SEP
SECRETARÍA DE EDUCACIÓN PÚBLICA

TECNOLÓGICO NACIONAL DE MÉXICO

ITESCA
Instituto Tecnológico Superior de Cajeme

INSTITUTO TECNOLÓGICO SUPERIOR DE CAJEME

Diseño y construcción de un sistema para detectar actividad muscular, utilizando mecanomiografía.

TESIS

PARA OBTENER EL GRADO DE

MAESTRO EN INGENIERÍA MECATRÓNICA

PRESENTA

ING. NOE JOEL GALLEGOS RAMIREZ

DIRECTOR DEL PROYECTO

DR. ALBERTO RAMÍREZ TREVIÑO

CD. OBREGÓN, SON. ENERO DE 2021

ITESCA Instituto Tecnológico Superior de Cajeme	**INSTITUTO TECNOLÓGICO SUPERIOR DE CAJEME** **Dictamen de liberación y aprobación** **F02PSA16.02**

Fecha
11 de Enero de 2021

No. de Registro
MIM-54

Dr. José Efren Ruelas Ruiz.
Coordinador del Programa de la Maestría en ***en Ing. En Mecatrónica***
PRESENTE

A través de este documento, me permito comunicarle que el alumno ***ING. NOE JOEL GALLEGOS RAMÍREZ*** cuyo trabajo de innovación o tesis:

Diseño y construcción de un sistema para detectar actividad muscular, utilizando mecano-miografía

Cumple satisfactoriamente, con los Lineamientos para la Operación de Estudios de Posgrado en el Sistema Nacional de Educación Superior Tecnológica, por lo que ha sido aceptado para la obtención del grado:

Maestro en Ingeniería en Mecatrónica.

Sin más por el momento, quedo de Usted.

DR. ALBERTO RAMÍREZ TREVIÑO — 11 de Enero de 2021
Nombre y Firma del Director de Tesis — **Fecha**
Director de Tesis

DICTAMEN DE ACEPTACION - COMISIÓN REVISORA

PRESIDENTE	Dr. Alberto Ramírez Treviño **Nombre**	**Firma**	11 de Enero de 2021 **Fecha**
MIEMBRO 1	Mtro. Dagoberto Rodríguez Rendón **Nombre**	**Firma**	11 de Enero de 2021 **Fecha**
MIEMBRO 2	Dr. José Efrén Ruelas Ruiz **Nombre**	**Firma**	11 de Enero de 2021 **Fecha**

DEDICATORIA

A MIS AMADAS HIJAS NICOLE Y CAROLINA: Por ser mi motivación para superarme día con día, por su amor y por su presencia, sin duda soy muy afortunado de tenerlas en mi vida.

AGRADECIMIENTOS

PRIMERAMENTE, A DIOS: Por la vida de mis padres y porque cada día Bendice mi vida con la oportunidad de vivir, por permitirme saber que nunca estoy sólo y que mi misión en la vida es la de buscar todo aquello que me haga feliz.

A MIS PADRES: Por impulsarme a vivir siempre buscando ser mejor persona, mejor profesionista, mejor hijo y mejor hermano. Por darme las bases de responsabilidad y de superación, que rigen mi vida. Gracias por sus palabras de aliento cuando más las necesitaba. Por siempre anhelar lo mejor para mi vida, sin ustedes no fuera quien soy, muchas gracias.

A MI ESPOSA: Por todo su amor y su apoyo en lo largo de esta maestría, por su confianza y por su sacrificio, por nunca perder la confianza en mí. Con este nuevo proyecto, va mi promesa de que será el inicio de un cambio que viene a mejorar nuestras vidas.

A MI ASESOR DR. ALBERTO RAMÍREZ TREVIÑO: Por su apoyo y por su confianza, por creer en mí y darme la oportunidad de aprender un poco de Usted, mi reconocimiento ante su Profesionalismo.

A CONACYT: Por haberme permitido ser parte de un posgrado de calidad gracias a su programa de becarios. Gracias a todos mis amigos que, sin saberlo, me motivan día con día para no claudicar en mis proyectos.

Gracias a todas las personas que creyeron en mí y me alentaron para la culminación de esta Maestría en ingeniería en mecatrónica.

Mi infinito agradecimiento para todos ustedes. . . . . .

RESUMEN

El presente trabajo de tesis muestra la implementación de un sistema, tipo brazalete ajustable, que registre la actividad de las fibras musculares, utilizando la técnica mecanomiografia, que es una alternativa al registro de la actividad mecánica muscular.

En el caso de la mecanomiografia, MMG, se utilizan como sensores acelerómetros en la superficie del músculo para la detección de contracciones musculares A fines de la década de 1980, estudios de estimulación eléctrica cuidadosamente controlados con músculo aislado, mostraron que la señal MMG, con oscilaciones, cuya amplitud dependía de la longitud del músculo y la intensidad de la estimulación. Se planteó la hipótesis de que esta propiedad puede hacer que la señal MMG sea útil para examinar lo saludable del músculo.

ABSTRACT

The present thesis work shows the implementation of a system, like an adjustable bracelet, that records the activity of muscle fibers, using the mechanomyography technique, which is an alternative to the recording of mechanical muscle activity.

In the case of mechanomyography, MMG, accelerometers are used as sensors on the surface of the muscle for the detection of muscle contractions In the late 1980s, carefully controlled electrical stimulation studies with isolated muscle showed that the MMG signal, with oscillations whose amplitude depended on the length of the muscle and the intensity of the stimulation. It was hypothesized that this property may make the MMG signal useful for examining muscle health.

ÍNDICE

1.. Introducción 13
1.1. Antecedentes 15
1.1.1. Métodos para estudiar los nervios y músculos 15
1.1.2. Electromiograma 16
1.1.3. Mecanomigrafia 16
1.1.4. Fibras Musculares 17
1.2. Enunciado del Problema 22
1.3. Justificación 23
1.4. Objetivos 23
1.4.1. Objetivo general 23
1.4.2. Objetivos específicos 23
1.5. Alcances y limitaciones 24
1.5.1. Alcances 24
1.5.2. Limitaciones 24

2.. Marco teórico o marco conceptual 25
2.1. Elementos del organismo involucrados en la contracción muscular 25
2.1.1. Unidad motora 25
2.1.2. Neurona 26
2.1.3. Contracciones Musculares 26
2.1.4. Señales Bioeléctricas 27
2.1.5. Potencial de Reposo 27
2.1.6. Potencial de Acción 28

2.2. Elementos sensores para detectar la actividad mecánica de un músculo 28
2.2.1. Dinamómetro 28
2.2.2. Aceleración y acelerómetros 29
2.2.3. Velocidad Angular y giroscopio 30
2.2.4. Acelerómetros 30
2.2.5. Giroscopios 31
2.2.6. Transmisión de la señal Mecanomiográfica a una computadora 31
2.2.7. Redes inalámbricas de área personal 32
2.2.8. Estándar bluetooth 32
2.2.9. Sistema Myo ArmBand para detectar actividad muscular 33

3.. Desarrollo 35
3.1. Adquisición de señal 35
3.2. Diagrama a bloques del funcionamiento en el sistema 35
3.3. Diseño y construcción del sistema para detectar actividad muscular 36
3.3.1. Sensor MMG 36
3.4. Alimentación del sistema 38
3.5. Código para enviar y recibir datos 38
3.6. Placa Arduino 43
3.7. Módulo de lector 44
3.8. Fuente de energía 44
3.9. Comunicación Inalámbrica 44
3.10. Sensor de Fuerza (Dinamómetro) 45
3.11. Conexión de componentes 47
3.12. Pruebas realizadas 48
3.13. Selección de usuarios 50
3.14. Grafica señales MMG 60

4.. Resultados 65

5.. Conclusiones 77

Referencias bibliográficas 78

ÍNDICE DE FIGURAS

1.1. Tipos de tejidos musculares. 13
1.2. Señales EMG 14
1.3. Caracterización de la señal MMG 15
1.4. Divisiones musculares del brazo 16
1.5. Divisiones Musculares Del Brazo 17
1.6. Primer sistema utilizando la técnica MMG 19

2.1. Neurona motora inferior. 26
2.2. Estructura muscular. 27
2.3. Dinamómetro para medir la fuerza muscular. 29
2.4. Ejemplo de masa resorte 30
2.5. Orientación de una IMU. 31
2.6. Myo Armband desarrollado por Thalmic Labs Inc 33
2.7. Características técnicas de Myo Armband 34

3.1. Diagrama a bloques del sistema MMG 36
3.2. Esquema del sensor MPU6050 para detectar señales MMG 37
3.3. Inicio del software. 38
3.4. Comunican de bluetooth. 39
3.5. Declaración de atributo. 39
3.6. Inicialización de puertos. 40
3.7. Lectura de sensores e impresión. 41
3.8. Etapa para escribir en SD. 42
3.9. Arduino nano 43

3.10. Arduino Uno 43
3.11. Esquema del módulo lector SD 44
3.12. Batería 9v recargable 44
3.13. Módulo Bluetooth 45
3.14. Interface para dinamómetro 46
3.15. conexiones del potenciómetro 46
3.16. Distancia a 1cm 47
3.17. Conexiones del sistema MMG 47
3.18. Primer detección de la señal MMG 48
3.19. Lecutura del MPU6050 con Simulink 49
3.20. Eje X, con matlab 49
3.21. Brazalete portátil y dinamómetro 50
3.22. Interior del brazalete 50
3.23. Posicionamiento del brazalete en el en bíceps 51
3.24. Señales del filtro 52
3.25. Señal sin offset. 52
3.26. Conversión en grados 53
3.27. Componente de angulo fi 53
3.28. Bloque acelerómetro y giroscopio 54
3.29. Funcionamiento de la envoltura de clases de Myo en Matlab 56
3.30. Propiedades de la clase MyoData 57
3.31. Gestos principales. 61
3.32. Gráfica de las señales del acelerómetro, giroscopio y electrodos 63
3.33. Código de declaración de variables 63
3.34. Gesto relajado recargado sin temblor 64

4.1. Gesto puño 65
4.2. Grafica con gesto puño 66
4.3. Gesto así a la izquierda 67

4.4. Grafica gesto así a la izquierda 67
4.5. Gesto relajado 69
4.6. Grafica gesto relajado 69
4.7. Gesto derecha 70
4.8. Grafica gesto derecho 71
4.9. Grafica de gestos de movimiento 72
4.10. Entrenamiento aplicando furza 73
4.11. Grafica de 4.5kg 73
4.12. Grafica de 9kg 75
4.13. Grafica de 13kg 75

ÍNDICE DE TABLAS

3.1. Características del sensor MPU6050 37
3.2. Velocidad de escritura máxima 42

4.1. Gesto puño 66
4.2. Gesto izquierda 68
4.3. Gesto relajado 68
4.4. Gesto derecha 70
4.5. Entrenamiento con movimiento 72
4.6. Entrenamiento de 4.5kg 74
4.7. Entrenamiento 9kg 74
4.8. Entrenamiento 13kg 76

1. INTRODUCCIÓN

El sistema muscular es el conjunto de más de 610 músculos que existen en el cuerpo humano, la función de la mayoría de los músculos es producir movimientos de las partes del cuerpo. Existen tres tipos de tejidos muscular:

- Tejido muscular esquelético
- Tejido muscular liso
- Tejido muscular Cardiaco

La contracción muscular es el proceso fisiológico en el que los músculos desarrollan tensión y se acortan o estiran (o bien pueden permanecer de la misma longitud) por razón de un previo estímulo de extensión. Estas contracciones producen la fuerza motora de casi todos los músculos superiores, por ejemplo, para desplazar el contenido de la cavidad a la que recubren (músculo liso) o mueven el organismo a través del medio o para mover otros objetos (músculo estriado). En la fig. 1.1 se muestra un ejemplo de los tipos de tejidos musculares.

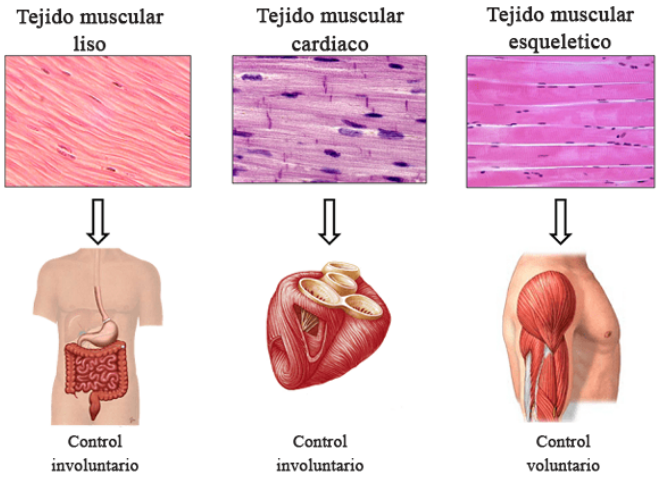


Fig. 1.1: Tipos de tejidos musculares.

Las contracciones son controladas por el sistema nervioso central. Mientras el cerebro controla las contracciones voluntarias, la médula espinal controla los reflejos involuntarios. Los movimientos musculares se pueden registrar por medio de dos técnicas la electromiografía (EMG) y la mecanomiografía (MMG).

La EMG es el registro de señales eléctricas obtenidas a partir de la activación muscular leídas por medio de electrodos de superficie o aguja, se muestra un ejemplo en la fig. 1.2. La electromiografía de superficie (SEMG) es más adecuada para estudios en donde se pretende observar el comportamiento muscular global, los patrones de actividad temporal y la fatiga de un músculo o de un grupo muscular, control de prótesis y evaluación de la fatiga muscular.

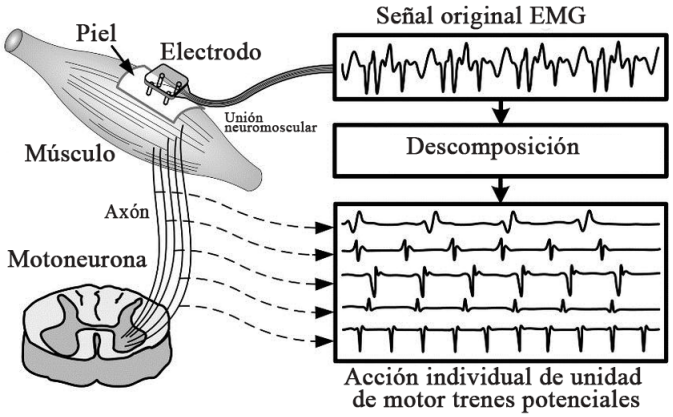


Fig. 1.2: Señales EMG

La MMG registra las contracciones musculares censando los cambios mecánicos en la superficie muscular. Los sensores utilizados (acelerómetros y micrófonos) para detectar las señales no necesitan un medio de acoplamiento entre estos y la piel, como en la técnica de SEMG, la calidad de la señal registrada es independiente de la impedancia eléctrica de la piel del sujeto y tiene menor sensibilidad al ruido eléctrico que la señal SEMG. Se ha observado que la señal MMG evaluada durante contracciones isométricas en los músculos bíceps y tríceps, no están contaminados por señales provenientes de los músculos cercanos, mientras que las señales SEMG presentan señales no deseadas.

La señal de MMG puede entregar información sobre varios aspectos de la actividad muscular, incluyendo la tasa de disparo de las unidades motoras reclutadas durante la contracción, se considera que a través del procesamiento y detección de patrones en el registro de MMG es

posible caracterizar los movimientos de los músculos, y de esta forma poder utilizar MMG para generar señales de control.

Para el registro de la señal MMG, se han realizado diferentes estudios e implementación de sensores. (vibraciones musculares) [8], como se muestra en la siguiente figura 1.3.

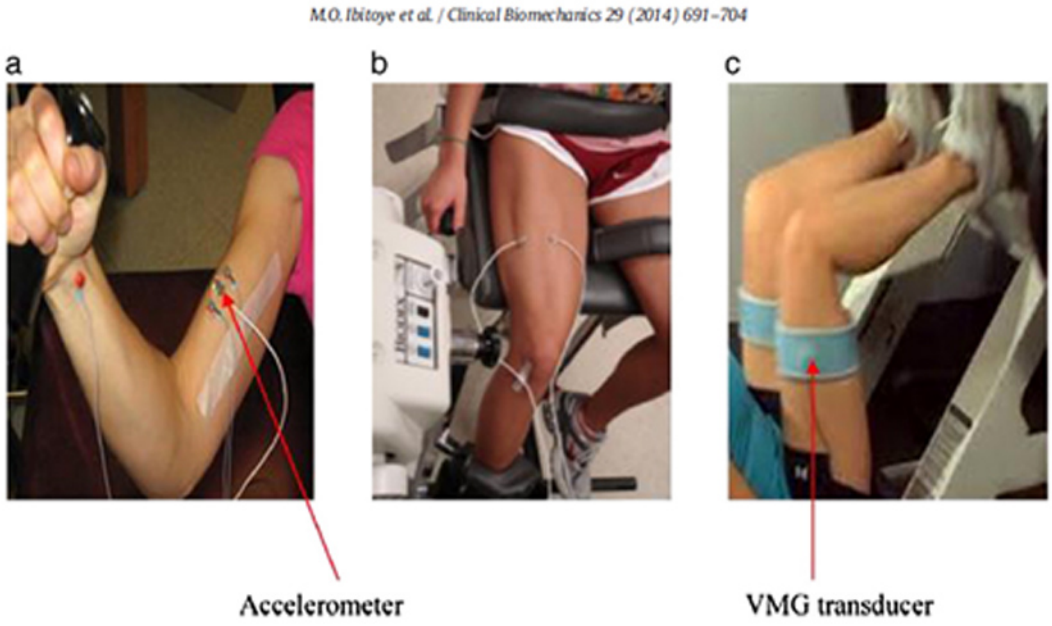


Fig. 1.3: Caracterización de la señal MMG

1.1 Antecedentes

1.1.1 Métodos para estudiar los nervios y músculos

La aplicación de técnicas electrofisiológicas y mecanomiografía al estudio de los trastornos neuromusculares también ha contribuido a un resurgimiento generalizado de la enfermedad en estas condiciones. En los últimos años, se ha recopilado considerable información nueva sobre los aspectos estructurales, genéticos, bioquímicos, farmacológicos y fisiológicos de los trastornos; y se han intentado integrar datos de arrendatarios con observaciones realizadas por neurofisiólogos clínicos. El enfoque multidisciplinario de este tipo compensa la mayor esperanza de encontrar una solución a los problemas fundamentales relacionados con el desarrollo, la prevención y el tratamiento de los trastornos neuromusculares.

