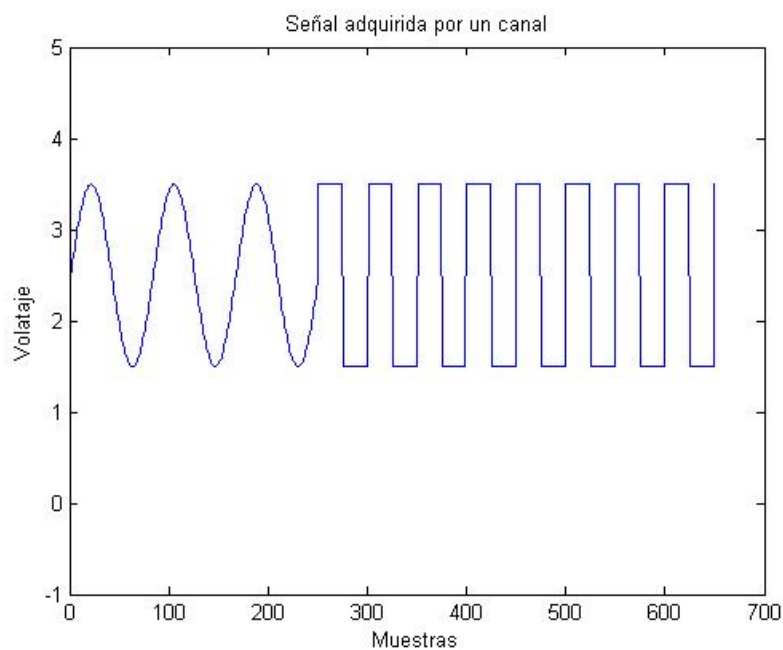


Figura 28. Señal de prueba cuadrada con 200Hz, obtenida con el protocolo de verificación.



En ocasiones, aproximadamente cada 400 paquetes, una de las casillas de la Figura 26 se perdería o intercambiaría posición con otra, si se separaran los datos provenientes del DSPIC sin verificar que la secuencia de datos sea la correcta, se obtendría la Figura 29.

Figura 29. Señal obtenida sin protocolo de verificación del orden de los datos.



F. FILTRADO DIGITAL

Como se puede ver en la Figura 21, existe una señal de interferencia con una frecuencia cercana a los 60 Hz en las señales EMG, y también existe ruido de alta frecuencia, como se puede observar en la Figura 36. El espectro de interés inicia en 20Hz hasta 500Hz [1], por lo que se debe emplear un filtro que elimine la señal de 60Hz sin que altere las frecuencias vecinas, esto implica que debe emplearse un filtro que se aproxime a un filtro ideal. Un filtro digital FIR puede tener características similares a un filtro ideal, como lo indica el diagrama de Bode mostrado en la Figura 32. Luego del filtrado digital, la señal EMG se muestra libre las señales de alta frecuencia y se elimina la señal de 60Hz.

Figura 30. Etapa de filtrado 1. Diagrama de Bode del filtro digital IIR Notch e IIR pasa baja Butterworth.

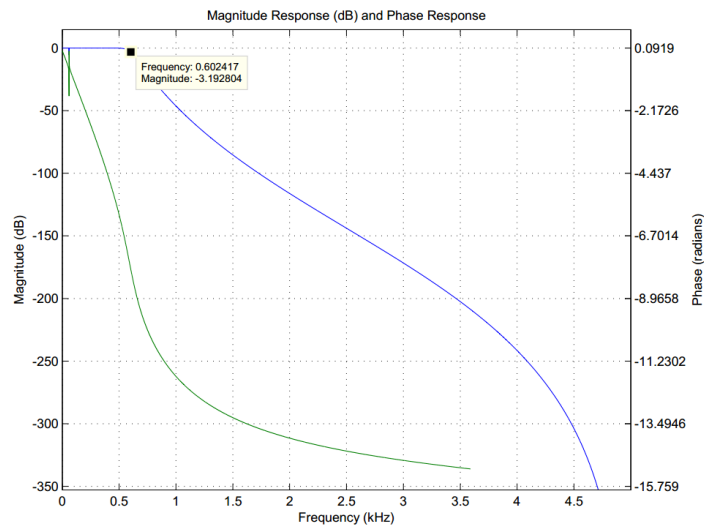


Figura 31. Etapa de filtrado 1. Retraso de grupo del filtro IIR notch e IIR pasa baja Butterworth.

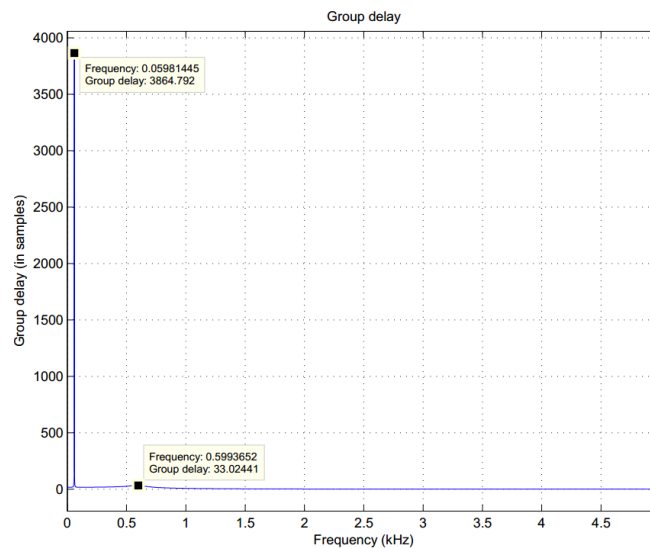


Figura 32. Etapa de filtrado 2. Diagrama de Bode del filtro digital pasa banda FIR.

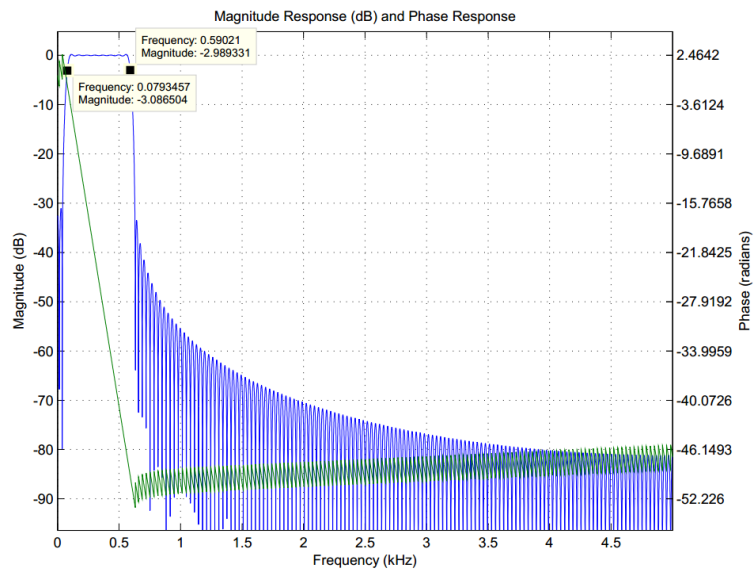


Figura 33. Etapa de filtrado 2. Retraso de grupo del filtro FIR pasa banda.

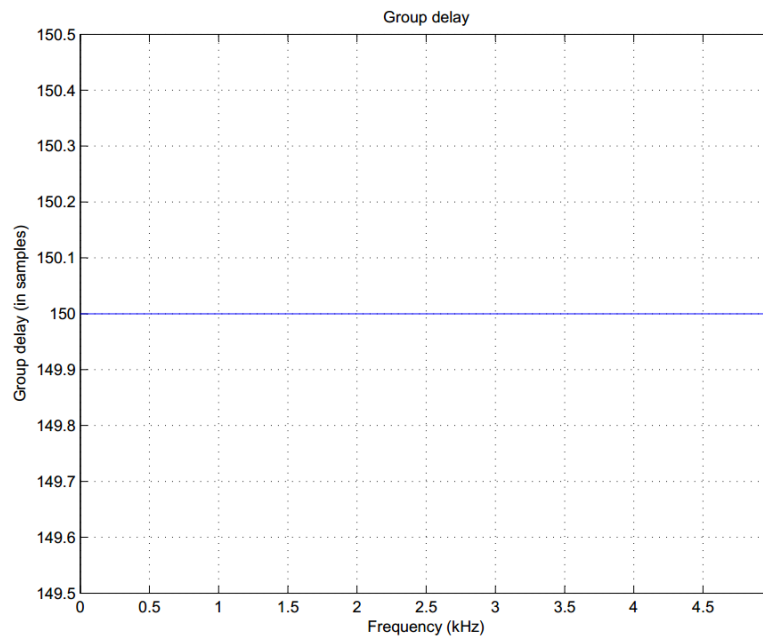


Figura 34. Etapa de filtrado 3. Diagrama de Bode del filtro IIR notch y el filtro FIR pasa baja.

