UNIVERSIDAD TÉCNICA FEDERICO SANTA MARÍA
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA MECÁNICA
SANTIAGO-CHILE

USO DE SEÑALES DE MECANOMIOGRAFÍA Y ELECTROMIOGRAFÍA PARA EL CONTROL DE UN MODELO MECÁNICO DE MANO

FRANCISCO JAVIER PINO TORO

MEMORIA DE TITULACIÓN PARA OPTAR AL TÍTULO DE INGENIERO CIVIL MECÁNICO

PROFESOR GUÍA : DR. ING. DANILO ESTAY
PROFESOR CORREFERENTE : DR. ING. SHEILA LASCANO

SEPTIEMBRE 2017

Agradecimientos

Quiero agradecer a todos los profesores de la Universidad Técnica Federico Santa María en especial a los del Departamento de Mecánica por entregarme todos los conocimientos ocupados en este trabajo y por todos los que usaré en mi vida profesional como ingeniero. También deseo agradecer a mi profesor guía Danilo Estay por ayudarme a realizar el presente trabajo y darme orientación para llevarlo a cabo.

A mi Padres, Juan y Nancy, por el apoyo para poder estudiar una carrera universitaria y a mis hermanas Johanna y Lizeth por darme ánimo en todo momento.

Y a Jocelyn quien me ayudó en todo mi periodo universitario dándome ánimo para seguir adelante y que me apoyó a terminar este trabajo dándome energía cuando más la necesite.

Resumen

El presente trabajo se basó en el desarrollo de un algoritmo para interpretar las señales obtenidas de los músculos del antebrazo para el control de un modelo mecánico de mano utilizando dos métodos no invasivos; electromiografía y mecanomiografía. Para escoger los métodos a utilizar, se analizaron las limitaciones encontrándose dos importantes; de recursos y de objetivos.

En el primer capítulo se presentan la contextualización y fundamentos del problema definiendo el objetivo general además de la estructura del trabajo.

En el segundo capítulo se procedió a realizar una investigación de los avances en el campo, las aplicaciones de las diversas tecnologías y una profundización de los conceptos más importantes del estudio. Se indagó en ambos métodos y sus alcances, partiendo desde la anatomía humana hasta la forma en la que cada uno capta la señal encontrando aplicaciones en prótesis, video juegos, control a distancia entre otros.

En el tercer capítulo se procedió a explicar la implementación y metodología a utilizar en el estudio. Se justificaron sus usos y se expusieron los errores que permitían corregir además de los beneficios para la investigación.

En el cuarto capítulo se mostraron los resultados obtenidos de las diversas pruebas, primero con cada método por separado y luego con ambos en conjunto. Se expusieron los gráficos más relevantes para el algoritmo y los que entregaban mayor información. También se agregaron resultados adicionales para complementar el estudio.

En el quinto capítulo se hizo un análisis de los datos obtenidos llegando a la explicación de la construcción del algoritmo para el control de un modelo de mano.

Además, se realizaron comparaciones del uso de los métodos por separados y su uso en conjunto mostrando los diversos beneficios.

En el último capítulo se concluyó el estudio mostrando los descubrimientos realizados además de generar recomendaciones respecto a la metodología y recursos. También se mostró la efectividad del algoritmo creado y sus posibles usos para investigaciones futuras.

Palabras claves: Electromiografía, Mecanomiografía, Algoritmo, Modelo de mano, MATLAB.

Abstract

The present work was based on the development of an algorithm to interpret the signals obtained from the muscles of the forearm for the control of a mechanical model of hand using two non-invasive methods; Electromyography and mechanomiography. In order to choose the methods to be used, the limitations were analyzed, two important ones being found; Resources and objectives.

In the first part of the work is made an investigation of the advances in the field, the applications of the various technologies and a deepening of the most important concepts of the study. It was investigated in both methods and their scope, starting from the human anatomy to the way in which each one captures the signal finding prosthesis applications, video games, remote control among others.

In the second part is explained the implementation and methodology to be used in the study. Their uses were justified and the errors that allowed to correct besides the benefits for the investigation were exposed.

The third part showed the results obtained from the various tests, first with each method separately and then with both together. The most relevant graphs for the algorithm and the ones that provided more information were presented. Additional results were also added to complement the study.