1.1.2 Electromiograma

El electromiograma es una prueba que se usa para estudiar el funcionamiento del sistema nervioso periférico y los músculos. Gracias a él se pueden diagnosticar con precisión enfermedades neuromusculares congénitas o adquiridas, y permite clasificarlas según su intensidad y origen. La prueba consiste esencialmente en registrar, mediante electrodos especiales, las corrientes eléctricas que se forman en los nervios y músculos al producirse contracciones.

1.1.3 Mecanomigrafia

La electromiografía de superficie (SEMG) y la mecanomiografía (MMG) son técnicas destinadas a registrar la actividad muscular. Mientras la primera registra la actividad eléctrica de las fibras musculares, la segunda registra la vibración mecánica originada por la actividad muscular. El objetivo de este trabajo fue registrar y caracterizar la señal de MMG utilizado acelerómetros. La señal de MMG se obtiene en bíceps y triceps, en la figura 1.4 se presenta los músculos del brazo, utilizando acelerómetros.[14]

El análisis estadístico mostró que la señal de MMG tiene a fin de determinar cuáles son los procesamientos que se pueden aplicar a esta señal para usarla en el estudio de la fisiología de la contracción muscular, la fatiga o el control de dispositivos prótesis. Cabe destacar que todos estos componentes están inervados por un mismo nervio, el cual se le conoce como el nervio braquial.

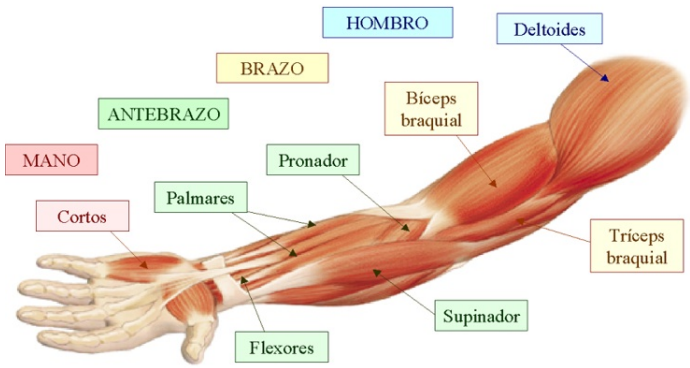


Fig. 1.4: Divisiones musculares del brazo

1.1.4 Fibras Musculares

Son células con capacidad de contraerse, se componen por el tejido muscular. Estas fibras, se dividen en:

- Fibras rápidas.
- Fibras lentas
- Fibras intermedia

Debido a que cada una de estas posee una forma determinada de contraerse, la distribución de estas en el cuerpo humano determinase el rendimiento en una actividad física determinada. A continuación, se muestra en la fig. 1.5 los nombres y categoría del brazo humano.

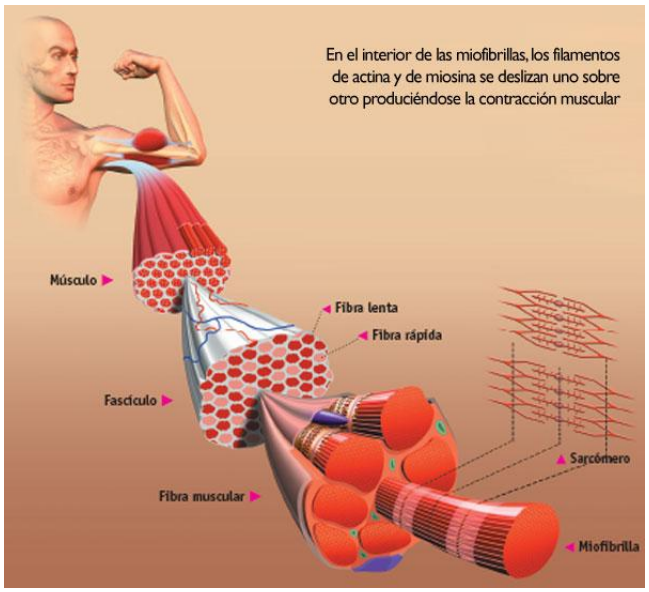


Fig. 1.5: Divisiones Musculares Del Brazo

Con esta prueba se puede identificar si las alteraciones neuromusculares se deben al músculo o a las fibras nerviosas. Para ello analiza básicamente:

- La amplitud de las corrientes eléctricas.
- El número de fibras musculares que se contraen.
- El tiempo que tardan en contraerse.

- El tiempo que se mantienen contraídas.

El primer experimento con MMG fue realizado en 1810 por William Hyde Wollaston. Wollaston era físico, químico y médico, estaba especialmente interesado en las frecuencias de los sonidos musculares. Descubrió que los sonidos musculares eran similares en frecuencia a los sonidos producidos, cuando un medio de transporte fue tirado en las calles adoquinadas de Londres a una velocidad de 8 millas por hora. En 1810, los adoquines tenían 6 pulgadas de largo. Por lo tanto, en una velocidad de 8 millas por hora, 11.7 pies por segundo, las ruedas del transporte se encontraban golpeando aproximadamente 23 adoquines por segundo. Esto permitió a Wollaston determinar, que la frecuencia dominante de MMG fue de 23 Hz, fue muy precisa, considerando el equipo relativamente primitivo que tenía disponible. Después de 1810, los estudios sobre la MMG relativamente eran escasos. En 1885, Herroun y Yeo informaron que los sonidos musculares producidos durante las contracciones voluntarias fueron similares a las contracciones estimuladas, aplicando una señal eléctrica, pero solo para tasas de estimulación inferiores a 30 Hz.[16]

Aunque no se supo en ese momento, este fue un importante porque fue el primer estudio para determinar que un músculo no producía cualquier sonido, es decir, no es silencioso, cuando sus contracciones se vuelven completamente funcionales, este hallazgo eventualmente sería respaldado por los resultados de estudios futuros que utilizaron las fibras musculares aisladas y MMG con sensores muy sensible.

Gordon y Holbourn (1948) también dieron un paso importante, quienes fueron los primeros en crear un sistema, se muestra en la fig 1.6, para el registro de la señal MMG con un micrófono.

El micrófono utilizado por Gordon y Holbourn (1948) para detectar Señales mecanomiográficas (MMG). (B) Alambre o electrodos de superficie indicado por son opcionales. (A) muestra la superficie de la piel, (C) la cámara del micrófono con Su extremo cerrado por un diafragma (D). Los movimientos de la superficie de la piel causan presión. cambios dentro del micrófono

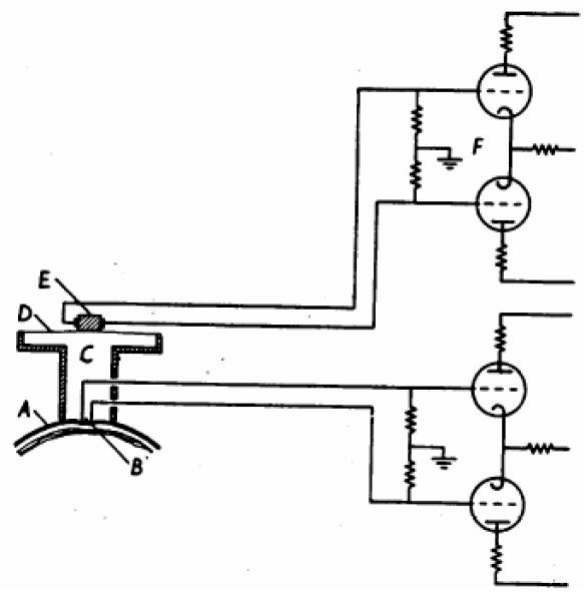


Fig. 1.6: Primer sistema utilizando la técnica MMG

que, a su vez, dan como resultado el movimiento del diafragma y deformar un cristal de sal de Rochelle (E). El cristal de sal de Rochelle tiene piezoeléctrico propiedades, lo que le permite crear potenciales que se transmiten a través de una pantalla cable al amplificador (F). * Reimpreso con permiso de Gordon y Holbourn (1948).

Como resultado, pudieron concluir que la señal de superficie MMG es la contraparte mecánica de la actividad eléctrica de la unidad motora (Gordon y Holbourn 1948) medida por EMG. A pesar de los avances realizados por Herroun y Yeo (1885) y Gordony Holbourn (1948), se realizó muy poca investigación en el área del músculo. Hasta 1980, cuando Oster y Jaffe despertaron un nuevo interés en MMG, que fue al menos parcialmente debido al desarrollo de sensores electrónicos capaces de detectar señales. Uno de los aspectos más importantes del estudio de Oster y Jaffe (1980) fue que los autores concluyeron que la señal MMG era realmente generado por la contracción muscular. Específicamente, se había argumentado que el sonido muscular puede ser causado por el roce del sensor en la superficie de la piel durante la contracción, o incluso el flujo sanguíneo a través de los vasos cerca del músculo.

Estas hipótesis fueron reforzadas por Oster y Jaffe (1980), quienes encontraron que una señal

MMG todavía era detectable cuando el músculo se contraía bajo agua, y el sensor estaba a 1 cm de la superficie de la piel. Además, los sonidos fueron generados por el músculo bíceps braquial cuando se usó un manguito de compresión inflable para restringir el flujo sanguíneo a través de las arterias del brazo, por lo tanto, rechazaron la hipótesis del flujo sanguíneo [12]. La importancia general de la investigación de Oster y Jaffe (1980) se reflejó en el número de estudios MMG realizados poco después. Ahora que los investigadores sabían que la señal MMG se generaba por la actividad muscular, podían concentrarse en los mecanismos subyacentes.

La importante investigación de Oster y Jaffe (1980), sirvió como motivación para realizar numerosos estudios en MMG muy próximos. Ahora que los investigadores sabían que la señal MMG fue generada por actividad muscular, podrían centrarse en los mecanismos subyacentes.

En este punto, es importante reconocer el hecho de que varios términos describían MMG, incluida la miografía sonora, la fonomiografía miografía acústica, acelerometermiografía y vibromiografía. Aunque el uso de estos términos estuvo muy influenciado por el tipo de sensor utilizado para detectar la señal, creó confusión en la literatura con respecto a lo que realmente se estaba midiendo. Así, en 1995, el término "mecanomiograma" sugerido en un Simposio de la Fundación CIBA para distinguir la señal MMG de otras señales mecánicas que no están relacionadas a la actividad muscular.[11]

Los estudios que se han realizado desde el principio hasta el momento, demuestran que la señal MMG se genera principalmente por oscilaciones laterales de las fibras musculares, además, la señal MMG es altamente compleja y refleja las actividades mecánicas de unidades motoras individuales. Esta información podría ser útil para describir diferencias en la composición del tipo de fibra e identificar el mecanismo que subyacen al proceso de generación de fuerza. Realzar más investigación es necesario, para determinar los factores que pueden afectar el motor individual contribuciones unitarias a la señal MMG.

Estado del arte

En el 2003 Oritzio publicó un estudió acerca del estudio de la mecanomiografía para detectar fatiga muscular, teniendo en su sistema de medición acelerómetros, sensores piezoeléctricos y sensores de contacto. En su estudio menciona que la señal MMG está relacionada con la suma de las ondas de presión generadas por todas las unidades motoras que intervienen en una contracción. Al ser una información global del músculo se pueden hacer estudios de fatiga o esfuerzo, sin necesidad de estudiar la unidad motora.

Meagher publicó en abril del 2020, el desarrollo de un sistema que relaciona la actividad mecánica muscular con su actividad cinemática lo que le permite generar mediciones para evaluar la recuperación de un paciente después de un infarto cerebral, el sistema desarrollado sirve para la rehabilitación de brazo, este sistema le permite evaluar de una manera menos invasiva al cuerpo las actividades diarias que realiza un paciente durante su recuperación.

Utilizó acelerómetros para sensar el movimiento, la posición de estos fue determinada por un fisioterapeuta para asegurarse que se colocan en una parte del músculo y tuviera comunicación en los movimientos. Se construyó un sistema de facil instalción que permitía a los pacientes quitar el prototipo y colocarlo de nuevo a pesar de su movimiento limitado. Este proyecto es parecido a una pulcera ajustable donde al rededor tiene sensores MMG y EMG, los cuales se conectan de manera muy sencilla.[10]

MMG se ha utilizado como monitor para entrenamiento inducido cambios en la salida de potencia muscular y otras áreas de evaluaciones de la función muscular.[15]

El objetivo de este estudio es utilizar la mecanomografía como un medio para evaluar la fatiga muscular periférica durante la ejecución de un protocolo la estimulación eléctrica neuromuscular (NMES)[5].

La señal MMG proporciona información válida con respecto a la función muscular. Este argumento está respaldado por consistencias en la literatura MMG, como la estrecha relación entre la amplitud MMG, la salida de potencia y un aumento lineal en la amplitud. Hasta la fecha, la mayoría de las investigaciones de MMG se han centrado en las acciones musculares isométricas.[3]

La señal de MMG refleja las propiedades mecánicas de los músculos de las extremidades que sufren fenómenos complejos en diferentes estados funcionales.[17]

Las señales MMG se han investigado y podría detectar modificaciones a procesos mecánicos de la activación muscular debida a la fatiga muscular, fuerza, y podría usarse para estimar la fibra muscular.

Mecanomiografia cuenta con todas estas áreas de aplicación:

- Herramienta de diagnóstico
- Señal de control
- Herramienta de evaluación
- Indicador de umbral de fatiga entre otros

La señal MMG aún está lejos de la exploración completa en comparación a otros modos no invasivos de la evaluación en función muscular.[7].

1.2 Enunciado del Problema

Las técnicas electromiografía de superficie y de agujas que sea han utilizado son invasivas al cuerpo humano. Estas utilizan agujas o electrodos de diferentes tamaños. Estos sensores son costosos y desechables.

1.3 Justificación

Este proyecto utiliza la técnica Mecanomiografia por medio sensores como el acelerómetro por encima de la piel para detectar los movimientos mecánicos en las fibras musculares. Sin necesidad de introducir sensores y señales eléctricas al cuerpo humano. Otras ventajas son los componentes utilizados en MMG son económicos, fácil de conseguir y de manipular.

La información que proporciona este sistema se podría aplicar mediante un especialista en el área de fisiología para determine el estado del musculo en el que se encuentra, saludable o enfermo. Así de esta manera se puede establecer si es necesario una rehabilitación o el avance de la misma.

Desarrollar un trabajo de investigación en el área de la biomedicina, que este orientado a proporcionar conocimientos y aprendizajes a los futuros aspirantes del posgrado en ingeniería mecatrónica. Motivar para que implementen e innovar proyectos en diferentes áreas tecnológicas .

1.4 Objetivos

Realizar un sistema que convierta señales mecánicas, cuando el músculo realiza algún esfuerzo, a señales eléctricas, utilizando sensores mecánicos.

1.4.1 Objetivo general

Diseño y construcción de un sistema para detectar actividad muscular, utilizando la mecanomiografía. Las señales censadas son almacenadas y envías inalámbricamente a la plataforma de matlab para el análisis y graficar su comportamiento.

1.4.2 Objetivos específicos

Detectar señales mecánicas musculares de bíceps utilizando la técnica de MMG mediante:

a) Monitorear las señales de MMG se realizará solamente en bíceps.

b) Medir la fuerza con los diferentes gestos de mano, con un dinamómetro, para la retroaliemntacion de las señales MMG del músculo.

c) Almacenar las señales MMG y lecturas del edfuerzo de mano, en memoria microSD.

d) Enviar lecturas de las señales a la plataforma de matlab para graficar su comportamientos con sus gestos de mano correspondiente.

1.5 Alcances y limitaciones

El sistema utiliza sensores y acelerómetros para convertir señales mecánicas que se presentan en las fibras musculares, bicep, colocando esta interface en la superficie, piel, para comunicarse con una computadora. Se clasifican señales, aplicando la técnica MMG.

1.5.1 Alcances

El presente sistema detecta actividad muscular por encima de la piel para convertir en señales eléctricas.
Esta técnica se enfoca únicamente en los músculos bíceps.

1.5.2 Limitaciones

El periodo de tiempo de recolección de información comprende un año y medio a partir de marzo del presente año.

2. MARCO TEÓRICO O MARCO CONCEPTUAL

En este capítulo se describen algunos conceptos fisiológicos, que describen las partes del organismo humano que intervienen en la contracción muscular, así cómo los conceptos de ingeniería necesarios para desarrollar un sistema que permita sensar la actividad muscular con sensores mecánicos.