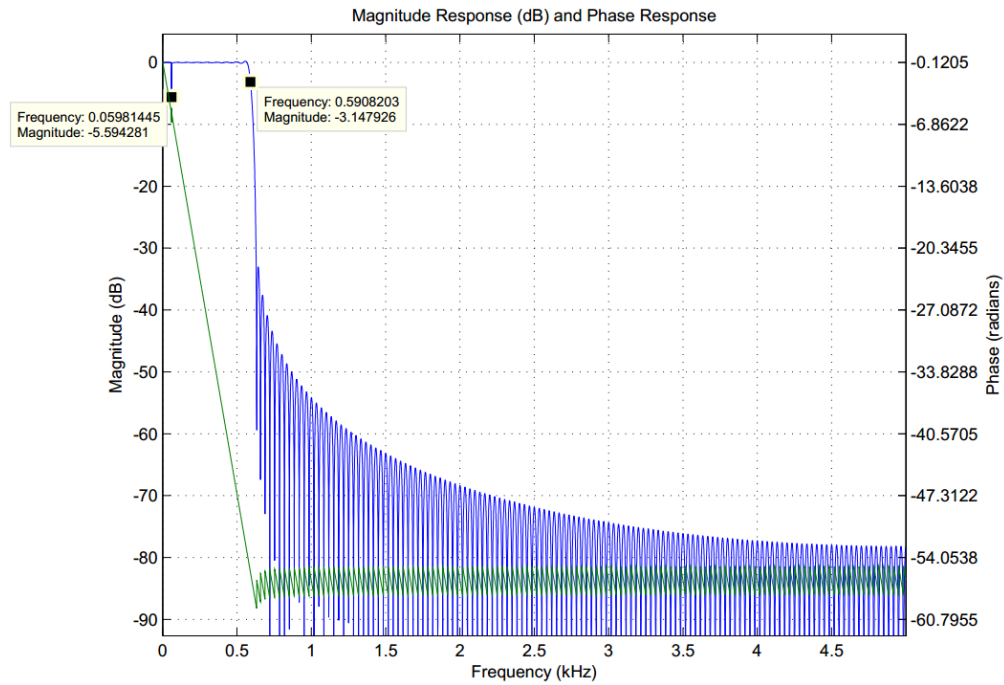


Figura 35. Etapa de filtrado 4. Retraso de grupo del filtro IIR notch y un filtro FIR pasa baja.

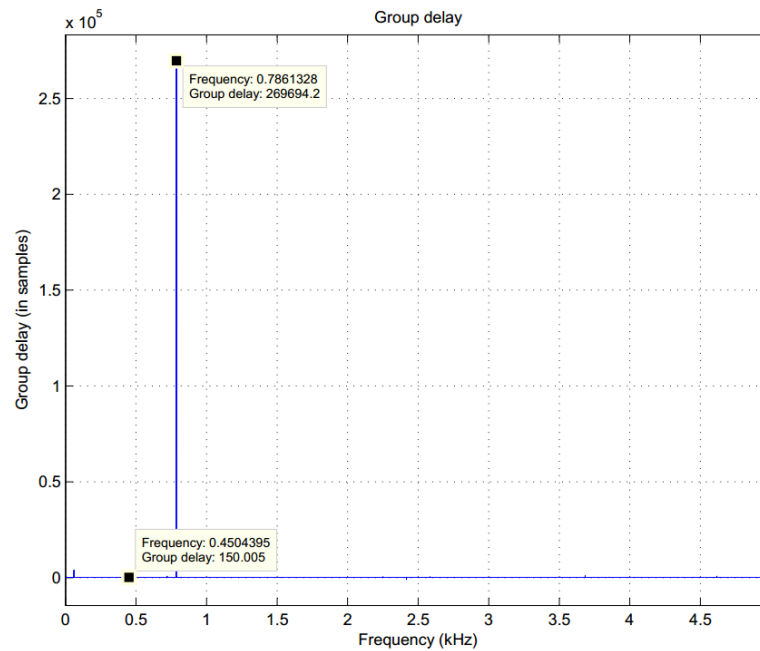


Figura 36. Señal EMG cruda, sin filtrado.

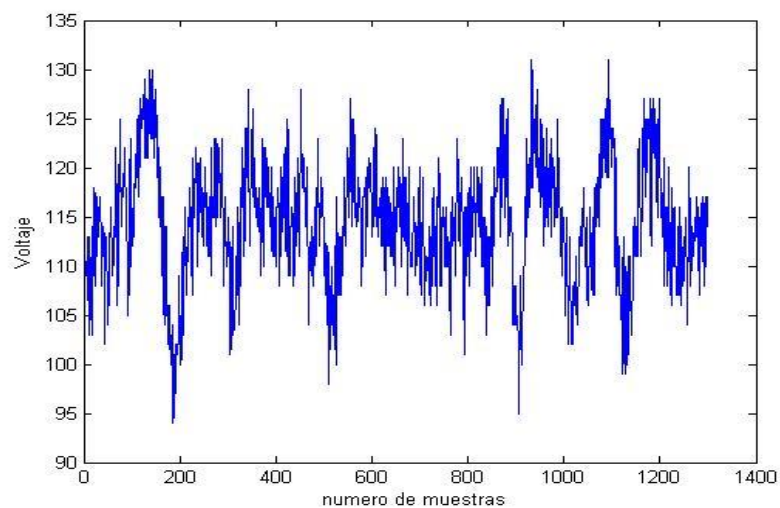


Figura 37. Señal EMG filtrada por un filtro IIR notch y un filtro IIR Butterworth 10 orden, etapa de filtrado 1.

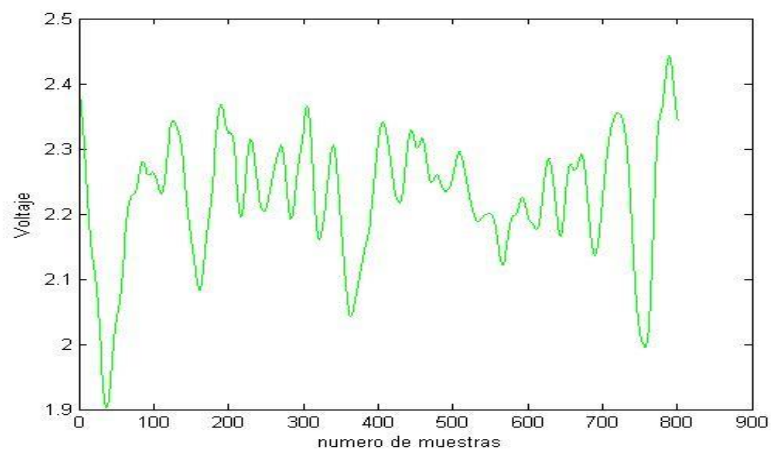


Figura 38. Espectro de una señal EMG filtrada por un filtro IIR notch y un filtro IIR Butterworth 10 orden, etapa de filtrado 1.

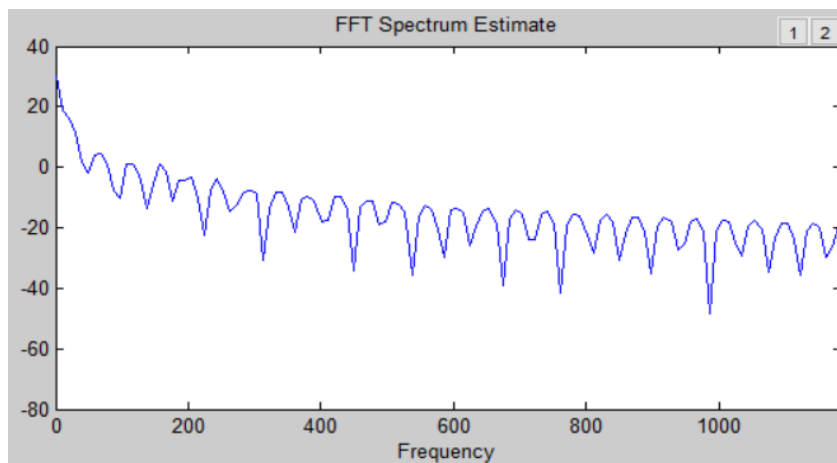


Figura 39. Señal EMG filtrada por un FIR pasa banda con frecuencias de corte de 70Hz y 600Hz, etapa de filtrado 2.