In the fourth part an analysis of the obtained data was made arriving at the explanation of the construction of the algorithm for the control of a hand model. In addition, comparisons of the use of separate methods and their use in conjunction were made showing the various benefits.

In the last part, the study was concluded showing the discoveries made besides generating recommendations regarding the methodology and resources. It also showed the effectiveness of the algorithm created and its possible uses for future research.

Key words: Electromyography, Mechanomyography, Algorithm, Hand Model, MATLAB.

Glosario

- ALEATORIO: que depende del azar (Casualidad)
- ALGORITMO: conjunto ordenado y finito de operaciones que permite hallar la solución de un problema
- AMPLITUD: diferencia entre los valores máximo y mínimo de un fenómeno oscilatorio
- ELECTRODO: extremo de un conductor en contacto con u medio, al que transmite o del que recibe una corriente eléctrica.
- ELECTROMIOGRAFÍA (EMG): señal eléctrica obtenida a partir de la actividad eléctrica producida por el musculo.
- EVOLVABLE HARDWARE (EHW): circuito reconfigurable que es programado por un algoritmo evolucionado.
- ESTADOS: situación en que se encuentra algo y en especial cada uno de sus sucesivos modos de estar.
- FILTRO: dispositivo que elimina o selecciona ciertas frecuencias de un espectro eléctrico, acústico, óptico o mecánico.
- FRECUENCIA: número de veces que se repite un proceso periódico por unidad de tiempo.
- GANANCIA: magnitud que caracteriza la amplificación en potencia, intensidad o tensión.
- GRADIENTE: razón entre la variación del valor de una magnitud en dos puntos próximos y la distancia que los separa.

- MATLAB (Matriz Laboratory): herramienta de software matemático que ofrece un entorno de desarrollo integrado con un lenguaje de programación propio.
- MECANISMO: conjunto de las partes de una máquina en su disposición adecuada.
- MECANOMIOGRAFÍA (MMG): señal mecánica observada desde la superficie del musculo cuando es contraído.
- MEDIA CUADRÁTICA (RMS): raíz cuadrada del cociente de dividir la suma de los cuadrados de las variaciones de una magnitud por el número de estas.
- PARÁMETRO: dato o factor que se toma como necesario para analizar o valorar una situación.
- PEAK: punto más alto de una serie de valores.
- RUIDO: señal perturbadora en un circuito producida por sus componentes.
- SENSOR: dispositivo que detecta una determinada acción externa y la transmite adecuadamente.
- SEÑAL: variación de una corriente eléctrica u otra magnitud que se utiliza para trasmitir información.
- TRANSFORMADA DE FOURIER (TF): transformación matemática empleada para transformar señales entre el dominio del tiempo (o espacial) y el dominio de la frecuencia.
- UMBRAL: valor mínimo de una magnitud a partir del cual se produce un efecto determinado.

Índice general

1. Introducción 1
1.1. Fundamentos y contextualización 1
1.2. Objetivo General 2
1.3. Objetivos específicos 2
1.4. Estructura de la memoria 2

2. Marco Teórico 4
2.1. El cerebro 6
2.1.1. Sensores utilizados en el cerebro 7
2.2. Señales en los nervios 13
2.2.1. Sensores utilizados en los nervios 13
2.3. Señales en los músculos 18
2.3.1. Músculos de la mano 18
2.3.2. Sensores utilizados en los músculos 20
2.4. Control 22
2.4.1. Control On-Off 22
2.4.2. Control proporcional 22
2.5. Electromiografía 23
2.5.1. Detección y procesamiento de la señal de EMG 27
2.5.2. Aplicaciones 29
2.6. Mecanomiografía 32

3. Implementación 38
3.1. Instrumentación 38
3.2. Procesamiento 39
3.2.1. Electromiografía 40

3.2.2. Mecanomiografía 44
3.3. Metodología 45
3.3.1. Electromiografía 45
3.3.2. Mecanomiografía 47
3.3.3. Variación de la fuerza 47
3.4. Aplicación 48
3.5. Electromiografía y Mecanomiografía 51
3.5.1. Aplicación 52

4. Resultados 54
4.1. Resultados electromiografía 54
4.2. Resultados Mecanomiografía 66
4.3. Resultados ambos métodos en conjunto 78
4.4. Resultados frecuencias FFT 92
4.5. Resultados a diferentes horas 94
4.6. Resultados utilizando diferentes pesos 96