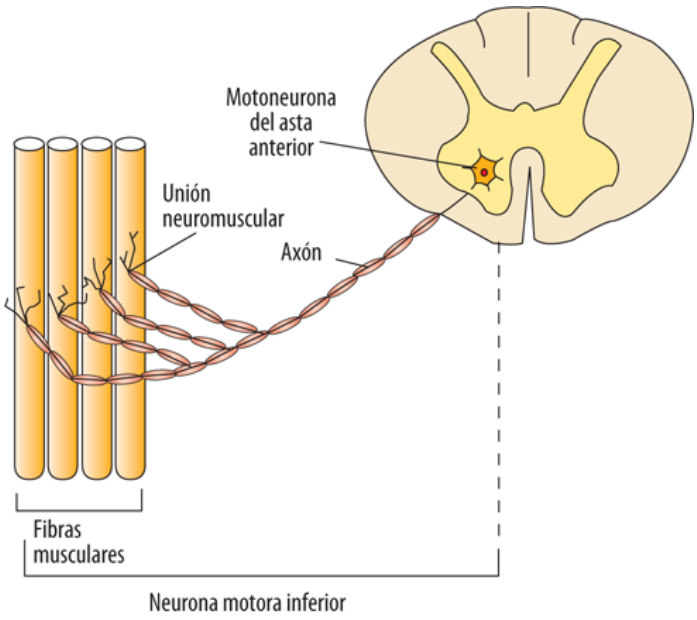
2.1 Elementos del organismo involucrados en la contracción muscular

2.1.1 Unidad motora

El término unidad motora, utilizado por primera vez en 1925 por Liddell y Shcrrington, describe una sola neurona motora inferior y las fibras musculares que la inervan. Por lo tanto, el término abarca:

- El cuerpo celular de la neurona motora inferior en la médula espinal.
- Su axón, que emerge del cordón para convertirse en una fibra constituyente de una raíz nerviosa.
- Todas las fibras musculares que están inervadas por él.

En la fig. 2.1 se muestra un ejemplo unidad motora.
La función de la unidad motora normal puede verse afectada en varios sitios. Una lesión que afecta el cuerpo celular de una neurona motora inferior o su axón puede disminuir la activación de las fibras musculares de esa unidad. Alternativamente, la función de una unidad motora puede verse afectada debido a algún trastorno de las fibras musculares constituyentes.



Fuente: Jesús A. Fernández-Tresguerres: *Fisiología humana*, 4e:
www.accessmedicina.com
Derechos © McGraw-Hill Education. Derechos Reservados.

Fig. 2.1: Neurona motora inferior.

2.1.2 Neurona

Las neuronas son las células responsables de las funciones del sistema nervioso: pensar, razonar, control de la actividad muscular, etc. Son células excitables que conducen los impulsos electroquímicos que hacen posibles todas las funciones del sistema nervioso. Representan la unidad básica funcional y estructural del sistema nervioso.[1] El encéfalo humano contiene alrededor de 100,000 millones de neuronas. Aunque pueden tener distintas formas y tamaños, todas las neuronas tienen una estructura básica y constan de 3 partes esenciales:

- Tejido Cuerpo neuronal
- Tejido Dendrita
- Tejido Axon

2.1.3 Contracciones Musculares

El Cerebro controla las contracciones voluntarias, la médula espinal controla los reflejos involuntarios. Los movimientos musculares se pueden registrar por medio de dos técnicas la

electromiografía (EMG) y la mecanomiografía (MMG). En la fig. 2.2 se muestra como se encuentra la estructura muscular.

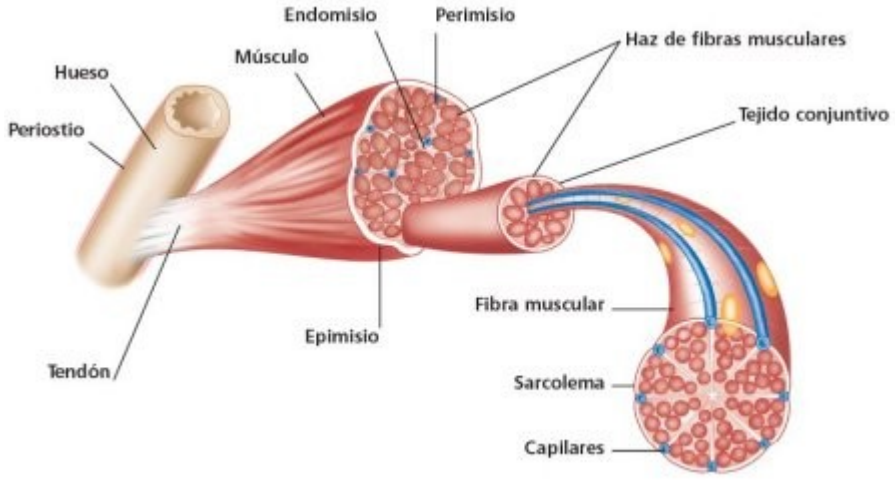


Fig. 2.2: Estructura muscular.

2.1.4 Señales Bioeléctricas

Las señales bioeléctricas son señales provenientes del cuerpo humano, producidas debido al desplazamiento de iones en disolución (portadores de carga en los fluidos orgánicos), especialmente los correspondientes al Na+, K+ y Cl-. Este desplazamiento es producido gracias a las diferencias de concentración de fluidos orgánicos que son: el líquido extracelular, el intersticial y el intracelular. El movimiento de estas partículas con carga eléctrica se llama difusión y se realiza generalmente de las zonas más concentradas a las más diluidas, dando origen a un gradiente de concentración.[13]

2.1.5 Potencial de Reposo

Existe entonces una densidad de corriente debido a la difusión y puesto que los iones son partículas cargadas existe otra densidad de corriente debida al campo eléctrico generado por ellas. Adicionalmente se debe tener en cuenta las corrientes generadas gracias al sistema de bombeo activo de sodio hacia el medio extracelular, siendo positiva para bombas inyectoras y negativas para bombas extractoras. Por lo tanto, la corriente iónica total es la suma de estas corrientes. Dado que la membrana es una interfase que separa dos compartimientos fisiológicos

con concentraciones iónicas diferentes, se puede estudiar como si fuera un circuito eléctrico compuesto por conductancias y fuentes de corriente que modelan las concentraciones y las corrientes iónicas respectivamente. [13]

2.1.6 Potencial de Acción

Cuando la membrana es excitada por estímulos externos, que pueden ser cortos y de alta intensidad o viceversa, la conductancia del potencial de reposo presenta un cambio transitorio debido a estos estímulos, lo que produce un impulso de potencial intracelular llamado Potencial de Acción. El potencial de acción localizado se produce en forma simultánea en la membrana de las células ya que el tiempo de propagación es prácticamente despreciable. Para el análisis de las formas de onda producidas por las excitaciones, se puede utilizar el circuito equivalente de la membrana en reposo en la zona de respuesta donde no se alcanza el potencial de acción, llamada zona subumbral. Pero para la zona de respuesta donde el potencial de acción es alcanzado, llamada zona supraumbral, la membrana se modela con una fuente de corriente externa que se inyecta al circuito de la membrana en reposo.[13]

2.2 Elementos sensores para detectar la actividad mecánica de un músculo

Un sensor se refiere a un elemento que produce una señal eléctrica o mecánica, relacionada con la cantidad que se está midiendo. Un sensor/transductor es análogo si ofrece una salida que cambia de forma continua y proporcional a la magnitud que está midiendo. El término digital se emplea cuando los sistemas ofrecen salidas que son digitales por naturaleza. [4]

2.2.1 Dinamómetro

Es un sensor mecánico, permite la medición de la fuerza muscular, se utiliza para evaluar la fuerza de presión, y la información generada permite valorar la función muscular, en diferentes grupos de edad y en ambos sexos. En la figura 2.3 se muestra un ejemplo de dinamómetros.[6]



Fig. 2.3: Dinamómetro para medir la fuerza muscular.

2.2.2 Aceleración y acelerómetros

La aceleración es la variación de la velocidad por unidad de tiempo es decir razón de cambio en la velocidad respecto al tiempo:

$$a = dV/dt \tag{2.1}$$

Así mismo la segunda ley de Newton indica que en un cuerpo con masa constante, la aceleración del cuerpo es proporcional a la fuerza que actúa sobre él mismo:

$$a = F/m \tag{2.2}$$

Este segundo concepto es utilizado por los acelerómetros para medir la aceleración. Los acelerómetros internamente tienen un MEMS(MicroElectroMechanical Systems) que de forma similar a un sistema masa resorte permite medir la aceleración. Como se muestra en la fig. 2.4 masa resorte. [4]

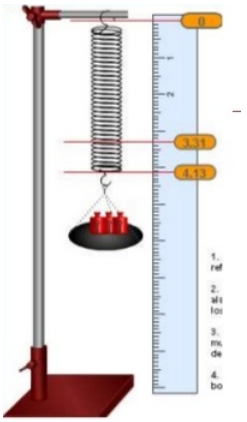


Fig. 2.4: Ejemplo de masa resorte

2.2.3 Velocidad Angular y giroscopio

La velocidad angular es la tasa de cambio del desplazamiento angular por unidad de tiempo, es decir que tan rápido gira un cuerpo alrededor de su eje:

$$w = d\theta/dt \tag{2.3}$$

Los giroscopios utilizan un MEMS (MicroElectroMechanical Systems) para medir la velocidad angular usando el efecto Coriolis. Con un giroscopio podemos medir la velocidad angular, y si se integra la velocidad angular con respecto al tiempo se obtiene el desplazamiento angular, posición angular si se sabe dónde se inició el giro. [2]

2.2.4 Acelerómetros

Dispositivo capaz de medir la aceleración. Los utilizados en los IMU's son los acelerómetros integrados en silicio. Calculan la aceleración a través del voltaje producido entre dos placas.

Los acelerómetros basan su funcionamiento en medir el cambio en el estado de movimiento de un cuerpo, recordando que la inercia es la propensión de los cuerpos a mantener constante su velocidad de rotación y translación a no ser que se vean afectados por fuerzas o momentos externos, según la primera ley de Newton.

Se conocer como sistema de referencia Inercial a un sistema de coordenadas en el que las leyes de Newton del movimiento son válidas. Los sistemas de referencia inercial ni rotan ni aceleran.[2]

Los Sensores Inerciales IMU, Inertial Measuring Unit, miden la variación de rotación, giróscopos, y la aceleración, acelerómetros.

La Navegación Inercial utiliza giróscopos y acelerómetros para mantener una estimación de la posición, velocidad, actitud y variación de actitud del vehículo en el que están los sensores. En la fig. 2.5 se ilustra un ejemplo de la orientación de IMU.

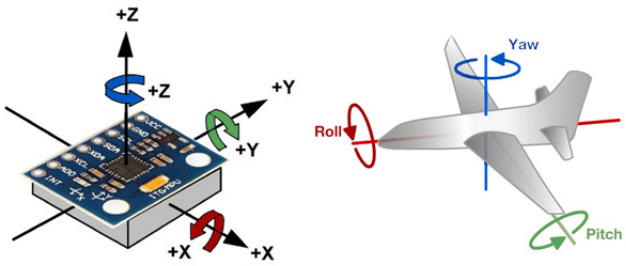


Fig. 2.5: Orientación de una IMU.

2.2.5 Giroscopios

Son dispositivos que miden la orientación, basándose en los principios de la conservación del momento angular. Las unidades de medida inercial utilizan giróscopos MEMS, integrados y de tamaño reducido. En la salida se produce un voltaje, cuya variación medida son grados/segundos, nos indica la velocidad del sensor.[2]

2.2.6 Transmisión de la señal Mecanomiográfica a una computadora

Una vez registrada la actividad eléctrica de los acelerómetros colocados en la superficie del músculo, se deberá enviar la información a una computadora, se puede utilizar cableado, pero esto provocaría que se adicionara ruido a la señal eléctrica, actualmente se cuenta con elementos

que pueden transmitir la señal a través de radio frecuencia lo que hace posible evitar el uso de alambres, dándole más libertad al movimiento del sujeto que realiza el movimiento.

Se describen dos de los posibles sistemas de transmisión de datos que están a disposición de un diseñador, a través del uso de microcontroladores Arduino.

2.2.7 Redes inalámbricas de área personal

El grupo de trabajo IEEE 802.15 para redes de área personal inalámbrica, WPAN, desarrolla estándares para enlazar dispositivos de computación ubicua pueden ser portátil o móvil [50]. El trabajo es exclusivamente en bandas no licenciadas, Frecuencia de trabajo 2.4 GHz, su distancia máxima de operación es hasta 10 metros y la velocidad de datos puede ser hasta más de 20Mb/s. Bajo consumo de energía, tamaños pequeños según el fabricante y costos relativamente bajos.[9]

2.2.8 Estándar bluetooth

La empresa Ericsson Mobile Comunications AB, Suecia, en 1994 promovió en el desarrollo de la tecnología Bluetooth con un proyecto sobre enlaces de comunicadores múltiples conectados a la red celular utilizando teléfonos; después de 4 años el grupo de interés sobre la tecnología Bluetooth SIG, Special Interest Group, seguido de las empresas promotoras de la tecnología tales como Ericsson, Toshiba, IBM e Intel; luego se vincularon otros promotores como 3Com, Lucent, Microsoft y Motorola; desde ese momento se generó el consorcio bluetooth.

Bluetooth es un estándar global de comunicaciones utilizado para redes de área personal inalámbrica, WPAN, mediante señales de radiofrecuencia permitiendo la transmisión de Voz y datos, cuyo objetivo es la eliminación de un medio guiado entre dos dispositivos electrónicos, manteniendo altos niveles de seguridad cuyo estándar es IEEE 802.15.1. [9]

2.2.9 Sistema Myo ArmBand para detectar actividad muscular

En este trabajo fue utilizado un sistema comercial conocido como Myo ArmBand, que contiene etapas de amplificación de la señal EMG, pero también incluye sensores para medir movimiento acelerómetros y giroscopios que pueden utilizarse en la detección de los movimientos musculares.

Myo Armband es un dispositivo en forma de brazalete, desarrollado por la compañía canadiense Thalmic Labs Inc en el 2014, para reconocimiento de gestos. El Myo Armband cuenta con ocho electrodos diferenciales de superficie; además posee una IMU de 9 grados de libertad (acelerómetro, magnetómetro y giroscopio en x, y, z). En la fig. 2.6 se muestra físicamente este dispositivo.



Fig. 2.6: Myo Armband desarrollado por Thalmic Labs Inc

Características generales

Las principales características del brazalete Myo son:

- Sistema IMU (acelerómetro, magnetómetro y giroscopio en x, y, z)
- 8 electrodos secos diferenciales de superficie
- Frecuencia de muestreo del EMG: 200 Hz
- Frecuencia de muestreo de la IMU: 50 Hzs
- Realimentación háptica a través de vibraciones

- Comunicación Bluetooth

Características técnicas

Myo Armband no requiere de ningún aparato de seguimiento de los movimientos realizados, sino que, al ser inalámbrico, se comunica con otros dispositivos mediante Bluetooth 4.0 de baja energía. En cuanto al aspecto físico se refiere, tiene un tamaño extensible de entre 19 y 34 cm sobre la circunferencia del antebrazo, gracias a una banda ajustable; pesa 93 gramos y tiene un grosor de aproximadamente 1,15 cm.
Características técnicas Sobre el hardware del Myo cabe destacar:

- Sensores: Sensores EMG de acero inoxidable de grado médico e IMU de nueve ejes altamente sensible.
- LED's: Indicadores LED duales.
- Retroalimentación háptica: Vibraciones cortas, medias y largas.
- Frecuencia de muestreo de la IMU: 50 Hzs.
- FProcesador: ARM Cortex M4.

En la fig. 2.7 se muestra algunas caracteristicas técnicas.

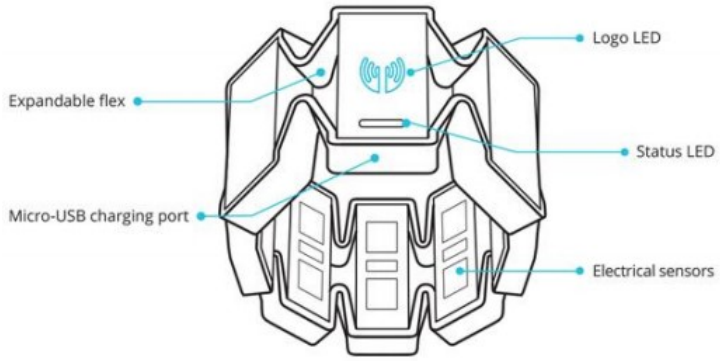


Fig. 2.7: Características técnicas de Myo Armband

3. DESARROLLO

En este capítulo se explica de forma detallada los criterios de diseño y construcción de este sistema. Se muestra la construcción de sensores y el desarrollo del software como también las plataformas que se utilizaron. Para el estudio de las fibras musculares en bíceps, se trabajó con la técnica MMG y se realizó la comparación con una segunda señal obtenida del esfuerzo de los gestos de la mano al activar el músculo por de medio de una neurona.

3.1 Adquisición de señal

La interfase para la adquisición de las señales musculares que se presenta en bíceps, se realiza mediante la superficie, utilizando la técnica de MMG. Convirtiendo los movimientos mecánicos al detectar las señales en fibras musculares de este miembro, a partir de sensores de aceleración, MPU6050, y con un microcontrolador, arduino, que permita procesar y manipular con las señales para proceder con la interpretación de los movimientos. El software cuenta con las instrucciones necesarias para poder hacer las lecturas del brazalete ajustable y el dinámetro, a su vez el almacenamiento de esa información, memoria SD, posteriormente se grafican para visualizar estos comportamientos.

3.2 Diagrama a bloques del funcionamiento en el sistema

Se describe en forma general con diagramas a bloques las etapas y componentes que conforman al proyecto. Como primera instancia se tiene al paciente que tiene instalado el sistema, brazalete ajustable y también en su mano un dinamómetro; al realizar gestos con la mano, se manda la señal de dinamómetro al Arduino y a la vez el acelerómetro también envía sus lecturas. El sistema contiene tres bloques, como lo muestra la fig. 3.1; en el bloque 1 corresponde al brazalete

ajustable, bloque 2 hacer referencia al instrumento dinamómetro y por último se tiene el bloque 3 se encuentra el dispositivo donde llegan dos señales y se clasifican y grafican el resultado. En la figura 3.1 se muestra la distribución de bloques.