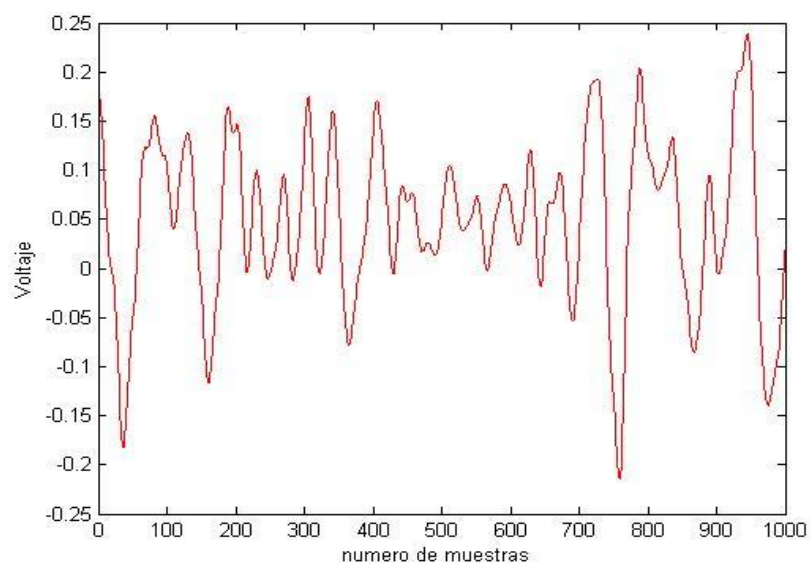


Figura 40. Espectro de una señal EMG filtrada por un FIR pasa banda con frecuencias de corte de 70Hz y 600Hz, etapa de filtrado 2.

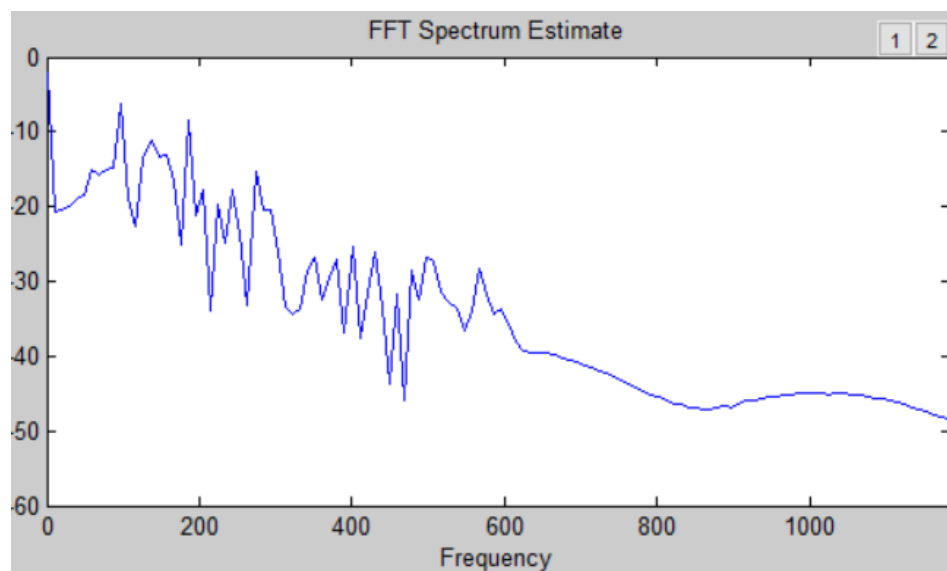


Figura 41. Señal EMG filtrada por un IIR notch y un pasa baja con frecuencia de corte de 600Hz, etapa de filtrado 3.

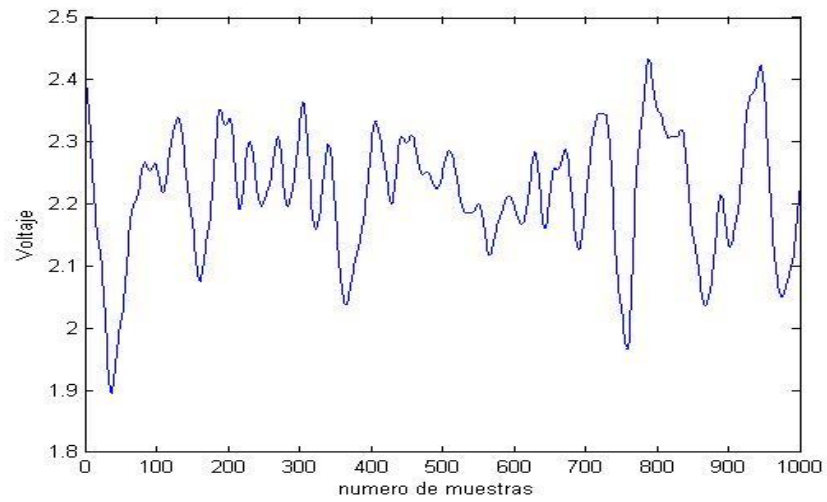


Figura 42. Espectro de una señal EMG filtrada por un IIR notch y un pasa baja con frecuencia de corte de 600Hz, etapa de filtrado 3.

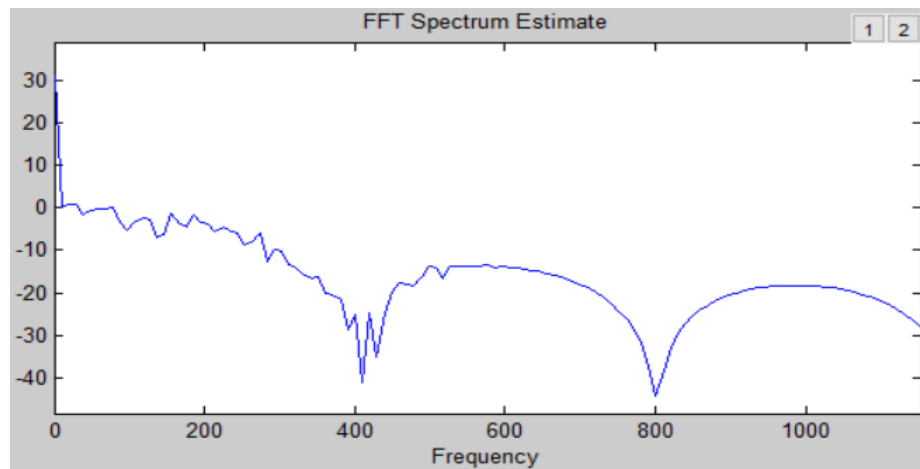
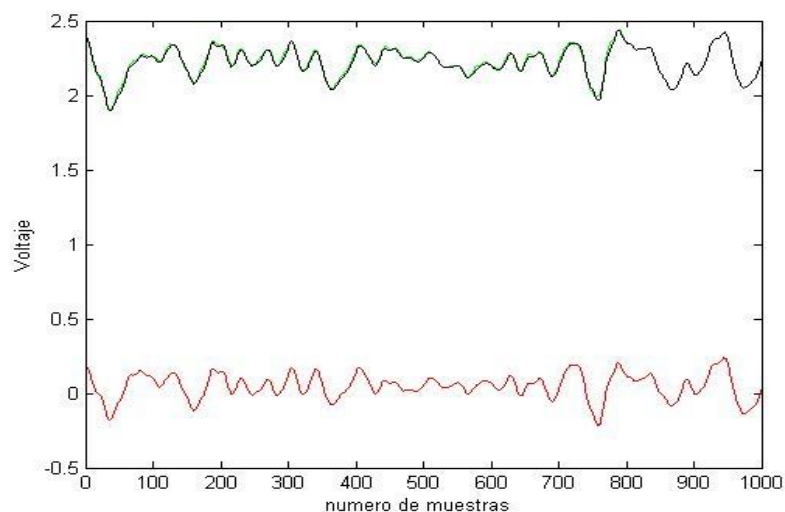


Figura 43. Comparación de las señales EMG, ajustadas en su retraso, con distintos métodos de filtrado.



G. ANÁLISIS DE LA INTENSIDAD DE LA SEÑAL EMG VS FUERZA

Tras aplicar fuerzas diferentes se obtuvieron varias gráficas representativas, cuando el antebrazo está relajado (Figura 44), cuando la elongación es de 1 cm (Figura 45), cuando la elongación es de 2 cm (Figura 46), cuando la elongación es de 3 cm (Figura 47) y donde se aplica la fuerza máxima admisible por el dispositivo de la Figura 19 (Figura 48).

Figura 44. Señal EMG con el antebrazo relajado.

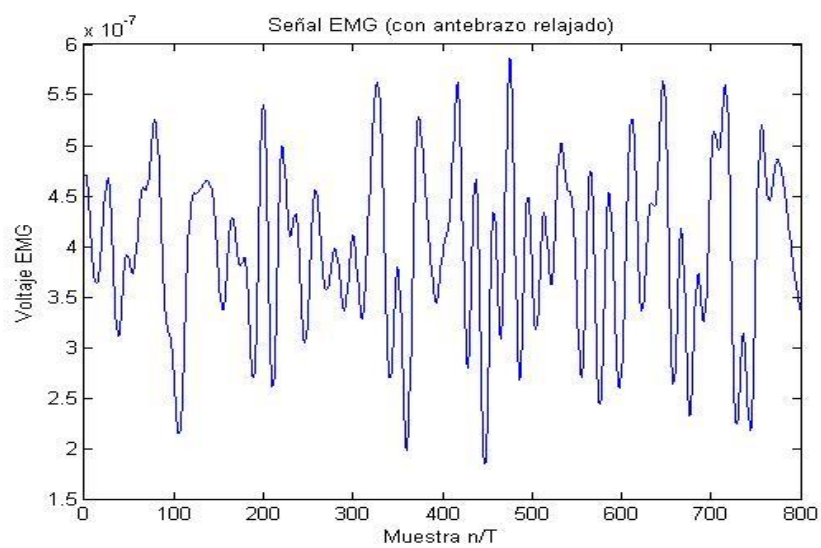


Figura 45. Señal EMG obtenida al comprimir el dispositivo a 1 cm.