5. Análisis 99

6. Conclusiones y Recomendaciones 102

A. Apéndice 110

Índice de figuras

2.1. Áreas motoras corticales fundamentales. 6
2.2. Arreglo de 4x4[mm] de 100 micro electrodos que se implanta en la corteza motora primaria [2]. 8
2.3. Detalle del arreglo Braingate de 100 micro electrodos que se implanta en la corteza motora primaria [2]. 8
2.4. Tomografía del cerebro de un paciente con sensor implantado [2]. . . . 9
2.5. Usuario del sensor implantado en corteza motora controlando un movimiento en dos dimensiones [2]. 9
2.6. Electrodo intra neural utilizado implantado en los nervios [2]. 14
2.7. Zoom a electrodo intra neural donde se puede observar en detalle la forma constructiva de este [2]. 14
2.8. Electrodo extra neural tripolar cuff [2]. 15
2.9. Electrodo extra neural del tipo plano, se muestra la forma constructiva del mismo. [2]. 15
2.10. Electrodo intra neural del tipo LIFE, se muestra la forma constructiva del mismo. [2]. 16
2.11. Electrodo intra neural del tipo Utah Slant Array, se muestra imagen ampliada del mismo [2]. 17
2.12. Electrodo intra neural del tipo regenerativo, se muestra imagen ampliada del mismo [2]. 18
2.13. Músculos presentes en el antebrazo y mano humana. 19
2.14. Sensor electromiográfico básico más circuito de captación. 20
2.15. Electrodo Implantable utilizado en prótesis de mano. 21
2.16. Arreglo de electrodos y detección de señal de electromiografía [32]. . . 27
2.17. Arreglo lógico para lectura de electromiografía utilizado en el juego Muscle Man. 31

2.18. Avión no tripulado que se busca controlar a través de señales de EMG. . 32
2.19. Representación de los valore SV de una señal de MMG[43]. 36

3.1. Circuito de amplificador de audio utilizado para la captación de señal de MMG. 40
3.2. Señal de electromiografía donde se puede apreciar el ruido captado por los sensores además de la propia señal. 41
3.3. Gráfico donde se observa la Transformada Rápida de Fourier donde se aprecia que se alcanzan peaks de ruido en los 50 [Hz]. 41
3.4. Señal de electromiografía luego del procesamiento a través del filtro. . . 43
3.5. Gráfico de la Transformada Rápida de Fourier de la señal de electromiografía luego de ser filtrada. 43
3.6. Ejemplo de como funciona gráficamente el valor RMS programado en MATLAB. 44
3.7. Punto 1 de toma de datos de electromiografía, este punto se encuentra en la cara interior del antebrazo (punto representado por los electrodos). 47
3.8. Mecanismo utilizado para variar pesos de agarre, se utilizan discos unidos al mecanismo mediante una cadena. 48
3.9. Algoritmo conceptual básico para generar control. 49
3.10. Punto 1 de toma de datos de electromiografía, este punto se encuentra en la cara interior del antebrazo (punto representado por los electrodos). 51
3.11. Punto 2 de toma de datos de mecanomiografía, este punto se encuentra en la cara exterior del antebrazo (punto representado por círculo). 52

4.1. Gráfico de electromiografía obtenido al apretar un objeto. 54
4.2. Detalle de una de las curvas presentes en el gráfico anterior 4.1. 55
4.3. Gráfico de electromiografía donde se observa la reacción de los músculos al ser golpeado el hombro. 56
4.4. Gráfico de electromiografía donde se observa la reacción de los músculos al golpear la mesa con el brazo que tiene los sensores. 57
4.5. Gráfico de electromiografía donde se observa la señal de los músculos al mover el dedo meñique. 58
4.6. Gráfico de electromiografía donde se observa la señal de los músculos al mover el dedo anular. 58