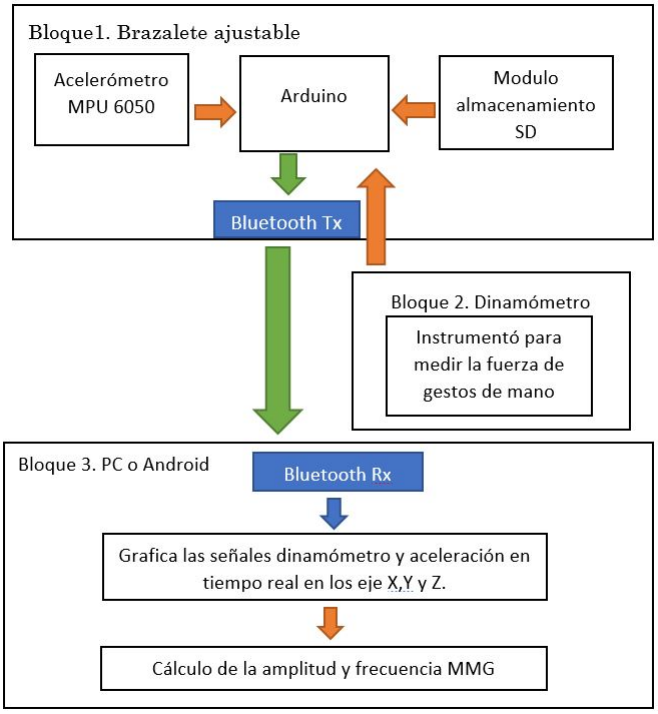


Fig. 3.1: Diagrama a bloques del sistema MMG

3.3 Diseño y construcción del sistema para detectar actividad muscular

Como se describió en el diagrama de bloques de la Figura 3.2, el dispositivo sensor de MMG corresponde al Bloque 1 del diagrama en cuestión. Los procesos de selección de los componentes, así como el diseño y construcción de cada parte del dispositivo se detallan a continuación.

3.3.1 Sensor MMG

El objetivo de la extracción de características es crear una representación con información útil, manejable y significativa a partir de una señal, sin pérdida de información relevante, con el objeto de incrementar el desempeño de la fase de clasificación. Para la extracción de características se usa análisis frecuencial y temporal. Fue utilizado el acelerómetro MPU-6050 de la familia

Arduino con 6 grados de libertad, combina un acelerómetro un giroscopio cada uno de 3 ejes. La información de este sensor es serial y sus mediciones se pueden se mostrar en el monitor serial de la interfaz Arduino. En la figura 3.2 se puede apreciar el sensor y en la tabla 3.1 las características de este sensor.

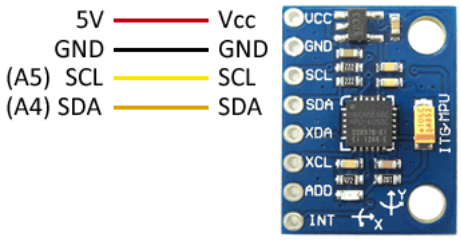


Fig. 3.2: Esquema del sensor MPU6050 para detectar señales MMG

Tab. 3.1: Características del sensor MPU6050

Especificaciones MPU6050	
Voltaje de operación	3V/3.3V 5V DC
Regulador de voltaje en placa	si
Grados de libertad (DoF)	6
Rango Acelerómetro:	2g/4g/8g/16g
Rango Giroscopio:	250Grad/Seg, 500Grad/Seg, 1000Grad/Seg, 2000Grad/Seg
Sensibilidad Giroscopio	131 LSBs/dps
Interfaz	I2C
Conversor AD	16 Bits (salida digital)
Dimensiones	2.0cm x 1.6cm x 0.3cm
Corriente de funcionamiento	3.9mA
ADCs integrados de 16 bits	Permiten el muestreo simultáneo de las entradas del acelerómetro sin multiplexor externo
Número de ejes	3 (X, Y y Z).
Rango de temperatura	-40C a +85C

Acelerómetro

El circuito integrado MPU-6050 contiene un acelerómetro y giroscopio en un solo empaque. Cada dato es una palabra de 16-bits, lo cual significa que divide el rango dinámico ya sea de 5 V o 3.3 en 65536 fracciones, estos aplican para cada eje X, Y y Z , es más conveniente trabajar con 5 V para que la señal de salida tenga un voltaje mayor y sea menos afectada por el ruido.

En este trabajo es de interés el acelerómetro ya que es el sensor que estará bajo prueba para determinar si es posible realizar el estudio de Mecanomiografía muscular.

3.4 Alimentación del sistema

La fuente de alimentación para este sistema, es con una batería recargable de 9v con 250mah. Se determino este acumulador mediante el consumo de energía, basándose con la hoja de especificación del fabricante de cada componente electrónicos de este sistema. Entrada de energía se encuentra conectada en el pin VIN y GND del microcontrolador Arduino, este consumé la cantidad necesario para su funcionamiento correcto. Las conexiones se encuentran mediante los pins 3V3 para VCC y GND para GND.

3.5 Código para enviar y recibir datos

En las primeras líneas, 1 al 7, se llaman las librerías relacionadas de los dispositivos que se están utilizando. Mostrando en la siguiente fig. 3.3 el código.

MPU6050_rawFinalSabadoValores2021NovPart2

```
1 #include "Wire.h"
2 #include "I2Cdev.h"
3 #include "MPU6050.h"
4 #include <SoftwareSerial.h>
5 #include <SD.h>
6 #define LED_PIN 13
7 #define TIMER 500
8
```

Fig. 3.3: Inicio del software.

Entre las líneas 9 al 12, de la fig. 3.4, se configura los puertos para la Tx y Rx de la comunican de bluetooth, GW-040 ARDUINO, quedando de la siguiente manera: en el puerto D8 con RXD y D7 con TXD.

```
MPU6050_rawFinalSabadoValores2021NovPart2 §
 9 SoftwareSerial BT(12,11);
10 #if I2CDEV_IMPLEMENTATION == I2CDEV_ARDUINO_WIRE
11     #include "Wire.h"
12 #endif
```

Fig. 3.4: Comunican de bluetooth.

Se declaran atributos entre la línea 14 y 22. Las primera tres renglones son atributos que corresponde al acelerómetro y giroscopio. En la línea 17 al sensor del dinamómetro, en la fig. 3.5 se muestra el código correspondiente.

```
MPU6050_rawFinalSabadoValores2021N
14 MPU6050 accelgyro;
15 int16_t ax, ay, az;
16 int16_t gx, gy, gz;
17 long valor;
18 char buffer[256];
19 File dataLogger;
20
21 const int CS_nano =14 ;
22 bool blinkState = false;
23
```

Fig. 3.5: Declaración de atributo.

Siguiente código, que se muestra en la fig. 3.6, se inicializan los puertos que se están utilizando para la comunicación serial de datos del sistema. Entre las líneas 31 y 38 corresponde al módulo de bluetooth. Los siguientes reglones son para el acelerómetro y giroscopio.

El acelerómetro MPU6050 de la familia Arduino se encuentra alimentado en ambos lados de la terminal pin físico 17. Quedando esta terminal en medio de la alimentación, de la siguiente

MPU6050_rawFinalSabadoValores2021NovPart2 §

```
29 void setup() {
30                     //bluetooth
31   BT.begin(9600);       // Inicializamos el puerto serie BT (Para Modo AT 2)
32   Serial.begin(9600);   // Inicializamos  el puerto serie
33
34     #if I2CDEV_IMPLEMENTATION == I2CDEV_ARDUINO_WIRE
35         Wire.begin();
36     #elif I2CDEV_IMPLEMENTATION == I2CDEV_BUILTIN_FASTWIRE
37         Fastwire::setup(400, true);
38     #endif
39
40     Serial.begin(38400);
41
42     //inicializar dispositivo
43     Serial.println("Inicializar dispositivo...");
44     accelgyro.initialize();
45
46     // verificar la conexión
47     Serial.println("Prueba de conexiones de dispositivos...");
48     Serial.println(accelgyro.testConnection() ? "Conexión de MPU6050 exitosa" : "Error de conexión MPU6050");
49
50     //cambiar los valores de compensación de aceleración
51     // configurar el pin LED de Arduino para la salida
52     pinMode(LED_PIN, OUTPUT);
53
54     // Inicializar SD
55     Serial.println(F(" Inicializar SD..."));
56   pinMode(CS_nano, OUTPUT);
57   if (!SD.begin(CS_nano)) {
58     Serial.println(F("Inicialización fallida! Insertar sd y reset..."));
59     return;
```

Fig. 3.6: Inicialización de puertos.

manera, a lado derecho se encuentre 5v con Vcc y del lado izquierdo GND con Gnd. En los puertos A4 con SDA y A5 con SCL del sensor, son las encargadas de la trasmisión y recepción de la adquisición de datos en bíceps. En la figura 3.6 se muestra el código, para recibir, imprimir los datos y graficar estos resultados como se muestra más adelante. Con las instrucciones de las líneas 75 y 77, son para tomar lectura de los sensores: potenciómetro del dinamómetro y las otras del MPU6050 en la fig. 3.7 Lectura de sensor.

Entre los renglones 80 a la 91 de la figura anterior, es para imprimir los resultados en forma de tabla. Para que sea más organiza esta información, se utilizan separadores por tabuladores en por cada valor capturado. El potenciómetro que actúa como sensor de fuerza, dinamómetro. Se puede observar un ejemplo de este instrumento en la fig. 3.8 con el nombre interface del dinamómetro. Se conecta a las terminales analógicas A0 y A1. Finalmente se almacenan los

MPU6050_rawFinalSabadoValores2021NovPart2 §

```
74 void loop() {
75   valor = analogRead(A0); //potenciometro sensor del dinanometro
76       // lectura accel/gyro mediciones del dispositivo
77     accelgyro.getMotion6(&ax, &ay, &az, &gx, &gy, &gz);
78
79
80     #ifdef OUTPUT_READABLE_ACCELGYRO
81         // Imprimir valores de potenciometro/ acel / giroscopio x / y / z separadc
82         Serial.print("a/g:\t");
83         Serial.print(valor);Serial.print("\t");
84         Serial.print(ax); Serial.print("\t");
85        Serial.print(ay); Serial.print("\t");
86         Serial.print(az); Serial.print("\t");
87         Serial.print(gx); Serial.print("\t");
88         Serial.print(gy); Serial.print("\t");
89         Serial.println(gz);
90
91     #endif
92
93     #ifdef OUTPUT_BINARY_ACCELGYRO
94         Serial.write((uint8_t)(ax >> 8)); Serial.write((uint8_t)(ax & 0xFF));
95         Serial.write((uint8_t)(ay >> 8)); Serial.write((uint8_t)(ay & 0xFF));
96         Serial.write((uint8_t)(az >> 8)); Serial.write((uint8_t)(az & 0xFF));
97         Serial.write((uint8_t)(gx >> 8)); Serial.write((uint8_t)(gx & 0xFF));
98         Serial.write((uint8_t)(gy >> 8)); Serial.write((uint8_t)(gy & 0xFF));
99         Serial.write((uint8_t)(gz >> 8)); Serial.write((uint8_t)(gz & 0xFF));
100    #endif
```

Fig. 3.7: Lectura de sensores e impresión.

datos en la memoria SD entre las líneas 116 a la 130 como se muestra en la fig.8. Para aprovechar la información capturada, es necesario procesar los datos más rápidos posibles y de la misma manera que sean almacenados en tarjeta SD. Por lo tanto, se utiliza su forma original de los archivos en binario.

Se utilizaron diferentes funciones para determinar la velocidad de la comunicación en modo escritura con la librerías SD con IDE de Arduino Nano (ATmega328P @ 16 MHz). Obteniendo la siguiente tabla 3.2 de velocidades promedio:

```
116 void getMPU(File data)  //
117 {
118   accelgyro.getMotion9(&ax, &ay, &az, &gx, &gy, &gz);    //leer medidas de MPU6050
119   if (data) {                                            // sin procesar del dispositivo
120     int sensAx = (analogRead(A0));
121
122     float voltageAx = (sensAx * (4.0 / 1023.0));
123
124
125     sprintf(buffer, "%.2f,%d,%d,%d,%d,%d,%d,%d,%d\r\n", voltageAx, analogRead(A0), analogRead(A1),
126             gx, gy, gz);
127
128     data.write(buffer, strlen(buffer));
129     Serial.println(F("Writing Data..."));
130 }
```

Fig. 3.8: Etapa para escribir en SD.

Tab. 3.2: Velocidad de escritura máxima

Función	Velocidad
print	44Kb/s
write	57Kb/s
sdFat	36Kb/s

En la función print suele ser lenta porque además utiliza a flush (forzar la escritura física, aunque sea sólo un simple carácter). Al utilizar la función sprint, se creas cadena de texto en el buffer. En el caso de write y arrays funciona con arreglos binarios y por este motivo es la más rápida de trasmitir, como también fue motivo principal para utilizarse.

Se crea un buffer para este módulo, al principio del software, en la línea 18, de tipo Char y con el nombre buffer. El propósito de este atributo es para guardar la información de lecturas procedentes del potenciómetro y acelerómetro.

En la línea 128 de la fig. 3.8 muestra la siguiente instrucción: SD data.write(buffer, strlen(buffer)); Esta Llama el buffer donde tiene la información de las señales MMG, y con strlen(buffer) le dices el tamaño de la cadena para ser copiada. Como se muestra en la fig. 8 etapa para escribir en SD.

Se crea el archivo de tipo binario en la línea 64 de la imagen anterior y en las siguientes

instrucciones guarda la información que se encuentra en los atributos del potenciómetro y MPU6050; todo en forma digital dataLogger = SD.open. El comando strlen tiene diferentes funcione se puede determinar el tamaño de un arreglo como cadena de texto, para lectura y escritura. Además, automáticamente se mueve el puntero al final de este archivo; para agregar bytes/caracteres en vez de sobrescribir. La librería SD trata los archivos como un array de bytes, expandible y de acceso aleatorio. Esta forma de conceptualizar un archivo digital, es la que permite interpreta en texto y en binario. En la fig. 8 se puede visualizar esta instrucción.

3.6 Placa Arduino

Para el procesamiento de señales se ha seleccionado el Arduino nano, fig. 3.9 y Arduino uno también se utilizó como primera versión, fig. 3.10 esta placa se basa en el microcontrolador ATMEL. Estos se pueden alimentar de 3.3 volts a 5 volts. El microcontrolador de Arduino posee lo que se llama una interfaz de entrada, que es una conexión en la que podemos conectar en la placa diferentes tipos de periféricos. La información de estos periféricos que conectes se trasladará al microcontrolador, el cual se encargará de procesar los datos que le lleguen a través de ellos.



Fig. 3.9: Arduino nano

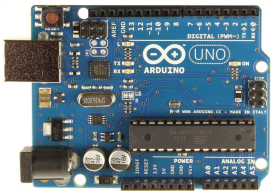


Fig. 3.10: Arduino Uno

3.7 Módulo de lector

Esta tarjeta de interfaz está diseñada para acceder a la memoria SD en modo SPI, por lo que las señales de control se etiquetan claramente con los nombres de las señales en dicho bus de comunicaciones. Posee un regulador de tensión incluido para alimentar con 5 y 3.3 V. Su interfaz de comunicación SPI permite poder utilizarlo con Arduino. En la fig. 11 se muestra el esquema del módulo.

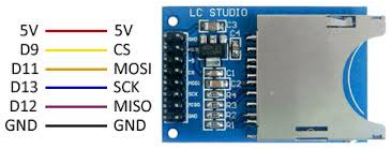


Fig. 3.11: Esquema del módulo lector SD

3.8 Fuente de energía

Una batería de 9v recargable, es la que está alimentando nuestro sistema, ya que se adecúa a las necesidades del dispositivo por sus dimensiones, peso, voltaje, corriente y fácil de encontrar en el mercado. En la fig. 3.12 se muestra un ejemplo.



Fig. 3.12: Batería 9v recargable

3.9 Comunicación Inalámbrica

Se seleccionó para la comunicación inalámbrica el módulo HC - 05 es un circuito integrado para Bluetooth SPP (protocolo de puerto serie) fácil de usar, diseñado para una configuración

de conexión en serie inalámbrica transparente. El módulo Bluetooth HC-05 se puede usar en una configuración maestra o esclava, lo que lo convierte en una excelente solución para la comunicación inalámbrica Este módulo bluetooth de puerto serie está totalmente calificado con Bluetooth V2.0 + EDR (Velocidad de datos mejorada) Modulación de 3Mbps con transceptor de radio y banda base completos de 2.4GHz. Utiliza el sistema CSR Bluecore 04-Rluetooth de chip único externo con tecnología CMOS y con AFH (función de salto de frecuencia adaptable). En la fig. 3.13 se muestra un ejemplo físico.

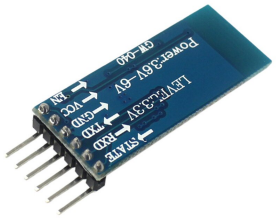


Fig. 3.13: Módulo Bluetooth

3.10 Sensor de Fuerza (Dinamómetro)

Se utilizo un dinamómetro analógico, 12kg, para medir la fuerza de la de mano al aplicar un esfuerzo y detectar la fatiga que se presenta en músculo del bíceps. Esta herramienta se le completó con un potenciómetro y dos perfiles de aluminio, palanca, formando un triángulo. Como se muestra en la figura 3.14 interface para dinamómetro.