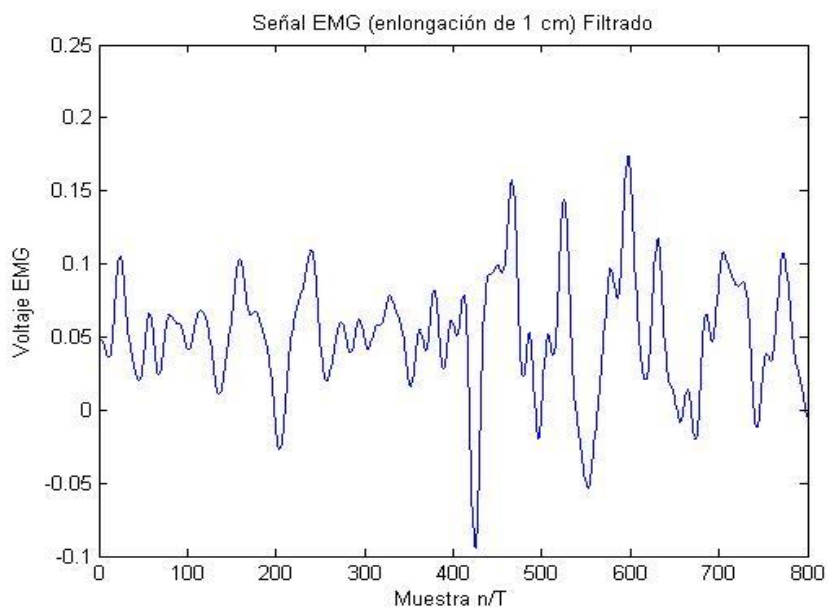


Figura 46. Señal EMG obtenida al comprimir el dispositivo a 2 cm.

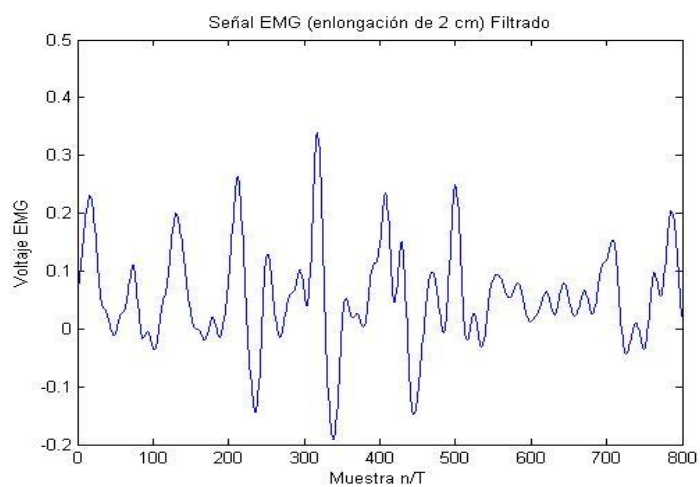


Figura 47. Señal EMG obtenida al comprimir el dispositivo a 3 cm.

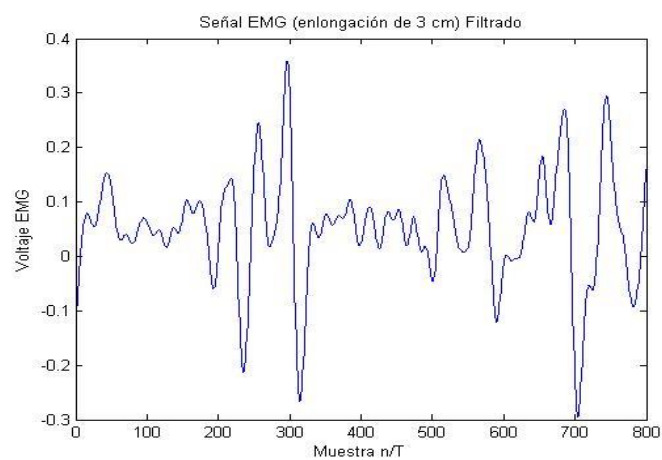
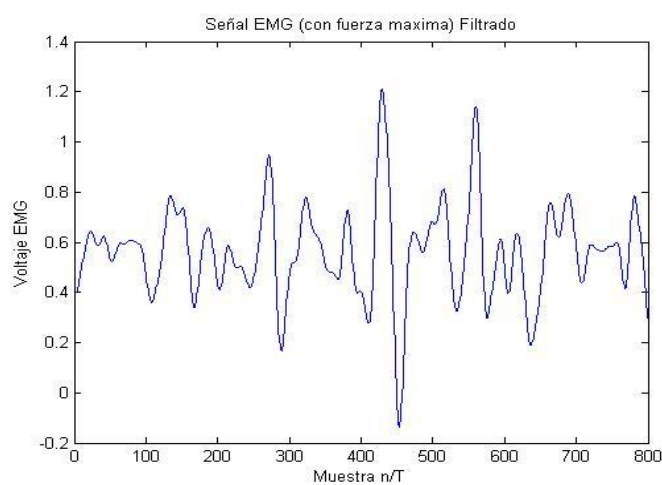


Figura 48. Señal EMG obtenida al comprimir el dispositivo a 4 cm.



H. MODELO DE LA INTENSIDAD DE LA SEÑAL EMG VS FUERZA

La literatura indica que la relación entre la fuerza ejercida por un músculo y la intensidad de las señales EMG es lineal. Para verificar la relación entre la fuerza y la amplitud EMG, se realizó una regresión lineal entre la elongación del dispositivo contra la intensidad de la señal EMG, ya que la fuerza aplicada y la elongación del dispositivo es lineal. Los puntos evaluados para regresión lineal fueron tomados a cada milímetro, dentro del rango que inicia en 0 cm a 4 cm, y en total fueron 40 puntos. La elongación vs la intensidad de la señal EMG junto con la recta de la regresión lineal se muestra en la Figura 49, los coeficientes de la regresión lineal se muestran en la Cuadro 2 y el modelo lineal obtenido se muestra en la Ecuación 7.

Cuadro 2. Coeficientes de la regresión lineal.

Coeficiente	Valor
Pendiente (m)	0.1891(cm/EMG)
Cruce en el eje vertical (b)	-0.2421 (cm)
Coeficiente de correlación (r)	0.9969

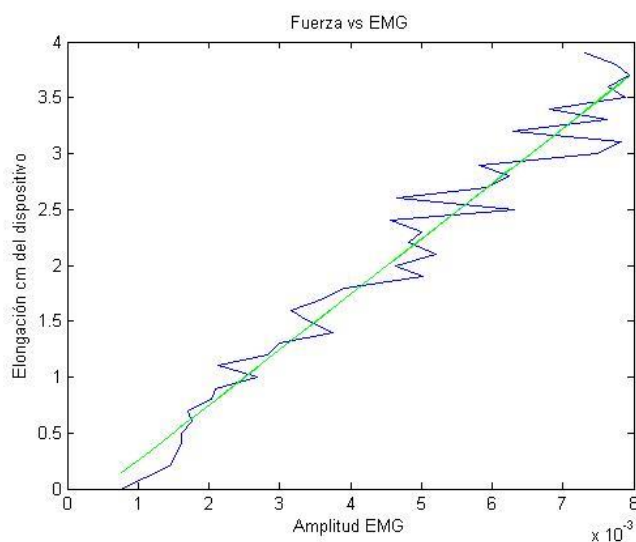
Ecuación 7.

$$L = 0.1891I_{EMG} - 0.2421$$

Donde

- L es la elongación obtenida según la intensidad de la señal EMG.
- I_{EMG} es la intensidad de la señal EMG.

Figura 49. Elongación vs la intensidad de la señal EMG y recta de la regresión lineal obtenida de Manuel C.



I. PRUEBAS SOBRE EL MODELO OBTENIDO

Se realizaron dos pruebas, una sin mover los electrodos desde la toma de datos para realizar el modelo lineal, y en la segunda se retiraron los electrodos para luego colocarlos en la misma posición (aproximada). Los resultados de la primera prueba se muestran en la Cuadro 3 y los resultados de la segunda prueba se muestran en el Cuadro 4.