4.7. Gráfico de electromiografía donde se observa la señal de los músculos al mover el dedo medio. 59
4.8. Gráfico de electromiografía donde se observa la señal de los músculos al mover el dedo índice. 60
4.9. Gráfico de electromiografía donde se observa la señal de los músculos al mover el dedo pulgar. 61
4.10. Gráfico de electromiografía donde se observa el comportamiento de los músculos al apretar un objeto con el brazo extendido hacia abajo. 62
4.11. Gráfico de electromiografía donde se observa el comportamiento de los músculos al apretar un objeto con el brazo extendido hacia adelante. . . 62
4.12. Gráfico de electromiografía donde se observa el comportamiento de los músculos al apretar un objeto con el brazo extendido horizontalmente en la dirección del mismo. 63
4.13. Gráfico de electromiografía donde se observa el comportamiento de los músculos al mover el brazo con pivote el hombro. 64
4.14. Gráfico de electromiografía donde se observa el comportamiento de los músculos al mantener la contracción en el tiempo. 64
4.15. Gráfico de mecanomiografía obtenido al apretar un objeto. 66
4.16. Gráfico de mecanomiografía donde se observa la reacción de los músculos al ser golpeado el hombro. 67
4.17. Gráfico de mecanomiografía donde se observa la reacción de los músculos al golpear la mesa con el brazo que tiene los sensores. 68
4.18. Gráfico de mecanomiografía donde se observa la señal de los músculos al mover el dedo meñique. 69
4.19. Gráfico de mecanomiografía donde se observa la señal de los músculos al mover el dedo anular. 69
4.20. Gráfico de mecanomiografía donde se observa la señal de los músculos al mover el dedo medio. 70
4.21. Gráfico de mecanomiografía donde se observa la señal de los músculos al mover el dedo índice. 71
4.22. Gráfico de mecanomiografía donde se observa la señal de los músculos al mover el dedo pulgar. 71
4.23. Gráfico de mecanomiografía donde se observa el comportamiento de los músculos al apretar un objeto con el brazo extendido hacia abajo. . . 72

4.24. Gráfico de mecanomiografía donde se observa el comportamiento de los músculos al apretar un objeto con el brazo extendido hacia adelante. 73
4.25. Gráfico de mecanomiografía donde se observa el comportamiento de los músculos al apretar un objeto con el brazo extendido horizontalmente en la dirección del mismo. 74
4.26. Gráfico de mecanomiografía donde se observa el comportamiento de los músculos al mover el brazo con pivote el hombro. 75
4.27. Gráfico de mecanomiografía donde se observa el comportamiento de los sensores al rascar la banda de sujeción de los mismos. 75
4.28. Gráfico de mecanomiografía donde se observa el comportamiento de los sensores al rascar el brazo donde están instalados. 76
4.29. Gráfico de electromiografía y mecanomiografía obtenido al apretar un objeto. 78
4.30. Gráfico de electromiografía y mecanomiografía donde se observa la reacción de los músculos al ser golpeado el hombro. 79
4.31. Gráfico de electromiografía y mecanomiografía donde se observa la reacción de los músculos al golpear la mesa con el brazo que tiene los sensores. 80
4.32. Gráfico de electromiografía y mecanomiografía donde se observa la señal de los músculos al mover el dedo meñique. 81
4.33. Gráfico de electromiografía y mecanomiografía donde se observa la señal de los músculos al mover el dedo anular. 81
4.34. Gráfico de electromiografía y mecanomiografía donde se observa la señal de los músculos al mover el dedo medio. 82
4.35. Gráfico de electromiografía y mecanomiografía donde se observa la señal de los músculos al mover el dedo índice. 83
4.36. Gráfico de electromiografía y mecanomiografía donde se observa la señal de los músculos al mover el dedo pulgar. 84
4.37. Gráfico de electromiografía y mecanomiografía donde se observa el comportamiento de los músculos al apretar un objeto con el brazo extendido hacia abajo. 85
4.38. Gráfico de electromiografía y mecanomiografía donde se observa el comportamiento de los músculos al apretar un objeto con el brazo extendido hacia adelante. 86