Al tratar de unir los perfiles de aluminio, con la mano. Se aplica una fuerza, la cual se puede sensar por medio de dos formas: análoga y digital. La señal analógica se puede observar en el desplazamiento del dinamómetro y al mismo tiempo la digital mediante la variación del potenciómetro, 1Kohms a 1Mohms. Esta última señal es capturada por medio del microcontrolador Arduino, las cuales representa las actividades musculares para a su vez graficar sus comportamientos con diferentes esfuerzos. En la figura 3.15 se muestra la conexiones del potenciómetro.



Fig. 3.14: Interface para dinamómetro

Uno de los perfiles se sujeta al potenciómetro con la tuerca que provee el fabricante, el otro perfil se sujeta al vástago o caña del potenciómetro. Este arreglo mecánico permite medir el ángulo de giro. Eléctricamente se forma un divisor de voltaje.



Fig. 3.15: conexiones del potenciómetro

El dinamómetro, permite realizar medidas precisas, con el uso de un vernier digital se puede medir el desplazamiento del indicador y relacionarlo con la fuerza, se registró una distancia de 1cm cuando se aplica una fuerza o peso de 4.5kg. Realizando una marca en ese lugar como se muestra en la siguiente figura 3.16 distancia a 1cm.



Fig. 3.16: Distancia a 1cm

3.11 Conexión de componentes

Una vez seleccionado el hardware a utilizar en el sistema para detectar movimiento de las fibras musculares por medio de la técnica de MMG, se realiza las conexiones necesarias para su comunicación y lograr el objetivo. En la siguiente figura 3.17 se muestra la forma como quedo distribuido el sistema.

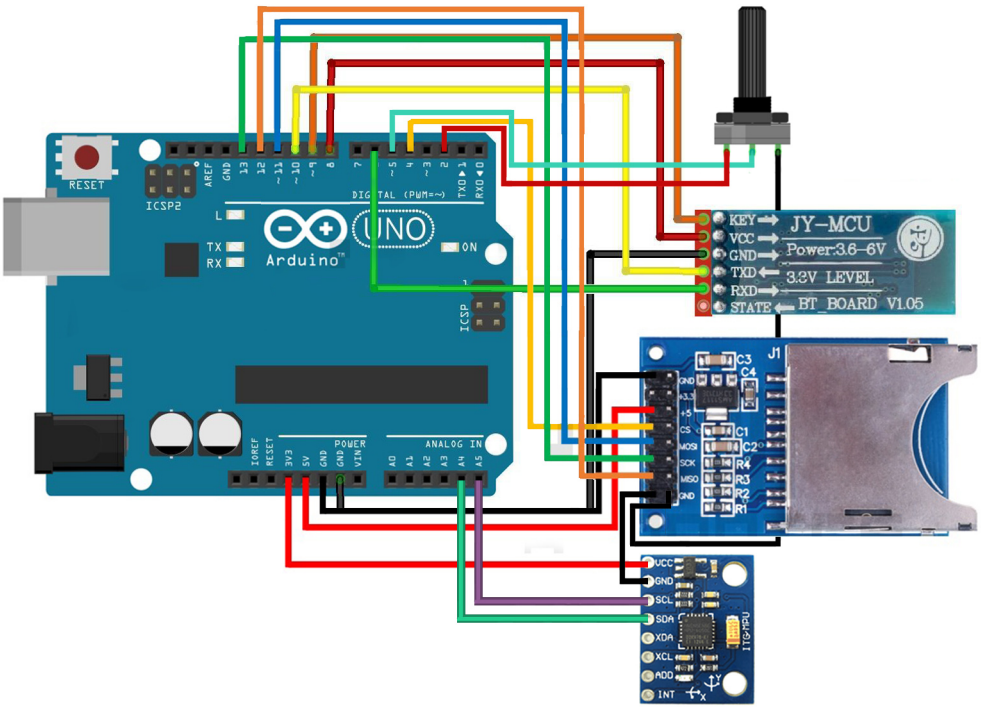


Fig. 3.17: Conexiones del sistema MMG

3.12 Pruebas realizadas

Se realizaron diferentes pruebas para registrar la vibración producida por un músculo durante una contracción, en la fig. 3.18 se muestra un experimento básico.

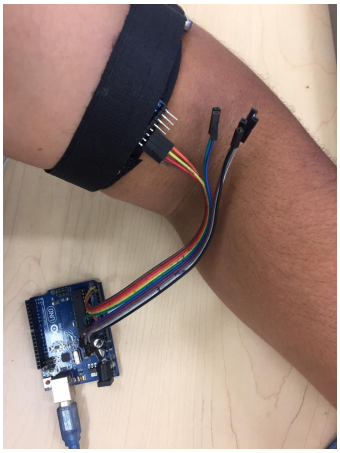


Fig. 3.18: Primer detección de la señal MMG

Lectura del MPU6050 con Simulink

Para leer los datos del acelerómetro, en el experimento básico se utilizó Matlab, ver fig. 3.19 se muestra el software en Simulink. Se determina que la señal del eje X corresponde al ángulo con que se desplaza la articulación, son esta información se puede determinar la velocidad, del movimiento. Los ejes Y y Z se omiten ya que se estaba realizando el movimiento en un solo eje coordenado y para determinar la linealidad del sensor respecto al ángulo de desplazamiento, además de utilizar la velocidad de transmisión para una sola variable lo que mejora la frecuencia de muestreo en la fig. 3.20, se muestra el gráfica en Matlab Mediante un osciloscopio.

Brazalete ajustable detectar señales con la MMG

Este sistema se encuentra construido con materiales fáciles de conseguir, ligero, ajustable y económico. El principal es el velcro, el cual forma un brazalete ajustable, su principal función es

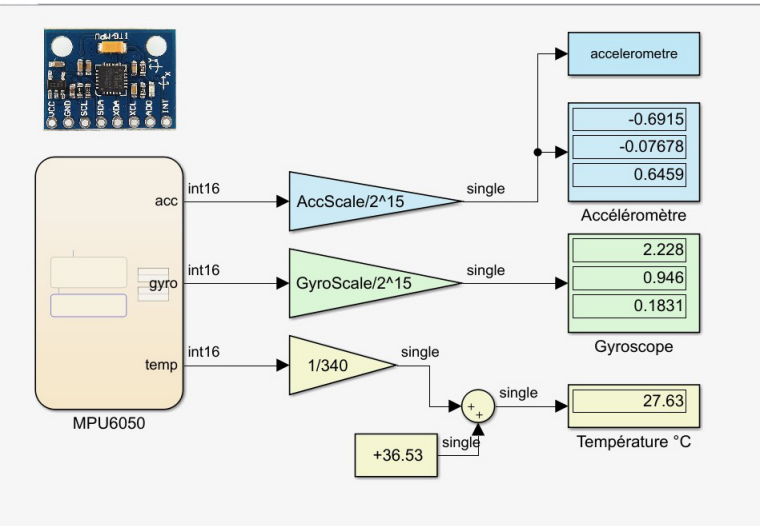


Fig. 3.19: Lecutura del MPU6050 con Simulink

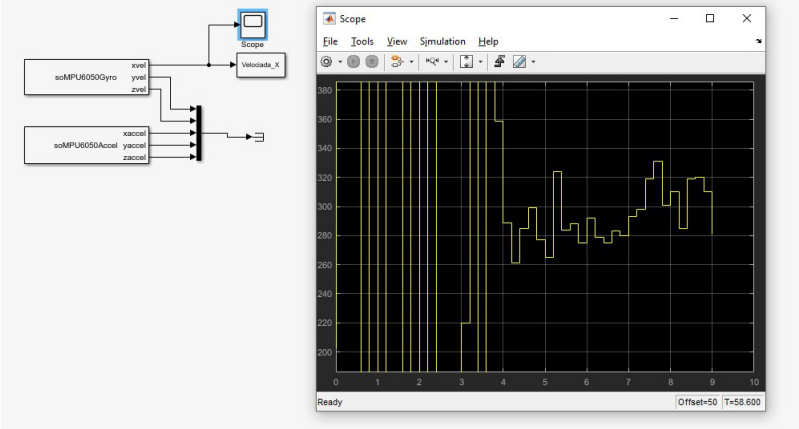


Fig. 3.20: Eje X, con matlab

ajustar el sensor, MPU6050, en el músculo bíceps. Todos los componentes cuentan con velcro, en uno de sus lados, para que se facilite si es necesario cambiar alguno de estos.

La instalación del brazalete es fácil y permite posicionar el acelerómetro siempre en la misma posición respecto al bíceps evitando en la medida de lo posible que la señal varíe por alguna colocación incorrecta del sensor. En la figura 3.21 se muestra el brazalete con sus componentes y con un Arduino nano.

En la fig. 3.22 se muestra la colocación de los componentes en el brazalete ajustable y dinamómetro.

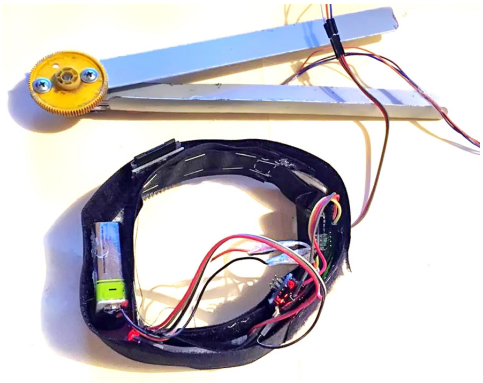


Fig. 3.21: Brazalete portátil y dinamómetro

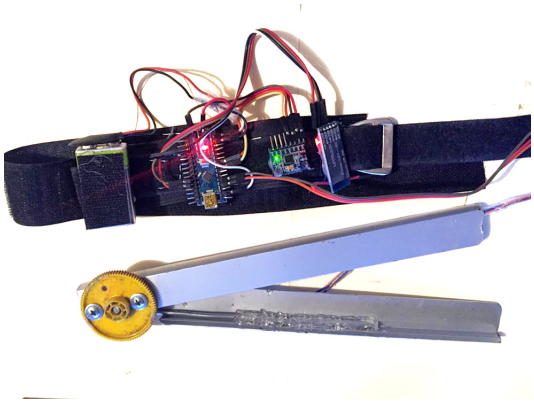


Fig. 3.22: Interior del brazalete

3.13 Selección de usuarios

Para las pruebas se necesitaron 10 sujetos saludables que no presentaban ningún movimiento involuntario muscular y sin ningún signo de presentar síntomas asociados a trastornos de movimiento o diagnóstico previo de enfermedad, en un rango de edad de 18 a 30 años. De los 10 sujetos de estudio 3 de ellos son de sexo femenino y 7 de sexo masculino. Todos los sujetos dieron verbalmente su consentimiento ya que habían sido informados del procedimiento y el uso de los datos. Es necesario que los sujetos estén saludables ya que serán parte de la base de datos de entrenamiento.

Instalación del brazalete

Es necesario establecer una postura del paciente y la posición del sensor para poder comprobar si el sensor servirá para su uso en mecanografía La banda debe ser colocada en el mismo lugar,

bíceps, haciendo coincidir el sensor, MPU6050 con la protuberancia del musculo, garantizando fiabilidad en los datos estudiados. En la fig. 3.23 posicionamiento del brazalete en el en bíceps.

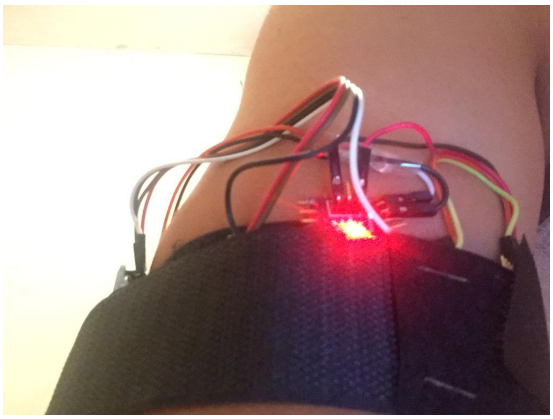


Fig. 3.23: Posicionamiento del brazalete en el en bíceps

Filtrado de la señal

Una posible solución es sumar el valor de dos muestras inmediatas. Para calcular promedio en la Variable X se realiza con las siguientes operaciones desde Matlab con la siguiente instrucción: mean(Velociada X(end-1000:end)) ans = 300.9510.

Se observa la grafica de velocidad (Scope) se obtiene un valor de offset de 300.9510 en el acelerometro. En el siguiente paso se va agregar un sumador para ingresar el resultado anterior y reducir al máximo el offset de la velocidad en x. Se agrega un sumador y una constante con el valor, 300.9510, con el signo contrario para eliminar el offset por lo tanto seria -300.9510. En la fig. 24 se muestra la simulación antes mencionada.

Se realiza el cálculo promedio y el resultado se le suma a la constante anterior quedando siguiente valor -297.3344. De este modo se resolvió el problema del offset y se puede relacionar la medición del acelerómetro con el ángulo, esta señal oscila alrededor del cero. Por lo tanto, se va escalar el ángulo, con una ganancia, para determinar los grados que representa ese esa grafica. Se coloca el sensor en 90 grados para determinar aproximadamente el valor que representa la gráfica del scope1. En la fig. 3.25 muestra cuando se tiene una inclinación de 90 grados y se representa en la gráfica a un valor aproximado de 12000.

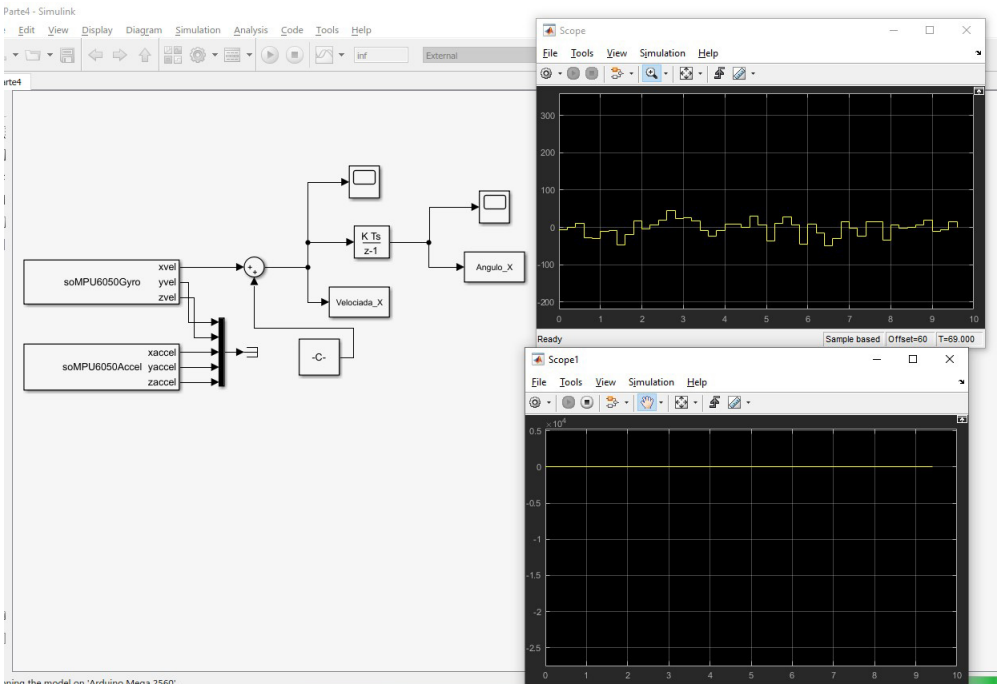


Fig. 3.24: Señales del filtro

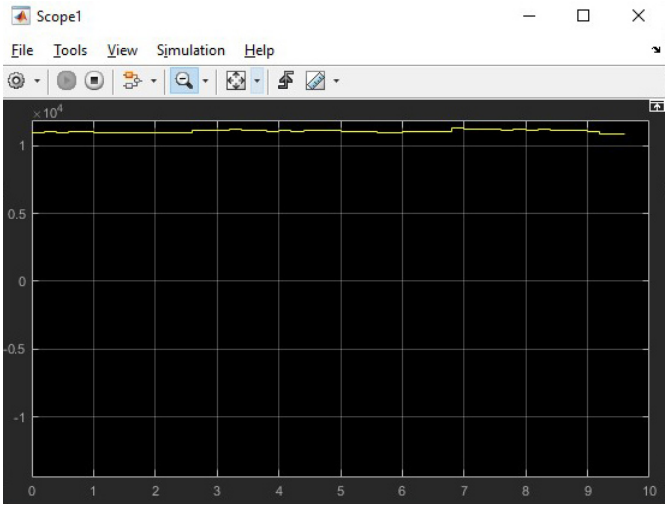


Fig. 3.25: Señal sin offset.

La ganancia se coloca adelante de la integral. Para calcular la ganancia es de 90 grado entre 12000. Como se puede observar en la figura 26 se puede observar los grados correspondientes de la posición del sensor. Se logro unos de los objetivos, pasar de la velocidad angular a grados.

Determina la posición angular del eje X. Se tiene la siguiente relación en la fig. 3.27.