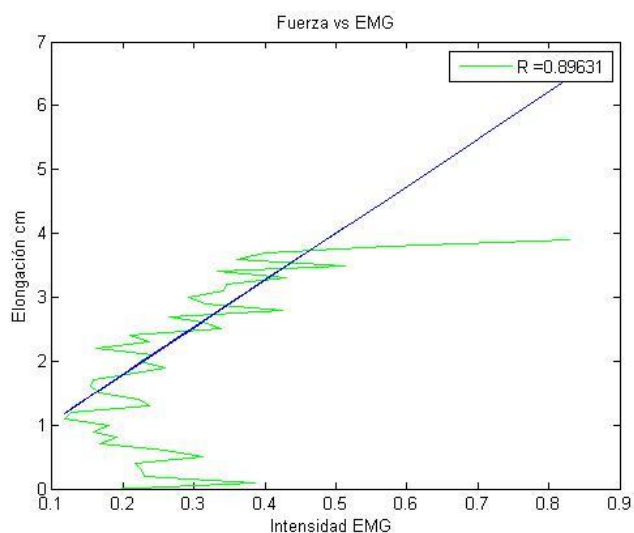
Cuadro 3. Pruebas elaboradas sobre la regresión lineal.

Elongación real	Amplitud EMG	Resultado del modelo	Error
0 cm	0.0346 V	0.0931 cm	NA
1 cm	0.1644 V	1.3497 cm	34.97%
2 cm	0.2124 V	1.8145 cm	9.275%
3 cm	0.3518 V	3.1636 cm	16.36%
4 cm	0.4539 V	4.1527 cm	15.27%

Cuadro 4. Pruebas elaboradas sobre la regresión lineal después de mover los electrodos.

Elongación real	Amplitud EMG	Resultado del modelo	Error
2 cm	0.1613 V	1.319 cm	34.05%
3 cm	0.3282 V	2.9357 cm	2.14%
4 cm	0.3261 V	2.9154 cm	27.12%

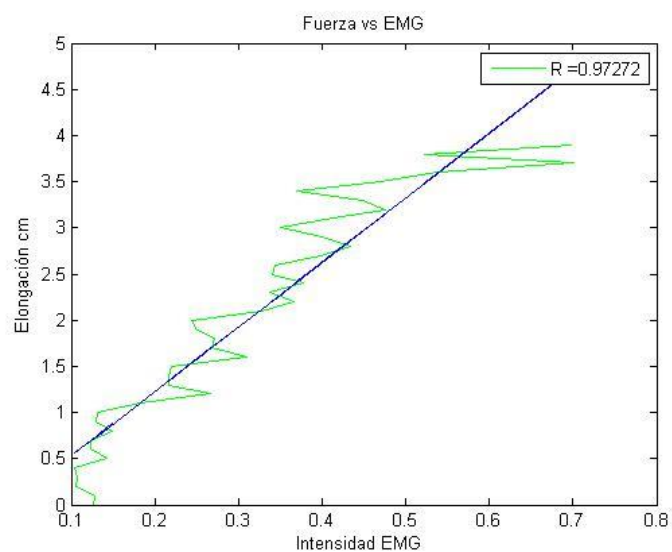
Figura 50. Elongación vs la intensidad de la señal EMG y recta de la regresión lineal obtenida de Jonathan L.



Cuadro 5. Pruebas elaboradas sobre la regresión lineal de Jonathan L.

Elongación real	Amplitud EMG	Resultado del modelo	Error
0 mm	0.7657 V	5.96 cm	NA
5 mm	0.7943 V	6.17 cm	-1134%
10 mm	1.049 V	8.05 cm	-705%
15 mm	0.9520 V	7.34 cm	-389%
20 mm	0.9721 V	7.49 cm	-275%
25 mm	1.042	8 cm	-220%
30 mm	1.099	8.4 cm	-180%
35 mm	1.003	7.71 cm	-120%

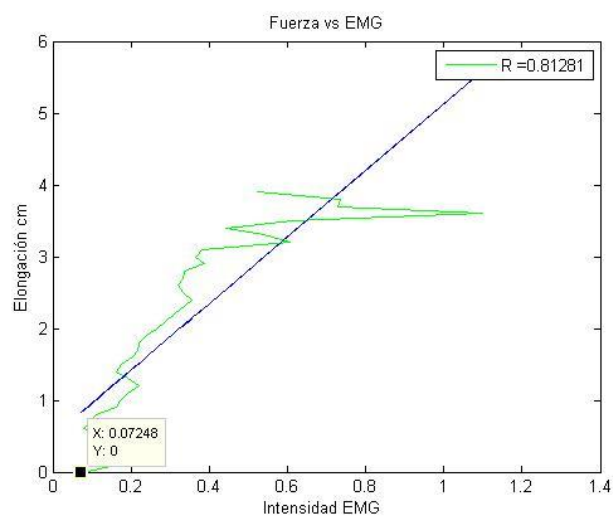
Figura 51. Elongación vs la intensidad de la señal EMG y la recta de la regresión lineal obtenida de Rodrigo M.



Cuadro 6. Pruebas elaboradas sobre la regresión lineal de Rodrigo M.

Elongación real	Amplitud EMG	Resultado del modelo	Error
0 mm	0.2455 V	1.6647 cm	NA
5 mm	0.149 V	0.9348 cm	-87.0 %
10 mm	0.1821 V	1.1959 cm	-19.6 %
15 mm	0.2052 V	1.3668 cm	8.9 %
20 mm	0.2631 V	1.7952 cm	10.2 %
25 mm	0.3523 V	2.4549 cm	1.8 %
30 mm	0.6057 V	4.3305 cm	-44.4 %
35 mm	0.6122 V	4.3780 cm	-25.1 %

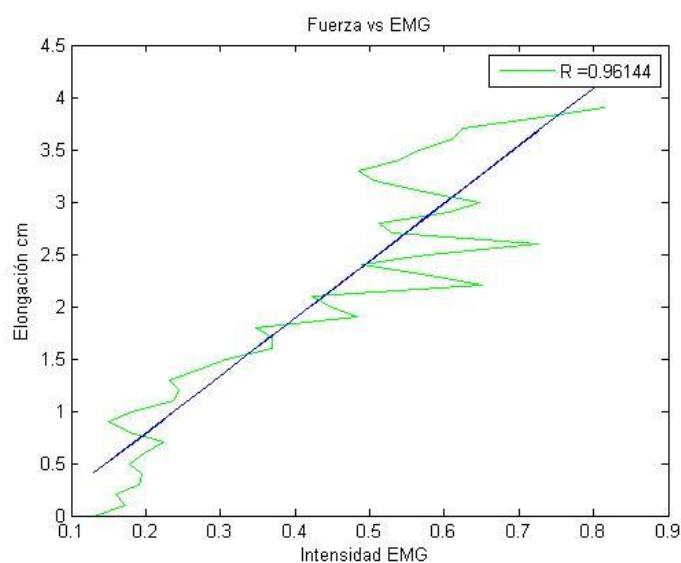
Figura 52. Elongación vs la intensidad de la señal EMG y recta de la regresión lineal obtenida de Rafael M.



Cuadro 7. Pruebas elaboradas sobre la regresión lineal Rafael M.

Elongación real	Amplitud EMG	Resultado del modelo	Error
0 mm	0.1146 V	1.03 cm	NA
5 mm	0.1003 V	0.94 cm	-88.63 %
10 mm	0.1392 V	1.18 cm	-17.98 %
15 mm	0.1720 V	1.38 cm	8.03 %
20 mm	0.2254 V	1.70 cm	14.76 %
25 mm	0.2719 V	1.99 cm	20.47 %
30 mm	0.5328 V	3.58 cm	-19.25 %
35 mm	1.2384 V	7.88 cm	-125.04 %

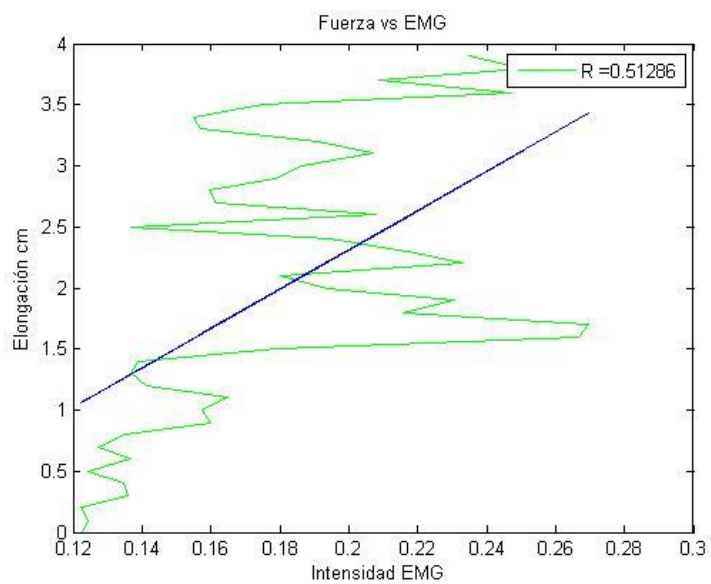
Figura 53. Elongación vs la intensidad de la señal EMG y recta de la regresión lineal obtenida de María F. M.