4.39. Gráfico de electromiografía y mecanomiografía donde se observa el comportamiento de los músculos al apretar un objeto con el brazo extendido horizontalmente en la dirección del mismo. 87
4.40. Gráfico de electromiografía y mecanomiografía donde se observa el comportamiento de los músculos al mover el brazo con pivote el hombro. 88
4.41. Gráfico de electromiografía y mecanomiografía donde se observa el comportamiento de los músculos al mantener la contracción en el tiempo. 88
4.42. Gráfico de electromiografía y mecanomiografía donde se observa el comportamiento de los músculos al realizar extensión de muñeca. . . . 89
4.43. Gráfico de las FFT calculadas en puntos discretos a lo largo de la señal de EMG sin normalizar. 92
4.44. Gráfico de las FFT calculadas en puntos discretos a lo largo de la señal de EMG normalizado. 92
4.45. Gráfico de las FFT calculadas en puntos discretos a lo largo de la señal de MMG sin normalizar. 93
4.46. Gráfico de las FFT calculadas en puntos discretos a lo largo de la señal de MMG normalizado. 93
4.47. Gráfico de electromiografía y mecanomiografía de contracción muscular tomados a las 12 horas. 95
4.48. Gráfico de electromiografía y mecanomiografía de contracción muscular tomados a las 17:30 horas. 95
4.49. Gráfico de electromiografía y mecanomiografía de contracción muscular tomados con el mecanismo sin peso adicional. 96
4.50. Gráfico de electromiografía y mecanomiografía de contracción muscular tomados con el mecanismo con peso adicional de 1.5[kg]. . . 97
4.51. Gráfico de electromiografía y mecanomiografía de contracción muscular tomados con el mecanismo con peso adicional de 2.5[kg]. . . 97
4.52. Gráfico de electromiografía y mecanomiografía de contracción muscular tomados con el mecanismo con peso adicional de 4[kg]. . . . 98

A.1. Gráficos de ambos métodos juntos en diferentes tipos de movimientos . 110
A.2. Continuación gráficos de ambos métodos juntos en diferentes tipos de movimientos 111
A.3. Algoritmo de movimiento programado en MATLAB. 112

Índice de tablas

3.1. Tabla donde se presentan las principales diferencias entre los filtros del tipo FIR y del tipo IIR. 42

4.1. Tabla donde se presentan las frecuencias medias de los distintos intervalos de la señal de electromiografía apretando un objeto. 91

Capítulo 1

Introducción

1.1. Fundamentos y contextualización

En la actualidad el interés por la robótica y los dispositivos controlados se ha incrementado, es por esto que es importante estudiar y analizar cómo funciona el proceso de control de éstos aparatos.

Cuando se realizan distintos movimientos articulares se generan cambios físicos en los músculos, estos cambios pueden ser medidos de diversas formas, a través de métodos no invasivos tales como la medición en la diferencia de tensión o en las vibraciones en las fibras musculares y otros métodos invasivos que requieren el uso de instrumentos médicos más especializados para lograr, por ejemplo, captar las señales neuronales.

Las señales captadas pueden tener diversos usos y aplicaciones, ya sea desde prótesis hasta máquinas biomédicas de neurocirugía. La complejidad del uso de la información influye en la precisión de los métodos utilizados para obtener estos datos. También la diferencia entre qué tan invasivos son los sensores impacta en el costo de los mismos considerando que entre más invasivo el procedimiento tiende a ser más preciso el resultado, pero más caros. Frente a estas opciones se plantea el problema de ¿cómo obtener datos más precisos a un menor costo con un procedimiento no invasivo?.Este trabajo intenta resolver esta pregunta analizando el uso combinado de la mecanomiografía y electromiografía para el control de un modelo mecánico de mano.

1.2. Objetivo General

Desarrollar un algoritmo para interpretar las señales obtenidas de los músculos del antebrazo basadas en mecanomiografía y electromiografía para el control de un modelo mecánico de mano.

1.3. Objetivos específicos

- Estudiar el estado del arte sobre control a través de mecanomiografía y electromiografía.
- Analizar datos obtenidos por mecanomiografía a través de Matlab.
- Analizar datos obtenidos por electromiografía a través de Matlab.
- Diseñar un algoritmo que combine las ventajas de ambos métodos.

1.4. Estructura de la memoria

En el capítulo 2 se introducen los conceptos básicos que serán la base para entender el tema propuesto en este trabajo. Se presenta el Marco Teórico con los diferentes avances realizados en el área del control a través de diferentes métodos de captación de señales. Se revisan conceptos como electromiografía y mecanomiografía y además se da una introducción a los músculos de la mano.

El capítulo 3 se divide en tres partes, Instrumentación, procesamiento y metodología. Primero se describen todos los componentes a utilizar, luego se explica cómo es el procesamiento de las señales y que conceptos matemáticos se utilizan y por último se explica la metodología seguida tanto en posicionamiento de sensores como también las diferentes condiciones para la captación de señales.

En el capítulo 4 se exponen los resultados obtenidos con los métodos presentados anteriormente y se muestran los gráficos y tablas resultantes en cada punto.