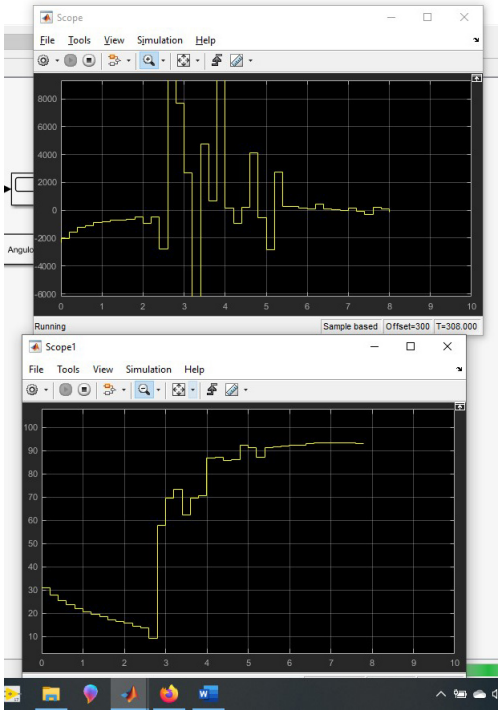


Fig. 3.26: Conversión en grados

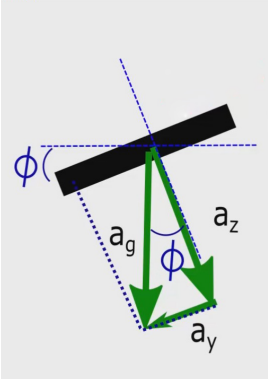


Fig. 3.27: Componente de angulo fi

El arco tangente en aceleración en Y sobre Z proporciona la posición angular de X. Se activa en el bloque de acelerómetro los puestos Y y Z. Se agregar bloques conversores, tipo double, para convertir los datos adquiridos del acelerómetro. En la siguiente, fig. 3.8, etapa se seleccione el bloque de funciones trigonométrica, se determina arca tangente y se inserta un scope2 para observar la señal.

En la siguiente versión de este proyecto, se evoluciono tanto en hardware como software, para que sea más compacto y portátil. Uno de estos es el Arduino nano, el cual cuenta con recursos menores, por lo tanto, los programas de Matlab son gran tamaño para este tipo de

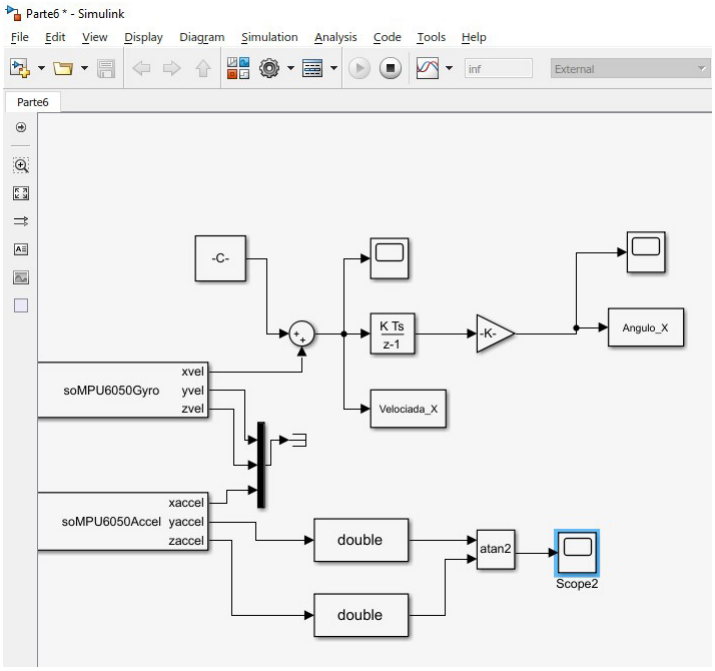


Fig. 3.28: Bloque acelerómetro y giroscopio

microcontrolador. El lenguaje de programación se utilizó en la plataforma de Arduino.

Uso del sistema comercial Myo Armband

Configuración del Myo Armband para usarlo como sensor de movimiento mecánico.

Aplicación Myo Connect

Para poder configurar el brazalete Myo por primera vez será necesaria la instalación del Myo Connect. Cada vez que se quiera trabajar con el dispositivo habrá que, en primer lugar, conectar el adaptador USB Bluetooth a la computadora, que permite utilizar el Myo de manera inalámbrica.

Posteriormente se debe conectar con el cable micro USB el brazalete a la computadora para su encendido. Cuando esté listo, se transmitirá una vibración continua durante algunos segundos. Una vez instalado Myo Connect, el programa se iniciará automáticamente mostrándose una

guía de introducción.

Aplicación Myo SDK

El Myo SDK es un conjunto formado por un código ejecutable binario, librerías, cabeceras, clases y demás documentación e información para poder trabajar e interactuar con el brazalete Myo.

Clase MyoMex

El paquete Myo SDK Matlab Mex Wrapper contiene una clase simplificada, MyoMex, que permite transmitir datos de uno o dos dispositivos Myo con una frecuencia de 200Hz (EMG) y a 50Hz (IMU), es decir, las frecuencias reales del dispositivo .

Esta clase es un código wrapper o envoltorio para el Myo SDK. Esta clase gestiona el estado de la función MEX, la cual proporciona la interfaz a Myo SDK, y por lo tanto los datos del dispositivo físico Myo. Se puede considerar que el MyoMex es el "pegamento" entre los datos de Myo SDK y los objetos de tipo MyoData. Las propiedades de la clase MyoMex son de tipo privado de manera que no permiten su acceso y/o posible modificación.

En la Figura 3.29 se muestra el diagrama de proceso para el ciclo de vida de MyoMex incluyendo las operaciones que cruzan el límite MEX.

Clase MyoData

El objetivo principal de la clase MyoData es recopilar los datos de un dispositivo Myo físico. Esta clase ofrece los datos Myo a los usuarios a través de las denominadas propiedades y log. Se supone que MyoData es propiedad de un proveedor de datos, tal y como un objeto MyoMex. En la fig.3.30 se muestra las prpiedades de clase MyoData. Los usuarios simplemente adquieren el

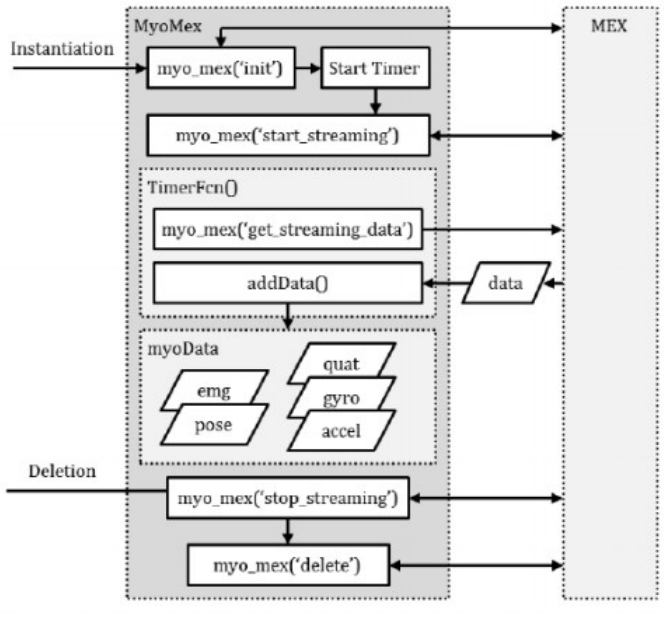


Fig. 3.29: Funcionamiento de la envoltura de clases de Myo en Matlab

handle a un objeto MyoData del proveedor y luego usan los datos obtenidos. Ahora se procederá a definir algunas las propiedades importantes:

- "timeIMU": Este es el periodo de muestreo a 50 Hz de los datos de la unidad de medición inercial (IMU). Estos datos incluyen quat, gyro y accel.
- "gyro": Son los datos del giróscopo medidos en [deg/s]. Se trata de una matriz 1x3 de componentes de la velocidad angular del cuerpo representada en el marco del sensor de Myo.
- "accel": Son los datos del acelerómetro [g=m2/seg]. Se trata de una matriz 1x3 de con componentes de la aceleración de la gravedad representados en el marco del sensor de Myo.
- "timeEMG": Es el periodo de muestreo para los datos sEMG con una frecuencia de 200 Hz.
- "emg": Son los datos de los 8 sensores de superficie sEMG. Es una matriz 1x8 de datos en el rango [-1,1] a una frecuencia de 200 Hz.

- E“isStreaming”: Indica el estado del registro de datos (lógico). Este estado es conmutado por los métodos startStreaming y stopStreaming.

```
m.timeIMU % timeIMU se corresponde con la IMU y el estado de los sig datos
m.quat
m.rot         % Matriz de rotacion - calculada a partir del quat
m.gyro        % sensor de giroscopo
m.gyro_fixed  % sensor de giroscopo  - calculado a partir de giroscopo y quat
m.accel       % sensor de aceleracion
m.accel_fixed % sensor de aceleracion - calculado a partir de acelerometro y quat
m.pose        % datos enumerados - valores logicos a continuacion
m.pose_rest
m.pose_fist
m.pose_wave_in
m.pose_wave_out
m.pose_fingers_spread
m.arm         % datos enumerados - casos logicos a continuacion
m.arm_right
m.arm_left
m.arm_unknown
m.xDir        % datos enumerados - valores logicos a continuacion
m.xDir_wrist
m.xDir_elbow
m.xDir_unknown

m.timeEMG % datos EMG sin procesar
m.emg
```

Fig. 3.30: Propiedades de la clase MyoData

Adquisición de señales usando myoarmband

La adquisición consiste en la colocación del sistema inercial y los electrodos del sistema Myo Armband. Es necesario utilizar una interfaz entre el Myo y un dispositivo que permita visualizar y trabajar con las señales para proceder con la interpretación de los movimientos, para esto se utiliza uan computadora con MATLAB. Cuenta con librerías especiales para poder hacer la conexión directa con el brazalete Myo y recibir directamente las señales al momento de ser leídas por él.

Extracción de características

La extracción de características es un proceso por el cual los atributos de las señales son calculados y recolectados en un formato de vector compacto. El objetivo de la extracción de

características es crear una representación con información útil, manejable y significativa de la señal original sin pérdida de información relevante, con el objeto de incrementar el desempeño de la fase de clasificación. Para la extracción de características se usa análisis frecuencial y temporal.

Análisis temporal

El análisis temporal será empleado únicamente en las señales EMG. En este análisis la información se evalúa rápidamente y es extraída de cada segmento de tiempo para crear un conjunto de características que representan el patrón de la señal EMG. Entre ellas se pueden mencionar como las más importantes las siguientes:

- Valor medio.
- Valor medio absoluto.
- Desviación estándar.
- Cruces por cero.
- Energía.
- Normalización.

Valor medio

Estimador del valor medio de la señal de entrada que tiene una longitud de N muestras. Este puede ser expresado de la siguiente forma. Dónde: (Vi) son los valores de la señal EMG en el instante i, el valor medio y (N) el número de datos.

$$\mu = \frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n} Vi$$

$$Vi \in [-1, 1] \tag{3.1}$$

Valor medio absoluto

Este parámetro permite obtener un valor positivo promedio por cada canal analizado. Dependiendo del gesto, el valor promedio absoluto en cada canal es diferente y es similar siempre que se realice un movimiento similar. Dónde ahora es el valor medio absoluto.

$$\mu = \frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n} |Vi|$$
$$Vi \in [-1, 1] \tag{3.2}$$

Desviación estándar

La desviación estándar mide la dispersión de un conjunto de datos (o población). La expresión siguiente muestra la desviación estándar por cada canal. Dónde: (Xi), son los valores de la señal EMG en el instante i, el valor medio y (S) la desviación estándar.

$$S = \sqrt{\frac{1}{(n-1)}\sum_{i=1}^{n} |X_i - \mu|^2}$$
$$Vi \in [-1, 1] \tag{3.3}$$

Cruces por cero

El cruce por cero expresa el número de veces que la señal cruza el eje de abscisas. Refleja las fluctuaciones aleatorias temporales y puede servir en la detección de anomalías. Es una forma simple de medir la frecuencia de la señal. Para las señales discretas, un cruce por cero ocurre cuando dos muestras consecutivas difieren de signo, o bien una muestra toma el valor de cero.

$$Z = \sum_{i=1}^{n} |\mathrm{s}\, ign\left[x\left(i\right)\right] - sign\left[x\left(i-1\right)\right]| \tag{3.4}$$

Energía

Básicamente este algoritmo es similar al de los cruces por cero, pero a las funciones signo, se les ha multiplicado por la energía de la muestra analizada, es así que la densidad acumulada no sólo dependerá del cambio de signo de las muestras sino también de su amplitud, por esto, el ruido no logrará una gran acumulación de densidad, debido a que posee una pequeña amplitud comparada con el gesto realizado. Su formulación matemática se muestra a continuación:

$$E = \sum_{i=1}^{n} |y\,[i] * y\,[i] * \mathrm{si}\,gn[x(i)] - y[i-1] * y[i-1] * \mathrm{si}\,gn[x(i-1)]| \tag{3.5}$$

Normalización

La normalización de las señales MMG es el proceso por el cual los valores de las señales mecánicas de actividad se expresan como un porcentaje de la actividad de ese músculo durante una prueba de contracción calibrada para así eliminar la variabilidad entre las mediciones realizadas en un estudio.

3.14 Grafica señales MMG

Para iniciar con el análisis de las señales, es necesario aclarar el tipo de gestos y entrenamiento de fuerzas que va a interpretar el programa, con la mano derecha, se toman en cuenta 4 señas: puño, izquierda, derecha y abierto. En comportamientos el brazo en reposo, doblando el codo, llevando la mano asía el hombro con la mano en puño y moviendo la mano cerrada, puño, asía los lados en repetidas ocasiones. Los que normalmente clasifica el dispositivo, se utilizaron estos gestos y comportamientos ya que por el software se grafica los parámetros de gestos que realizaron los usuarios. A continuación, se presenta en la fig. 3.31 el orden para el análisis de señales MMG.

Se visualizan las lecturas por medio de tablas y graficas de cada gesto como también comportamiento por medio del software Arduino. La respuesta de cada actividad tiene un

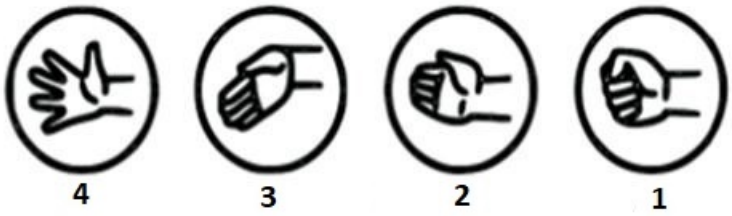


Fig. 3.31: Gestos principales.

conjunto de 7 señales, se visualizan con colores diferentes, estas pertenecen: 1 al potenciómetro, 3 a la aceleración y las otras al giroscopio, donde por cada gesto predomina una o dos más que otras.

Adquisición de datos (programas y librerias)

Como se mencionó anteriormente para la comunicación con Myo Armband se requiere de la instalación del software Myo Connect. También es necesario instalar Myo SDK 0.9.0. (Librería oficial para el desarrollo de aplicaciones con el Myo Armband). Además se ocupara de la librería 'MyoMex' disponible en Github desarrollada por Mark Tomaszewski. La cual permitirá adquirir los datos de Myo Armband para ser utilizados en MATLAB.

Algoritmos sdk

Primeramente, para poder interactuar con el Myo es necesaria la librería Myo SDK con la que se puede acceder a las siguientes características por la definición de clases: clase "myo: Hub" que permite el uso del SDK, clase "myo: Myo" que representa al brazalete Myo, entre otras. También es necesario haber ejecutado paralelamente el Myo Armband Manager, el software de Thalmics Lab, con el fin de poder trabajar con el código de MATLAB.

En el desarrollo de este proyecto, se ha utilizado la clase MyoMex del paquete el Myo SDK Matlab Mex Wrapper, en el que se han realizado modificaciones a la función MyoMex QuickStart (el algoritmo base) y adiciones de código para cumplir con los objetivos del proyecto.

A fin de detectar los dispositivos es necesario que, de manera paralela, esté conectada la aplicación MyoConnect garantizado la recogida de datos del Myo. En caso de que esté desconectada, MyoMex cerrará automáticamente su ejecución.

MyoMex Quickstart

Lo primero que hará el programa es agregar los directorios a la ruta de búsqueda de MATLAB con la función install myo mex, luego detectara el número de dispositivos Myo, hasta un máximo de 2, que se están utilizando a través de MyoConnect y lo especificará en el argumento countMyos del constructor MyoMex. Acto seguido, durante un tiempo de muestreo de 5 segundos, se empezarán a almacenar en las propiedades del objeto MyoData, descritas en la clase MyoData y en la figura 3.32, los datos que se vayan tomando (gyro, accel, emg, etc.). Después de la toma de datos se mostrará por pantalla las gráficas trazadas a partir de los valores adquiridos de los giroscopios, los acelerómetros y las señales EMG sin procesar de los 8 canales superpuestos, como se muestra en la Figura 3.32 la siguientes graficas.

Programas de extracción de señales y características

En el equipo de cómputo y mediante el sofware Matlab R2018b, se diseñaron dos algoritmos los cuales pudiera tomar las señales y transformarla en información útil para su posterior clasificación. Estos se desarrollaron de tal manera que se ejecuten de la misma manera que MyoMex Quickstar.m, manteniendo las funciones que proporciona, sin embargo se le añadieron otras para obtener un análisis más detallado a fin de resolver las problemáticas del proyecto.

MYOMEX ACCEL

Extracción de las señales ACCEL y GYRO

El programa MyoMex accel.m toma los las propiedades timeIMU, accel y gyro que proporciona la clase MyoData y guarda 50 muestras de cada una de ellas y las declara en otras variables. Posteriormente las grafica tal como la figura 3.33 código y 3.34 gestos.