Cuadro 8. Pruebas elaboradas sobre la regresión lineal de María F. M.

Elongación real	Amplitud EMG	Resultado del modelo	Error
0 mm	0.1308 V	0.89 cm	NA
5 mm	0.2496 V	1.37 cm	-174.22 %
10 mm	0.2703 V	1.46 cm	-45.52 %
15 mm	0.3921 V	1.95 cm	-29.90 %
20 mm	0.4944 V	2.36 cm	-18.14 %
25 mm	0.4330 V	2.11 cm	15.44 %
30 mm	0.6748 V	3.09 cm	-3.12 %
35 mm	0.1308 V	3.46 cm	1.14 %

Figura 54. Elongación vs la intensidad de la señal EMG y recta de la regresión lineal obtenida de Alejandro S.



VIII. ANÁLISIS DE RESULTADOS

Como se puede observar en la señal proveniente del osciloscopio en la Figura 20, la etapa de pre-amplificación proporciona una señal cuyas características se asemejan a las características esperadas por una señal EMG, según la Figura 9. La similitud entre el comportamiento esperado por una señal EMG con el comportamiento de la señal de respuesta de la etapa de pre-amplificación confirma que se amplificó eficazmente las señales producidas por el músculo.

Después de verificar que el prototipo del circuito pre-amplificador a emplear sí tiene la capacidad de obtener las señales EMG, se analizaron las características que se deberían mejorar para que pudiese ser convertida a digital por el DSPIC30F4011.

La primera característica a mejorar es la escala del voltaje que tiene la señal. Para aprovechar la conversión analógica/digital del DSPIC, la señal debería de variar de 0V a 5V, ya que el DSPIC fue configurado para convertir del rango de 0V a 5V y, por lo tanto, es necesaria una etapa de post-amplificación. Sin embargo, las señales EMG “crudas” o sin adecuar presentan un componente DC el cual debe ser eliminado antes de la post-amplificación (Figura 21). El valor de este voltaje es característico de cada persona; es afectado por el pH de la piel y otros factores biológicos. Existen varios métodos para eliminar el componente DC de una señal, el empleado en este trabajo de graduación consistió en un filtro pasa banda cuyas frecuencias de corte permiten que el espectro de interés de la señal esté presente en la salida.

El componente DC de una señal se puede considerar como una señal con una frecuencia de 0 Hz, por lo tanto, un filtro que elimine las señales cuya frecuencia sea de 0Hz eliminará el componente DC de la señal de interés. Se empleó un filtro pasa banda para eliminar el componente DC y limitar el espectro de la señal de interés, con las frecuencias de corte a 70Hz y 1000Hz. La literatura indica que el espectro de las señales EMG está limitado a 500Hz [3], pero ya que se está empleando un filtro analógico, la frecuencia de corte de la banda superior se colocó de tal manera que la señal EMG no tuviese una distorsión por amplitud causada por la banda de transición del filtro, y la banda inferior fue para atenuar la señal de 60Hz. Luego de que la señal fuese centrada en 0V, se amplificó la señal proveniente del filtro pasa-banda.

El último ajuste necesario para que la señal pudiese ser digitalizada por el DSPIC30F4011, consistió en agregarle un componente DC para que la señal EMG estuviese centrada en 2.5V. Este último paso podría ser mal interpretado como redundante o innecesario, debido que la señal EMG cruda ya posee un componente DC. Sin embargo, el valor del componente DC de la señal EMG cruda depende de factores biológicos del sujeto de prueba. La dependencia de los factores

biológicos hace que emplear el componente DC sea poco atractivo debido a su naturaleza variable y por este motivo se elimina este componente DC variable y se reemplaza por uno constante.

El posicionamiento de los electrodos depende de los objetivos a cumplir. Por ejemplo, en la colaboración con el Megaproyecto Interfaces Biológicas humano-máquina se tenía el objetivo de emplear las señales producidas por los músculos del antebrazo para generar comandos de control de un *drone*, al momento de realizar varios gestos con las manos. Los gestos empleados consistieron en posiciones distintas de los dedos y muñeca, lo que implica que los músculos de interés son los involucrados con el movimiento de los dedos y de la muñeca, básicamente todos los músculos del antebrazo. Ya que las señales EMG de todos los músculos del antebrazo son de interés, se buscó una posición para los electrodos donde pudiesen captar la mayoría de las señales producidas. Este proceso fue a prueba y error, se emplearon lugares donde los electrodos estarían rodeados por varios grupos musculares según así lo indicaban los diagramas de los músculos del antebrazo. La posición final se localizó entre 3 y 5 cm por debajo de la muñeca (Figura 24), tratando de centrar los electrodos en los tendones del flexor *digitorum profundus* mostrados en la Figura 5. El criterio para determinar qué posición era la más adecuada, consistió en la eficacia del módulo de identificación de señales producido en el Megaproyecto Interfaces Biológicas humano-máquina.

El teorema de Nyquist sobre la conversión Analógico-Digital indica que la frecuencia de muestreo debe de ser mayor o igual que el doble de la frecuencia máxima de la señal de interés. Sin embargo, el módulo de identificación de señales del Megaproyecto Interfaces Biológicas Humano-máquina requirió una resolución más elevada que la mínima, lo que implicó un sobre muestreo a una frecuencia de 10KHz. La señal digitalizada se muestra en la Figura 36, observando ruido de alta frecuencia y la señal de 60Hz, que en algunas muestras se encuentra presente dependiendo de la posición de los electrodos o si estos se movieron, por lo que una etapa de filtrado digital es necesaria.

No existe un canal de comunicación perfecto, por este motivo se crean protocolos de comunicación que tienen el objetivo de contrarrestar algunas de las imperfecciones del canal. Durante las pruebas de comunicación, se determinó que si se pierde alguno de los tres elementos que conforman un paquete, se perdería la secuencia establecida y ocurriría el fenómeno observado en la Figura 29. El protocolo diseñado en este trabajo de graduación no corrige los errores producidos por el canal, solo identifica si ocurrió algún error de secuencia o longitud del paquete y lo desecha, si presenta error. El protocolo no tiene un carácter de final de datos, porque emplea el siguiente carácter como indicador de final del paquete. Para detectar un error, el receptor conoce la longitud de los paquetes y cuando recibe el carácter de inicio de paquete este cuenta la cantidad de

datos recibidos; si no encuentra el siguiente inicio de paquete es porque se perdió algún elemento y el paquete es ignorado. Como se puede observar en la Figura 27 y Figura 28, la pérdida de un paquete, una muestra por canal, no afecta significativamente en la calidad de la señal, si se emplea un criterio visual.

Se emplearon tres metodologías diferentes para el filtrado digital y se compararon para determinar si alguna metodología resultaba más beneficiosa que las demás.

El primer método, etapa de filtrado 1, consistió en un filtro IIR Notch, para eliminar la señal a 60 Hz y un filtro pasa-baja IIR Butterworth de orden 10. El diagrama de Bode correspondiente para los dos filtros se muestra en la Figura 30. La ganancia del filtro indica que el filtro Notch atenuará efectivamente la señal de 60Hz sin alterar las frecuencias vecinas y el filtro IIR Butterworth tiene las características necesarias para eliminar el ruido de alta frecuencia. Como se puede ver en la Figura 37, si se compara con la Figura 36, la señal EMG no tiene interferencia de alta frecuencia. El diagrama de fase del primer método de filtrado muestra una tendencia casi lineal en la banda de paso, la parte recta en el diagrama de la ganancia, por lo que la fase de esta etapa de filtrado no distorsiona la señal EMG significativamente.

Un filtro digital cuyas características se asemejan a un filtro pasa banda ideal podría ser obtenido por un FIR de orden elevado. En este trabajo de graduación se implementó un filtro FIR, etapa de filtrado 2, con 301 muestras de la respuesta del impulso del filtro ideal con la ventana de Kaiser. El diagrama de Bode del filtro empleado se muestra en la Figura 32, la frecuencia de corte inferior se encuentra en 70Hz y la superior a 600Hz. La fase de este filtro pasa banda es lineal en la banda de paso, la recta color verde de la Figura 32; una fase lineal implica que no se añade distorsión en la fase de la señal filtrada. La señal filtrada se muestra en la Figura 39, esta carece de las características indeseadas como ruido de alta frecuencia y la señal de 60Hz.

El último método, etapa de filtrado 3, consistió en un filtro Notch seguido de un filtro FIR pasa-baja con 301 muestras de la respuesta del impulso de un filtro ideal y con una ventana de Kaiser, el diagrama de Bode del filtro compuesto se muestra en la Figura 34. La ganancia del filtro indica que la señal de 60Hz será removida, así como las señales de alta frecuencia. La fase del filtro resulta ser lineal por lo que no existe riesgo de que la señal filtrada sufra distorsión en su fase. La señal filtrada se muestra en la Figura 41.