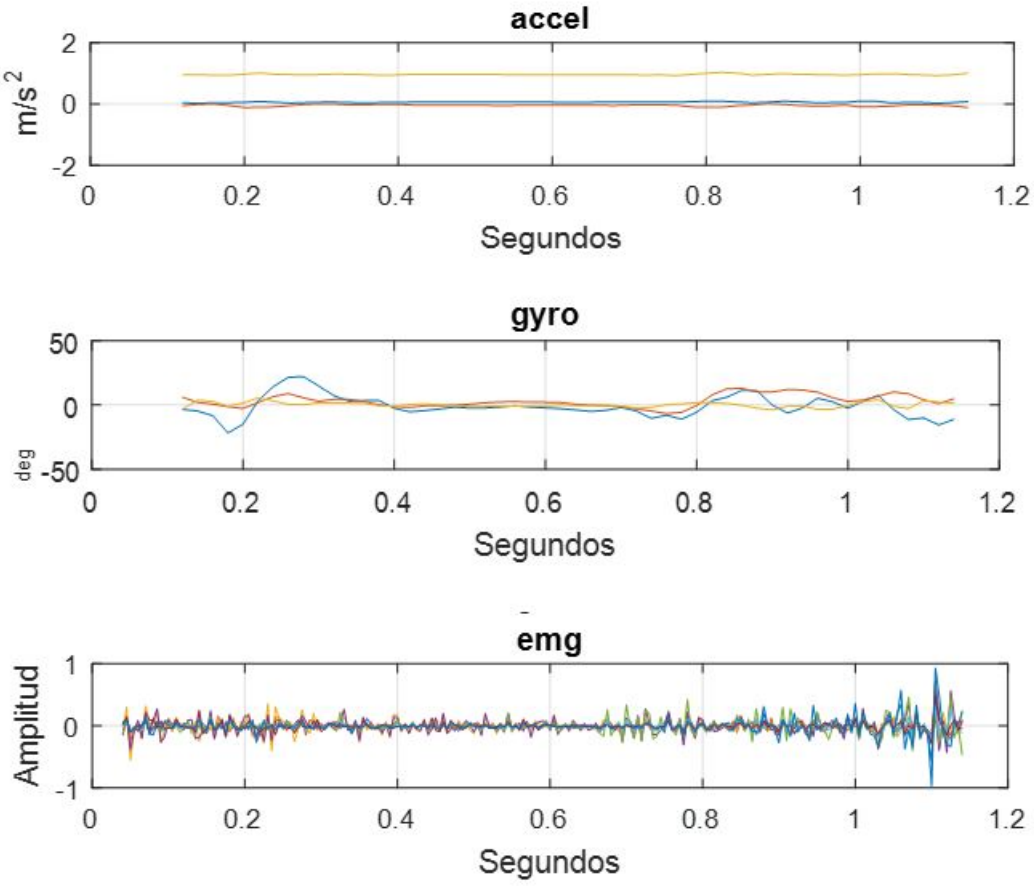


Fig. 3.32: Gráfica de las señales del acelerómetro, giroscopio y electrodos

```
t = m1.timeIMU_log(1:51);
x = m1.accel_log(1:51,1:3);
y = m1.gyro_log(1:51,1:3);
```

Fig. 3.33: Código de declaración de variables

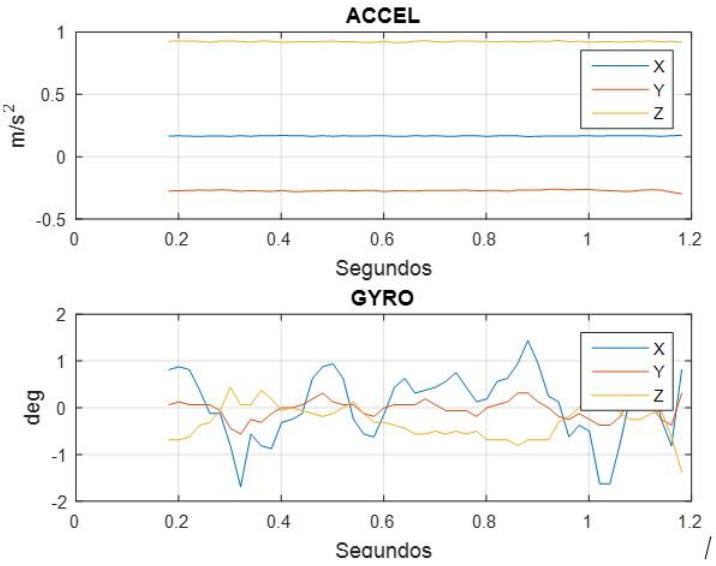


Fig. 3.34: Gesto relajado recargado sin temblor

4. RESULTADOS

En el caso del sistema Myo armband, cuenta con reconocimiento de algunos movimientos de la mano, se utilizarán estos para tener un marco de referencia para comparar el funcionamiento de los acelerómetros con respecto a la electromiografía que es la señal principal usada en el reconocimiento de movimientos.

Mano cerrada

El primer movimiento o gesto consiste en un puño volteado con la palma hacia arriba, en la fig. 4.1 se muestra un ejemplo.



Fig. 4.1: Gesto puño

Se muestra el movimiento en la fig. 4.1, fue realizado por una persona de 30 años. En la tabla 4.1 se muestra la información de las señales obtenidas, en las fibras musculares.
Como se muestra en la tabla 4.1, el eje del sensor que presentan mayor actividad es en el MMGaz, donde se registraron varios valores. Una vez obtenidos los parámetros de las señales MMG con su aceleración y velocidad angular, se pasan a determinar las gráficas correspondientes del gesto puño, como resultado se ilustra en la fig.4.2 se observa los comportamientos de estas señales.

Tab. 4.1: Gesto puño

Registro	Pot	MMGax	MMGay	MMGaz	MMGgx	MMGgy	MMGgz
1	526	-6520	-1028	13992	475	861	-559
2	522	-6556	-732	13776	427	880	-482
3	516	-6540	-384	14172	436	664	-333
4	523	-6896	-1052	14156	300	755	-209
5	524	-6860	-1280	13984	172	590	-190
6	519	-6620	-1432	13672	46	595	-414
7	519	-6852	-1268	13876	11	625	-506
8	519	-6980	-1028	13824	2	471	-504
9	526	-7016	-500	13652	111	372	-437
10	522	-6912	-444	13680	78	163	-354
11	515	-6960	-732	13516	-173	-52	-226
12	530	-6880	-604	13700	-450	-228	-168
13	514	-6644	-864	13700	-627	-239	-164
14	519	-6712	-1040	13888	-819	-232	-152
15	511	-6668	-1208	14076	-1018	-148	-99
16	545	-6688	-1380	13788	-971	-82	48
17	549	-6880	-1168	13688	-797	-213	53
18	562	-7120	-1076	13764	-536	-375	-9
19	549	-7004	-924	13604	-364	-589	-64

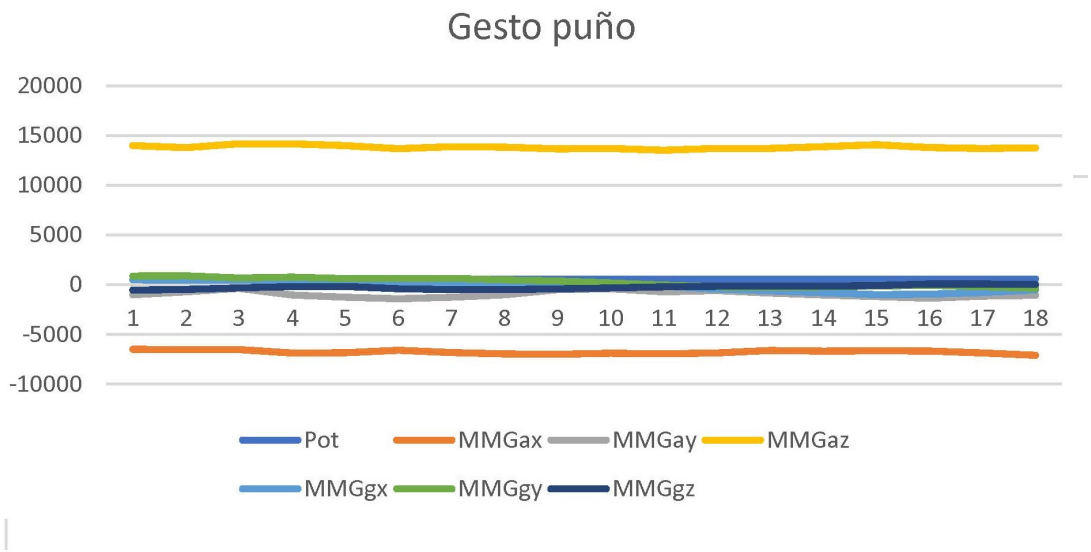


Fig. 4.2: Grafica con gesto puño

Izquierda

El segundo gesto consiste en girar la mano hacia la izquierda tal como se muestra a continuación, como se muestra en la siguiente fig. 4.3, gesto así a la izquierda:

Al comparar el gesto izquierdo con el puño se ve una disminución de actividad muscular



Fig. 4.3: Gesto así a la izquierda

del MMGgx y MMGgy. La siguiente tabla 4.2 representa a la matriz característica del gesto izquierdo. Se determinar las gráficas correspondientes del gesto izquierdo a partir de la tabla anterior, mostrando este resultado en la fig.4.4, se observa los comportamientos de estas señales; los ejes del sensor que presentan mayor actvidad son MMGgx MMGgy. Como se muestra en la

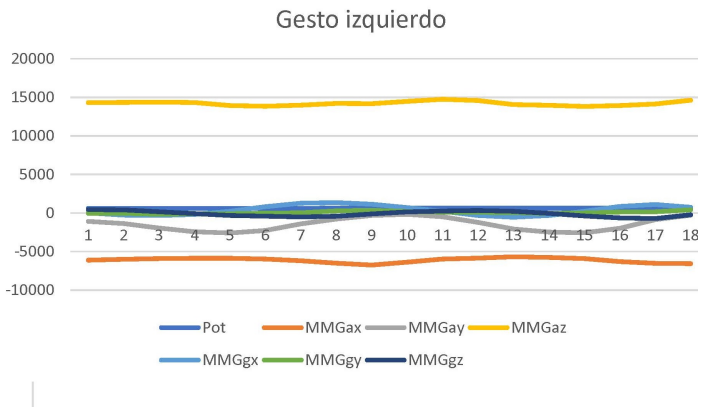


Fig. 4.4: Grafica gesto así a la izquierda

tabla 4.2, los ejes del sensor que presentan mayor actvidad son MMGgx MMGgy.

Relajado

El tercer gesto consiste en abrir la mano con todos los dedos extendidos y la palma hacia arriba, en la fig.4.2 se ilustra un ejemplo.

En el gesto abierto los ejes mayormente involucrados se encuentran en reposo, casi no presentan actividad. En la tabla 4.3 se muestra el registro de las lecturas del sensor MMG.

Tab. 4.2: Gesto izquierda

Registro	Pot	MMGax	MMGay	MMGaz	MMGgx	MMGgy	MMGgz
1	617	-6116	-1080	14304	17	-30	444
2	617	-5992	-1372	14340	-274	-52	401
3	619	-5912	-1948	14388	-317	-156	164
4	616	-5864	-2424	14324	-179	-95	-83
5	616	-5864	-2592	13940	228	-99	-312
6	613	-5968	-2268	13840	815	-23	-413
7	621	-6192	-1408	13972	1275	23	-506
8	617	-6504	-788	14196	1353	275	-417
9	617	-6744	-324	14176	1133	352	-115
10	617	-6372	-168	14468	695	214	150
11	621	-5972	-480	14744	224	113	248
12	615	-5844	-1212	14584	-321	88	330
13	621	-5676	-2076	14060	-541	51	224
14	617	-5756	-2472	13964	-323	-59	-46
15	615	-5900	-2572	13812	224	7	-374
16	620	-6292	-1980	13940	857	126	-633
17	619	-6524	-860	14124	1102	159	-718
18	613	-6560	-280	14616	743	421	-234
19	612	-6284	-52	14604	221	321	248

Tab. 4.3: Gesto relajado

Registro	Pot	MMGax	MMGay	MMGaz	MMGgx	MMGgy	MMGgz
1	421	5572	15420	3388	386	125	33
2	422	5700	15216	3048	522	89	120
3	421	5892	14844	3300	353	150	-109
4	422	5580	14812	3060	207	228	-139
5	423	5440	15176	3392	262	147	172
6	420	5772	14856	3232	177	187	128
7	425	5648	14916	3328	195	185	-109
8	426	5492	15212	3256	297	155	-35
9	426	5612	14964	3156	444	171	153
10	423	5588	14992	3316	239	205	51
11	427	5700	15052	3320	222	217	-28
12	425	5464	15284	3320	309	130	107
13	427	5656	14724	3232	210	217	121
14	421	5612	15056	3164	176	186	22
15	426	5680	14964	2996	155	275	12
16	422	5580	14948	3528	327	172	113
17	426	5532	14736	3124	443	62	-11
18	426	5628	15008	3256	259	36	23
19	423	5800	15320	3132	206	157	30



Fig. 4.5: Gesto relajado

Con la base de datos que se obtuvo en el monitorea de gesto abierto, se pasara a graficar esa información. En la fig. 4.6 se muestra el resultado.

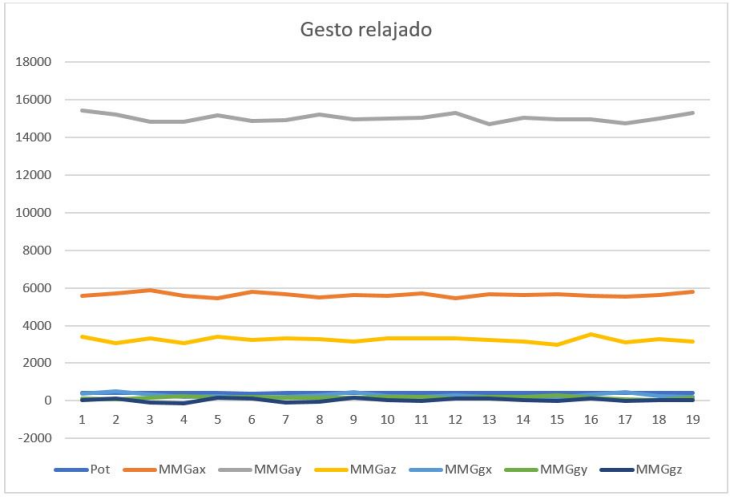


Fig. 4.6: Grafica gesto relajado

Como se ve en la gráfica en el gesto en reposo o relajado existe una disminución considerable de actividad muscular, la amplitud de estar en los mV. En reposo los ejes presente muy poca actividad muscular y la amplitud muy pequeña en todos los casos esa podía ser la mayor diferencia.

Derecha

El siguiente gesto consiste en girar la mano hacia derecha como si se hiciera la muñeca hacia arriba, pero con un giro de 90 grados tal como se muestra en la figura 4.7 gesto derecha.



Fig. 4.7: Gesto derecha

En la siguiente tabla 4.4 se registra las actividades de los gestos derecho proporcionada por las señales MMG.

Tab. 4.4: Gesto derecha

Registro	Pot	MMGax	MMGay	MMGaz	MMGgx	MMGgy	MMGgz
1	618	-4816	-3256	14500	-496	-200	272
2	620	-4616	-3328	14452	-218	-89	186
3	621	-4796	-3248	14368	45	63	67
4	611	-4712	-3364	14560	310	92	41
5	619	-4916	-3328	14408	471	54	-21
6	622	-4716	-3276	14508	609	61	-89
7	619	-4620	-3188	14368	613	107	-134
8	622	-4648	-2920	14432	655	163	-88
9	613	-4688	-2624	14488	617	193	8
10	622	-4776	-2648	14556	508	181	55
11	621	-4852	-2860	14648	379	170	12
12	617	-4688	-2928	14576	271	202	-30
13	622	-4716	-2988	14628	223	195	-61
14	620	-4712	-2984	14560	301	179	-61
15	620	-4544	-3136	14572	464	185	-73
16	622	-4660	-3076	14624	729	195	-124
17	615	-4628	-3004	14500	969	219	-166
18	610	-4652	-2708	14540	1077	224	-147
19	614	-4644	-2328	14736	988	230	-141

Con la base de datos que se obtuvo en el monitorea de gesto derecho, se pasara a graficar esa

información. En la fig. 4.8, se muestra el resultado.

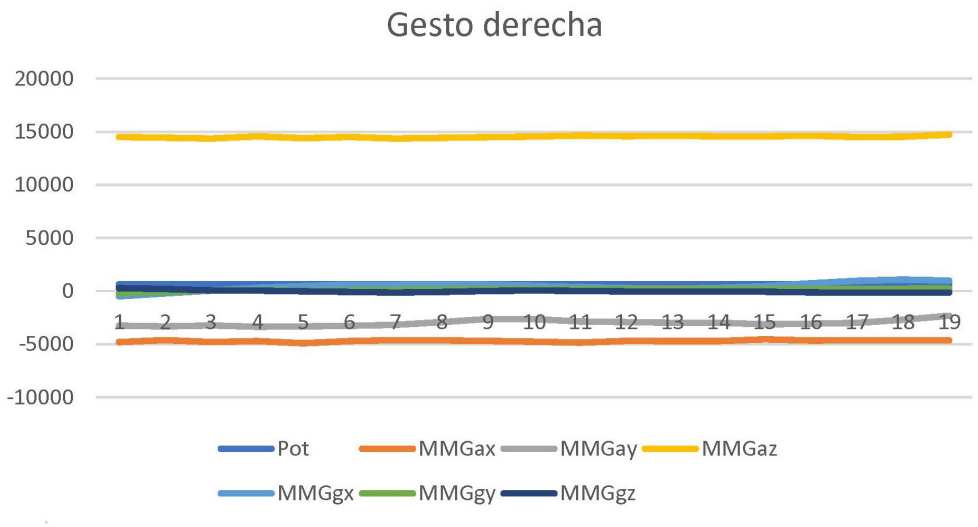


Fig. 4.8: Grafica gesto derecho

Como se muestra en la gráfica, existe una gran disminución general de cruces por cero no tan grande como en el relajado, pero si menor a la de los anteriores gestos.

Entrenamiento con movimiento

Se realiza un entrenamiento con movimiento para registrar las actividades de fibras musculares que se encuentran en bíceps. El gesto consiste en un puño volteado con la palma hacia arriba, realizando movimiento así los lados, de izquierda a derecha, en repetidas ocasiones. Registrando y almacenando esta información, como se muestra en la tabla 4.5 entrenamiento con movimiento. En la tabla 4.5 se observa los ejes MMGay, MMGgx, MMGgy y MMGgz, se presentan con bastante actividad muscular. A continuación, se grafica los registros de la tabla anterior, en la figura 4.9.

Entrenamiento con fuerza

Por medio un dinamómetro se pudo observar la cantidad de fuerza que ejerce la mano y para detectar la activación de las fibras musculares en bíceps, MMG. Se hicieron con diferentes pesos y se realizó el registro en una base de datos, como también se graficaron estos parámetros. En

Tab. 4.5: Entrenamiento con movimiento

Registro	Pot	MMGax	MMGay	MMGaz	MMGgx	MMGgy	MMGgz
1	610	-5688	-7192	13220	1489	1033	-920
2	617	-5580	-6676	12852	4431	1542	-1496
3	611	-6036	-5044	13212	7040	1583	-1874
4	612	-6544	-2336	13632	8893	1267	-1964
5	615	-7024	-1132	14128	9366	1096	-1884
6	603	-7308	-1836	14776	8374	1120	-1805
7	604	-6952	-2696	15448	6697	1217	-2130
8	602	-6896	-964	14424	5532	1555	-2363
9	601	-6480	1188	12860	5072	1658	-1832
10	602	-6892	1904	11980	4479	1192	-725
11	613	-7492	1464	11792	3321	394	113
12	618	-8300	1480	12288	1277	-140	214
13	614	-8736	1896	12844	-1417	-645	-57
14	611	-8224	1972	13520	-4345	-1146	-18
15	612	-7064	1616	14212	-7268	-1633	596
16	613	-6128	512	14416	-9365	-1858	1190
17	613	-5456	-1896	14496	-10022	-1847	1511
18	610	-5728	-3172	14636	-8463	-1311	2379
19	613	-5560	-3456	14656	-6052	-1018	1389

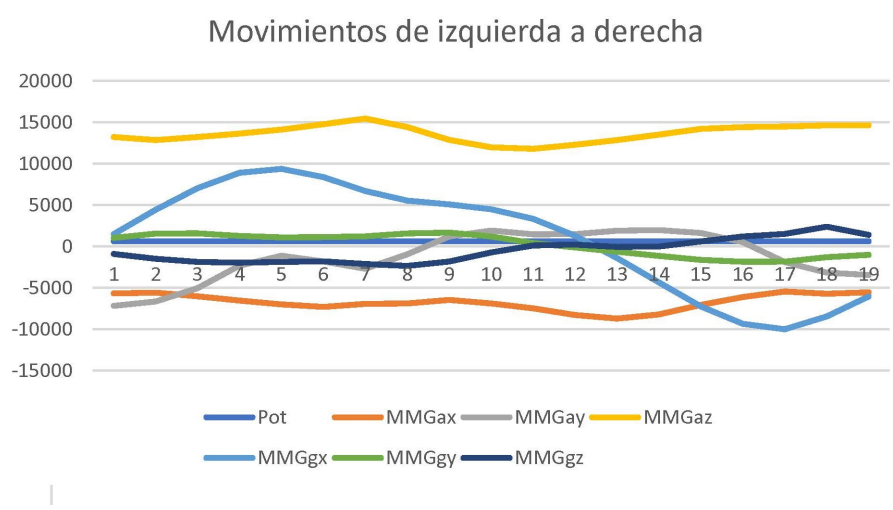


Fig. 4.9: Grafica de gestos de movimiento

la figura 4.10 se muestra un ejemplo.

Para desplazar el dinamómetro de 1cm equivale a 4.5kg, se detectaron y se registró las señales en la tabla 4.6.

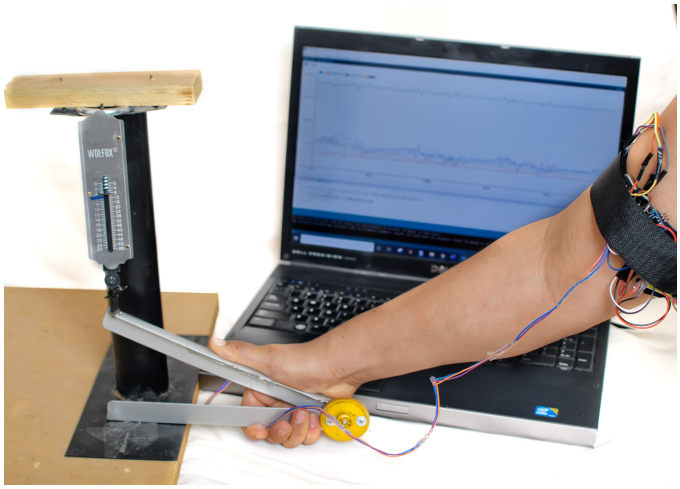


Fig. 4.10: Entrenamiento aplicando furza

Tomando en cuenta los valores de la tabla 4.6 se gráfica y se puede observar graficamnete el resultado en al fig. 4.11

.

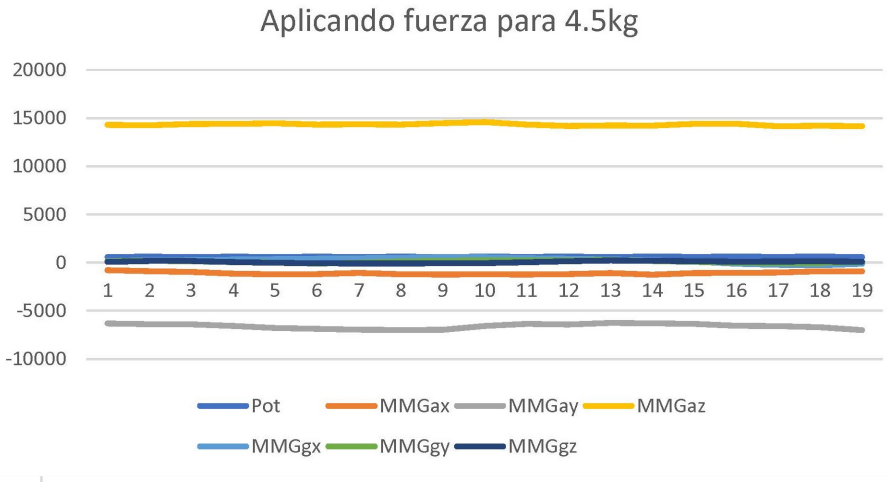


Fig. 4.11: Grafica de 4.5kg

Para desplazar el dinamómetro 2cm que equivale a 9kg, se registran las señales como se muestra en la siguiente tabla 4.7.

Obteniendo la gráfica a partir de los valores anterior de cada señal, mostrando este resultado en la siguiente fig. 4.12.

Tab. 4.6: Entrenamiento de 4.5kg

Registro	Pot	MMGax	MMGay	MMGaz	MMGgx	MMGgy	MMGgz
1	586	-784	-6316	14288	190	140	76
2	627	-880	-6392	14244	215	190	174
3	574	-968	-6396	14376	271	147	175
4	630	-1148	-6564	14396	309	56	77
5	582	-1220	-6776	14460	350	-4	-14
6	621	-1188	-6864	14316	420	-99	-71
7	580	-1072	-6956	14360	453	-6	-73
8	625	-1208	-6992	14328	497	121	-84
9	586	-1228	-6972	14468	583	199	-61
10	626	-1216	-6560	14584	564	238	-41
11	590	-1228	-6360	14328	471	215	37
12	633	-1180	-6416	14180	405	237	154
13	586	-1080	-6252	14240	341	273	224
14	635	-1244	-6296	14220	229	181	191
15	595	-1084	-6360	14396	101	92	153
16	632	-1060	-6544	14408	-108	-9	103
17	591	-1024	-6576	14148	-232	-47	111
18	633	-884	-6700	14200	-271	-27	134
19	584	-908	-7004	14152	-107	69	103

Tab. 4.7: Entrenamiento 9kg

Reg.0	Pot	MMGax	MMGay	MMGaz	MMGgx	MMGgy	MMGgz
1	935	-1192	-9396	12560	368	167	39
2	839	-1144	-9212	12496	725	233	-173
3	925	-736	-8828	12776	837	281	-209
4	850	-540	-8516	13196	782	222	-85
5	953	-504	-8420	13456	400	149	96
6	850	-616	-8732	13216	165	237	219
7	933	-1012	-9120	13112	49	300	193
8	839	-1384	-9500	12956	92	269	-51
9	935	-1152	-9248	12768	146	147	-191
10	831	-816	-8820	13020	116	72	-109
11	930	-564	-8464	13084	190	176	179
12	854	-588	-8520	13220	286	240	320
13	943	-628	-8904	13296	204	247	334
14	862	-836	-9240	13448	205	197	194
15	943	-968	-9468	13276	151	176	-56
16	842	-1076	-9648	12824	160	108	-213
17	942	-864	-9572	12752	265	122	-225
18	859	-680	-9048	12896	395	248	-112
19	933	-856	-8652	13040	284	270	82

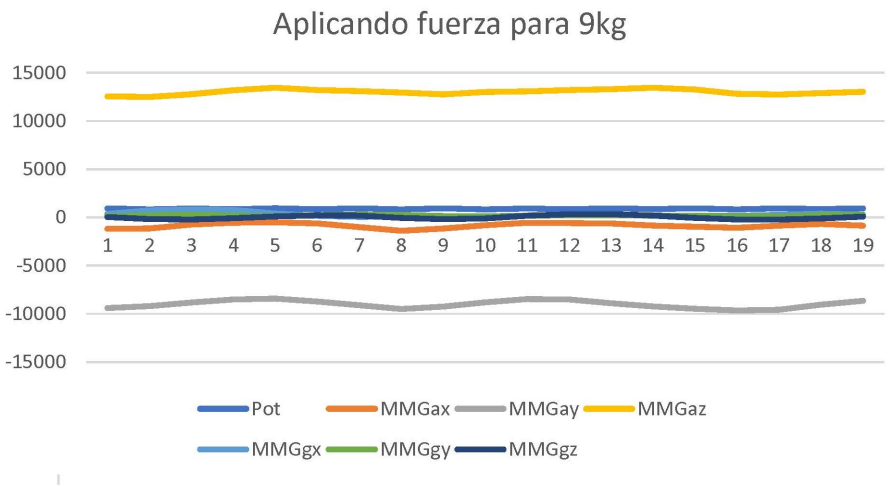


Fig. 4.12: Grafica de 9kg

Para entrenamiento de 13.5kg. Toda la información se va registrando en una tabla 4.8 como se muestra a continuación.

Los parámetros de la tabla anterior se grafican y se ilustran en la figura 4.13.

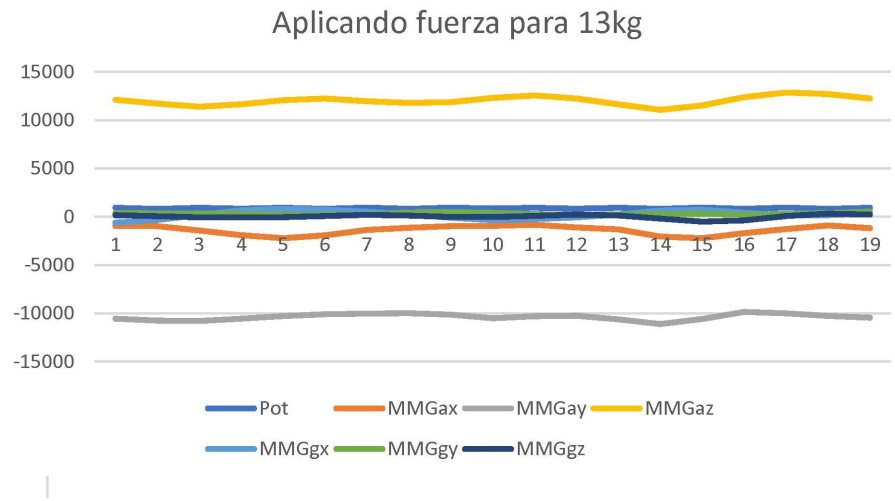


Fig. 4.13: Grafica de 13kg

Tab. 4.8: Entrenamiento 13kg

Reg	Pot	MMGax	MMGay	MMGaz	MMGgx	MMGgy	MMGgz
1	931	-960	-10568	12108	-608	382	164
2	807	-984	-10752	11720	-330	334	49
3	922	-1420	-10808	11392	172	347	-60
4	835	-1900	-10564	11652	668	297	-73
5	925	-2220	-10288	12068	797	223	-52
6	827	-1916	-10096	12252	735	162	78
7	935	-1360	-10040	11960	522	261	191
8	818	-1148	-9988	11800	233	452	111
9	945	-980	-10140	11880	-103	503	-20
10	851	-944	-10516	12304	-359	395	-32
11	925	-824	-10308	12560	-241	272	89
12	839	-1112	-10268	12248	-58	188	216
13	918	-1312	-10640	11632	234	224	134
14	827	-2052	-11120	11076	638	296	-195
15	932	-2228	-10596	11524	723	315	-514
16	820	-1692	-9860	12376	422	228	-384
17	939	-1280	-10016	12868	127	274	71
18	821	-900	-10276	12712	156	388	317
19	924	-1180	-10464	12252	314	530	226

5. CONCLUSIONES

Este sistema utilizó sensores y acelerómetros para convertir señales mecánicas que se presentaron en las fibras musculares, bíceps, se colocó esta interface en la superficie, piel, para comunicarse con una computadora. Se clasificaron las señales, aplicando la técnica MMG. Se compara con una segunda señal adquirida en el esfuerzo de la mano para reactivar las fibras musculares, por medio de un sensor dinamómetro.

El torrente sanguíneo no afecta en las lecturas en las fibras musculares utilizando la técnica MMG, coincidiendo con los estudios que hicieron los primeros investigadores.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

[1] Dinal S Andreasen. Emg single switch activation algorithms and methods. In *2005 RESNA Conference*, 2005.

[2] Aníbal Ollero Baturone. *Robótica: manipuladores y robots móviles*. Marcombo, 2005.

[3] Travis W Beck, Terry J Housh, Joel T Cramer, Joseph P Weir, Glen O Johnson, Jared W Coburn, Moh H Malek, and Michelle Mielke. Mechanomyographic amplitude and frequency responses during dynamic muscle actions: a comprehensive review. *Biomedical engineering online*, 4(1):67, 2005.

[4] William Bolton. *Mecatrónica: Sistemas de control electrónico en ingenieria mecatrónica*. Marcombo, 2002.

[5] David Chatfield. Christopher j. cramer: Essentials of computational chemistry: Theories and models. *Theoretical Chemistry Accounts: Theory, Computation, and Modeling (Theoretica Chimica Acta)*, 108(6):367–368, 2002.

[6] Centro Medico DEPORMED and Buenos Aires. Dinamometria muscular isocinética. *Revista Medicina*, 51(1):45–52, 1991.

[7] Kyle T Ebersole and David M Malek. Fatigue and the electromechanical efficiency of the vastus medialis and vastus lateralis muscles. *Journal of athletic training*, 43(2):152–156, 2008.

[8] Kenneth W Horch and Gurpreet S Dhillon. *Neuroprosthetics: theory and practice*. World Scientific, 2004.

[9] Roger B Marks, Ian C Gifford, and Bob O'Hara. Standards in ieee 802 unleash the wireless internet. *IEEE microwave Magazine*, 2(2):46–56, 2001.

[10] Claire Meagher, Enrico Franco, Ruth Turk, Samuel Wilson, Nathan Steadman, Lauren McNicholas, Ravi Vaidyanathan, Jane Burridge, and Maria Stokes. New advances in mechanomyography sensor technology and signal processing: Validity and intrarater reliability of recordings from muscle. *Journal of Rehabilitation and Assistive Technologies Engineering*, 7:2055668320916116, 2020.

[11] Claudio Orizio, Diego Liberati, Cecilia Locatelli, Domenico De Grandis, and Arsenio Veicsteinas. Surface mechanomyogram reflects muscle fibres twitches summation. *Journal of biomechanics*, 29(4):475–481, 1996.

[12] Gerald Oster and Joshua S Jaffe. Low frequency sounds from sustained contraction of human skeletal muscle. *Biophysical journal*, 30(1):119–127, 1980.

[13] José Mompín Poblet. *Introducción a la Bioingeniería*. Marcombo, 1988.

[14] Minoru Shinohara and Karen Søgaard. Mechanomyography for studying force fluctuations and muscle fatigue. *Exercise and sport sciences reviews*, 34(2):59–64, 2006.

[15] Maristella Svampa and Mirta Antonelli. *Minería transnacional, narrativas del desarrollo y resistencias sociales*. Editorial Biblos, 2009.

[16] William Hyde Wollaston. I. the croonian lecture. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London*, (100):1–15, 1810.

[17] Hong-Bo Xie, Jing-Yi Guo, and Yong-Ping Zheng. Uncovering chaotic structure in mechanomyography signals of fatigue biceps brachii muscle. *Journal of biomechanics*, 43(6):1224–1226, 2010.