En el dominio del tiempo, los tres métodos de filtrado empleados no muestran alguna distorsión significativa, como se puede ver en la Figura 43, donde se graficaron las tres señales y las tres resultan ser idénticas a excepción de su componente DC. La señal roja carece de un componente

DC porque el filtro pasa banda lo eliminó de manera similar que en la etapa de filtrado analógico. Cabe mencionar que las gráficas fueron alineadas, se compensaron sus distintos retrasos de grupo, para que pudieran ser comparadas visualmente.

La gráfica de retraso de grupo del filtro mostrado en la Figura 30, se muestra en la Figura 31. Se puede observar dos valores máximos para el retardo de grupo, uno con 3864 muestras de retardo en la frecuencia de 60Hz y un máximo retardo de 33 muestras en el resto del espectro. El retardo de grupo del filtro de la Figura 32 se muestra en la Figura 33, el cual es constante y tiene un valor de 150 muestras. Por último, el retardo de grupo del filtro de la Figura 34 se muestra en la Figura 35, el cual tiene un retardo constante de 150 muestras a excepción de un pico de 269694 muestras en 786Hz.

Las figuras Figura 38, Figura 40 y Figura 42 corresponden a los espectros de las señales obtenidas por las etapas de filtrado 1, 2 y 3 respectivamente. Como se puede observar en los tres espectros, existe una señal cuyos armónicos son de intensidad comparable con el espectro de interés. Los espectros de las figuras Figura 38 y Figura 42 muestran similitudes, ambos tienen una señal cuyos armónicos compiten con la intensidad del espectro de interés, lo que causa que las etapas de filtrado 1 y 3 sean poco deseables si se realizara un análisis en el dominio de la frecuencia de las señales EMG. Sin embargo, la segunda etapa de filtrado atenúa significativamente los armónicos presentes en la señal EMG mostrada en la Figura 36. El espectro de la Figura 40 resulta más atractivo para analizar que los otros dos espectros, debido a la poca influencia que presentan los armónicos.

El criterio para seleccionar la etapa de filtrado a emplear depende de las restricciones del prototipo a realizar y del análisis que se le realizará a la señal EMG.

La etapa de filtrado 1, filtro IIR Notch y el filtro IIR Butterworth, es la etapa que tiene el menor retardo de grupo siendo de 33 muestras o 3.3 ms, pero el espectro de la señal tiene más presente la interferencia dada por la señal armónica. El retardo de grupo del pico de la Figura 31, cuyo valor es de 3864 muestras, asociado a la frecuencia de 60Hz no afecta en el tiempo de respuesta porque la señal de 60Hz fue eliminada por el filtro Notch. La etapa de filtrado 1 puede ser empleada si la señal EMG será analizada en el dominio del tiempo y si se requiere que las muestras estén disponibles lo más pronto posible.

La segunda etapa de filtrado es la que presenta un mejor comportamiento en el espectro de la señal EMG filtrada, su retraso de grupo es de 150 muestras o 15 ms. Si el prototipo analizará el espectro de la señal EMG, la segunda etapa de filtrado es la más conveniente para implementar,

bajo la condición de que los 15 ms de retardo estén dentro de la tolerancia del prototipo. Esta etapa de filtrado fue la seleccionada en este trabajo de graduación.

La tercera etapa de filtrado, en el dominio del tiempo, no resulta mejor que la segunda etapa ni de la primera. Dentro de la banda de paso el retardo de grupo es de 150 muestras o 15 ms, fuera de la banda de paso existe un pico cuyo retardo es mayor que las 200,000 muestras. El pico de retardo no afecta significativamente porque se encuentra fuera de la banda de paso y las señales que debieron ser retrasadas a más de 200,000 muestras fueron atenuadas hasta el punto que su amplitud no se compara con la señal de interés. Si la señal será analizada exclusivamente en el dominio del tiempo, la etapa de filtrado más conveniente a utilizar es la etapa 1.

Las señales EMG mostradas de las figuras Figura 44 a la Figura 48 muestran la tendencia de incrementar el valor del voltaje pico a pico junto con la fuerza ejercida en el dispositivo de la Figura 19. Ya que se puede afirmar que la relación entre la intensidad de las señales EMG y la fuerza aplicada en el músculo es lineal [1], se interpretó el promedio del voltaje pico a pico de las señales obtenidas como la amplitud de las señales EMG.

El procedimiento para obtener la intensidad EMG fue el siguiente, primero se calculó el valor RMS de 800 muestras de la señal, segundo por cada 800 muestras se localizó el pico más bajo y el pico más alto que estuviese cercano a este, ± 50 muestras relativas al pico bajo, y la diferencia fue un valor pico a pico; luego las cercanías del pico bajo y las ± 50 muestras son reemplazadas por el valor RMS, este último proceso se repite diez veces para obtener un valor pico a pico por iteración. Luego se promedian los diez valores para dar la amplitud de las 800 muestras de una señal EMG.

La Figura 49 en azul muestra la gráfica de la elongación del dispositivo de la Figura 19 contra intensidad de las señales EMG generadas por los músculos del antebrazo. La grafica se realiza con la elongación porque el dispositivo emplea resortes, los cuales aumentan su fuerza de manera lineal y proporcional a una constante, y ambos resortes tienen la misma constante. En verde se muestra la regresión lineal empleada para los datos obtenidos, esta tiene un coeficiente de correlación o r^2 de 0.9969; *este coeficiente es una cantidad que indica la calidad de la regresión del método de mínimos cuadrados con los datos originales.* [8]. Ya que el coeficiente de correlación es muy cercano a 1, estadísticamente la regresión lineal se asemeja a los datos en azul de la Figura 49. Los coeficientes de la regresión lineal, como la pendiente y el cruce en el eje vertical, se muestra en la Cuadro 2.

Después de obtener un coeficiente de correlación cercano a 1, se procedió a probar la eficacia del modelo lineal, las pruebas realizadas se muestran en la Cuadro 3. A excepción del resultado

para una elongación de 1 cm, todos los porcentajes de error se mantienen por debajo del 17% lo que indica que la eficacia de la regresión lineal es, para la mayoría de los casos, del 83% para esta prueba en particular.

De los datos tomados del sujeto de prueba Jonathan L, mostrados en la Figura 50, se tomaron los datos que mostraron una tendencia lineal y se obtuvo la recta mostrada en color azul. A pesar de la selección de datos realizada para mejorar la representación por medio de una recta, se obtuvieron porcentajes de error elevados como se puede ver en la Cuadro 5. Si se comparan los valores de la amplitud EMG del eje x de la Figura 50 con la amplitud EMG de la Cuadro 5, se puede apreciar que la amplitud EMG del Cuadro 5 es mayor que la amplitud obtenida cuando se ejerció la misma fuerza, pero al momento de la toma de datos para formar la gráfica de la Figura 50. La toma de datos de la Cuadro 5 fue realizada después de que el sujeto de prueba tomase un descanso y los electrodos permanecieron en su posición. El sujeto de prueba indicó que en su diario vivir no realiza actividades físicas demandantes, no asiste a algún gimnasio. La falta de actividad física podría explicar por qué los valores de la amplitud EMG son mayores en la Cuadro 5. A pesar de que el sujeto considerara que los músculos del antebrazo ya estuviesen relajados, los músculos podrían haber estado fatigados y la amplitud resultó ser mayor ya que el cuerpo incrementa la intensidad de la señal EMG para compensar la fatiga. [3]

El sujeto de prueba Rodrigo M, del cual se obtuvieron los datos de la Figura 51, indicó que asiste al gimnasio por lo menos tres veces a la semana, por lo que resulta razonable pensar que los músculos del antebrazo se encuentran en óptimas condiciones y tienen una buena resistencia física, no se fatigan con facilidad. Por el motivo anterior, las amplitudes EMG mostradas en el Cuadro 6 se encuentran dentro del rango de las amplitudes mostradas en la Figura 51. Como es de esperarse, los porcentajes de error son menores alrededor de los 0.3V, ya que el comportamiento en ese tramo es muy próximo a la recta.

En la mayoría de sujetos de prueba, los datos obtenidos mostraron un comportamiento lineal, sin embargo, no existen características universales tales como una pendiente o cruce en cero universal. Ya que las condiciones biológicas de cada individuo son diferentes y dinámicas, no es posible que se obtengan los mismos resultados entre personas distintas o que los resultados obtenidos por el mismo sujeto de prueba sean iguales si se midieron en días diferentes.

La eficacia de la regresión lineal varía de persona en persona y depende de las condiciones en las que fueron tomadas las muestras. Las condiciones con las que se realizó la prueba exitosa mostrada en la Figura 49 mostraron ser las más óptimas para obtener resultados aceptables entre la

relación entre la fuerza ejercida vs la intensidad de las señales EGM. Para obtener resultados óptimos, el sujeto de prueba debe de estar cómodo, ya que la prueba dura 40 minutos. Se debe buscar una posición en la que permita que el sujeto tenga una buena circulación en el brazo y así evitar que se “duerma o le dé hormiguelo” en el brazo ya que esto es señal de una mala circulación.

Es importante garantizar que se tenga una buena circulación, ya que el proceso de contracción de los músculos es un proceso biológico que transforma la energía almacenada en los enlaces químicos en energía cinética, para lo que requiere de oxígeno y nutrientes suministrado por la sangre. Si se disminuye el suministro de sangre, se disminuye el suministro de oxígeno, de glucosa y de lípidos libres, que son empleados por los músculos para transformar la energía química en cinética. Para compensar los efectos de la falta de circulación, el músculo recluta más fibras musculares, lo que podría incrementar la amplitud de las señales EMG a pesar de que el músculo esté realizando la misma fuerza.

Evitar que se fatiguen los músculos del antebrazo es crucial, la fatiga perjudica la relación entre la fuerza y la intensidad de las señales EMG. Cuando un músculo se fatiga, la amplitud de las señales EMG producidas incrementa progresivamente como una función del tiempo durante una aplicación constante de alguna fuerza por parte del músculo. Las fibras de los músculos pierden la capacidad de contraerse cuando están fatigadas; si el sujeto quiere seguir aplicando fuerza y el músculo ya está fatigado, el cuerpo contrarresta esta condición al incrementar la intensidad de las señales de control de las fibras, y al incrementar la cantidad de fibras involucradas en el músculo, el incremento de la señal de control se refleja de manera directa en la intensidad de las señales EMG. El aumento de las fibras provoca que existan más “emisores” o fuentes de las señales EMG lo que también incrementa la intensidad de las señales EMG. Para evitar la fatiga durante el proceso de medición, el sujeto debe hacer pausas de 10 segundos entre cada fuerza medida y así los músculos pueden relajarse evitando la fatiga, en ocasiones será necesaria una pausa mayor, el sujeto debe de indicar cuando sienta que los músculos del antebrazo ya se han recuperado.

Ya que el sujeto permanecerá sentado, cómodo y quieto por unos 40 minutos, podría sentir sueño. La intensidad de las señales EMG depende de muchos factores biológicos, sin embargo, el cuerpo se relaja cuando este se prepara para dormir, lo que implica que la tensión inicial que tenían los músculos cambió. Una diferencia en la tensión de los músculos provoca que la relación entre la fuerza y la intensidad cambie. Es conocimiento común que el estrés puede tensar los músculos; si el sujeto está estresado al inicio de la prueba y se relaja durante la prueba, los músculos empizan tensados y a lo largo de la prueba se relajan, esto provoca que no se pueda obtener una relación lineal entre la fuerza producida por los músculos y la amplitud EMG. Al inicio, cuando se mide

fuerzas pequeñas, los músculos generarían señales más intensas, por estar tensadas debido al estrés, y al final podrían generar señales con intensidad similar si el sujeto se relajó; la intensidad de las señales EMG se podrían compensar entre el estrés perdido con la fuerza mayor ejercida al final de las pruebas. Una situación similar podría suceder si el sujeto empieza normal y a lo largo de la prueba le da sueño, los músculos se relajarían provocando una menor intensidad de la señal EMG al momento de ejercer una fuerza mayor.

IX. CONCLUSIONES

- 1) Dadas las similitudes entre el comportamiento esperado por una señal EMG y las señales obtenidas de Figura 20, se confirma que las señales provenientes de la etapa de pre-amplificación son las señales eléctricas producidas por los músculos o señales EMG.
- 2) El componente DC de una señal EMG cruda no es constante y fue reemplazada por un valor constante.
- 3) Un filtro pasa altas puede ser empleado para eliminar el componente DC de las señales EMG.
- 4) Se logró adquirir y adecuar las señales EMG provenientes de los músculos del antebrazo.
- 5) El posicionamiento de los electrodos fue en los tendones que pasan por la muñeca.
- 6) Se logró desarrollar un protocolo de comunicación que permitiera que las señales EMG fueran transferidas hacia la unidad de análisis al considerar como tolerable la pérdida de un paquete por cada 400 enviados.
- 7) Se diseñó una etapa de filtrado digital que entregue una señal apta para un análisis temporal y espectral. Si la señal EMG será analizada en el dominio del tiempo y se requiere un retardo de grupo mínimo, se puede emplear la primera etapa de filtrado. La segunda etapa de filtrado es la más apta si la señal EMG será analizada en el dominio de la frecuencia.
- 8) El coeficiente de correlación de la regresión obtenido confirma que desde una perspectiva estadística es válido relacionar la fuerza con la intensidad EMG.
- 9) Se logró identificar un modelo lineal para relacionar fuerza y amplitud de señales EMG que depende de cada individuo y de condiciones de medición como el estrés, el sueño y la fatiga.

X. RECOMENDACIONES

- 1) Se recomienda utilizar electrodos de superficie secos, que sean reutilizables y que la base donde estos serán sujetos permita recomodarlos con facilidad.
- 2) La organización ISEK y el “*Journal of Electromyography and Kinesiology*” son entidades reconocidas a nivel mundial que tienen como objetivo la investigación de las señales EMG, por lo que resultaría conveniente obtener una suscripción de esas entidades o adquirir las publicaciones de interés.
- 3) Se recomienda la realización de una entrevista con Eddy Leopoldo Fuentes, Protésista y Ortesista, especialista de la empresa CentroBiónico con sede en Guatemala.
- 4) Para disminuir el tamaño de los circuitos y aumentar la cantidad de electrodos a utilizar, un FPAA “*Field-programmable analog array*” podría ser la mejor opción a tomar, en conjunto con un embebido capaz de procesar la información en los tiempos debidos.
- 5) La implementación de un arreglo de electrodos podría ser más provechoso que la configuración bipolar.
- 6) Para futuros trabajos cuyo objetivo sea determinar la intensidad de la fuerza vs la amplitud EMG, se recomienda que también realicen un modelo matemático para relacionar la fatiga del músculo vrs la amplitud EMG. Una posible forma sería que el sujeto mantenga una fuerza constante y se registra el cambio en la amplitud de las señales EMG.
- 7) La elaboración de un dispositivo que emplee electrónica de precisión para determinar la intensidad de la fuerza aplicada facilitará el proceso de toma de datos.

XI. BIBLIOGRAFÍA

- [1] A. Clancy, D. Farina y F. G, ««Single-channel techniques for information extraction from the surface EMG signal»,» de *Electromiography physiology, engineering, and noninvasive applications*, New Jersey, IEE, Wiley-interscience, 2004, pp. 139-145.
- [2] A. Guyton, textbook of medical physiology, 13 ed., Elsevier, 2016, pp. 75-95.
- [3] D. Farina, R. Merletti y D. Stegeman, ««Biophysics of the generation of EMG signals»,» de *Electromiography physiology, engineering, and noninvasive applications*, New jersey, IEE, Wiley-interscience, 2004, pp. 81-102.
- [4] M. Forearm, «Teach me Anatomy,» 29 Junio 2016. [En línea]. Available: <http://teachmeanatomy.info/upper-limb/muscles/anterior-forearm/>.
- [5] M. Guzman, P. J y R. L, Non-conventional Control and Implementation of an Electric Wheelchair Designed to Climb Up Stairs, Controlled via Electromyography and Supported by Artificial Neural Network Processing, Guatemala, 2013, pp. 344-353.
- [6] M. R y H. H, ««Detection and conditioning of the surface EMG signal»,» de *Electromiography physiology, engineering, and noninvasive applications*, New Jersey, IEE, Wiley-interscience, 2004, pp. 107-128.
- [7] M. S. D. T y R. Merletti, «Basic physiology and biophysics of EMG signal generation,» de *Electromiography physiology, engineering, and noninvasive applications*, New Jersey, IEE, Wiley-interscience, 2004, pp. 1-20.
- [8] «Wolfram Alpha,» 2016. [En línea]. Available: <http://mathworld.wolfram.com/CorrelationCoefficient.html>.

XII. GLOSARIO

EMG: Acrónimo de la palabra en inglés “*Electromyography*”.

Prótesis Transradial: Prótesis empleadas en el caso de la pérdida parcial o total de la mano hasta el antebrazo.

Retículo: Tejido en forma de red. U. m. en biología y botánica.

Retículo Sarcoplasmático: Es un retículo endoplásmico especializado para los músculos esqueléticos. Tiene una organización dedicada al almacenado, liberación y recaptura de iones de calcio, proceso que es fundamental para la contracción muscular. En la Figura 7 se puede observar las partes de este retículo; todas las fibras musculares encargadas de la contracción están cubiertas por esta membrana, esto permite que todas las fibras se contraigan para contribuir al movimiento que causara el músculo.

SENIAM: de sus siglas en inglés “*Surface Electromyography for Noninvasive Assessment of Muscles*”.

Sarcolema: Es una membrana celular que recubre cada fibra del músculo esquelético y al final de cada fibra se une a la fibra de los tendones.