En el capítulo 5 se presenta el análisis y estudio de los resultados de los gráficos y valores obtenidos de los dos métodos.

En el capítulo 6 se entregan las conclusiones finales para todo el trabajo como también las conclusiones particulares para cada uno de los objetivos propuestos al inicio de este trabajo. También se sugieren diferentes enfoques y/o métodos que se podrían utilizar a futuro para continuar con el desarrollo del tema

Capítulo 2

Marco Teórico

El objetivo de este trabajo es desarrollar un algoritmo para el control de un modelo de mano. Para lograr esto es necesario captar señales del cuerpo humano para luego transformarlas en información que pueda ser usada en un sistema electrónico. Esto se relaciona con el modo de funcionamiento de las prótesis las que siguen una lógica similar a lo planteado [1]. Por lo que estudiar y analizar los avances en este tipo de tecnología pueden ser beneficiosos para entender cómo abordar el objetivo de este trabajo.

En el mundo de las prótesis hay variadas formas de utilizar señales generadas por el cuerpo humano para el control de diversos dispositivos [2]. Además existen diferentes métodos para obtener las señales del cuerpo siendo cada uno de estos aplicables a diferentes zonas, como por ejemplo el cerebro, los nervios y los músculos, responsables del movimiento muscular.

Existen dos tipos de movimientos en el cuerpo humano [3, 4] , los voluntarios y los involuntarios. Primero se definen qué son los movimientos voluntarios, son todas aquellas respuestas musculares ante un estímulo cuya orden viene del cerebro. La orden viaja directamente desde el cerebro hacia los músculos, usando los nervios como transmisores. Estos son llamados nervios sensitivos y son los responsables de transmitir la información ya sea a través de los sentidos o de los órganos internos. La información es procesada por el cerebro y éste elabora una respuesta y es allí cuando entran en juego los nervios motores llevando esta respuesta de vuelta a los músculos para producir lo que es un movimiento voluntario. Los órganos que realizan

movimientos voluntarios son cabeza, boca, extremidades, el torso y la lengua [5].

Un movimiento involuntario también es llamado reflejo. Se diferencia de los movimientos voluntarios porque los nervios sensitivos llevan la información del estímulo a la médula espinal, (en lugar de llevarla al cerebro), y es la médula la encargada de elaborar rápidamente la respuesta que viajará a través de los nervios para producir el reflejo o movimiento involuntario. Es importante destacar que existen movimientos voluntarios que siguen el proceso de uno involuntario como es el caso del movimiento de la mano producto de la aplicación de una aguja sobre uno de los dedos, por lo que el tipo de estímulo también es relevante. Algunos de los órganos que realizan movimientos involuntarios son los intestinos, el corazón, la faringe, laringe, vaso, las glándulas, los pulmones, entre otros [6].

Debido a que el objetivo de este trabajo es el control de un modelo de mano, no se pueden utilizar los movimientos involuntarios, ya que estos no representan órdenes conscientes del cerebro [7].

El proceso del movimiento voluntario funciona de la siguiente forma [3]. El cerebro, específicamente, la capa superficial correspondiente a la corteza cerebral envía una señal de movimiento a las terminaciones nerviosas las que posteriormente liberan una sustancia química llamada acetilcolina, un neurotransmisor que inicia una actividad eléctrica que se extiende a través de toda la fibra muscular. Esto provoca que las membranas liberen iones de calcio los que ponen en marcha el proceso mecánico de contracción muscular.

Además del procesamiento de la orden para que se produzca la contracción es necesario el acoplamiento de dos moléculas que se encuentran en las fibras musculares: la actina y la miosina. Dispuestas como filamentos entrelazados, estas se recogen al recibir el impulso eléctrico [8].

Considerando entonces el proceso de contracción muscular como tres procesos específicos y relacionados entre sí, es posible encontrar diferentes variables que representan movimiento en cada uno de estos pasos, por lo que es importante señalar los distintos métodos de captación de señales.

En primer lugar se presentaran los métodos que involucran el cerebro y la corteza motora, luego los métodos que involucran la captación de la señal eléctrica y por último la captación de la señal en el mismo músculo de forma mecánica.

2.1. El cerebro

Antes de entrar en los métodos propiamente tal, se presenta a continuación un esquema del cerebro y una breve explicación de cómo se genera el movimiento:

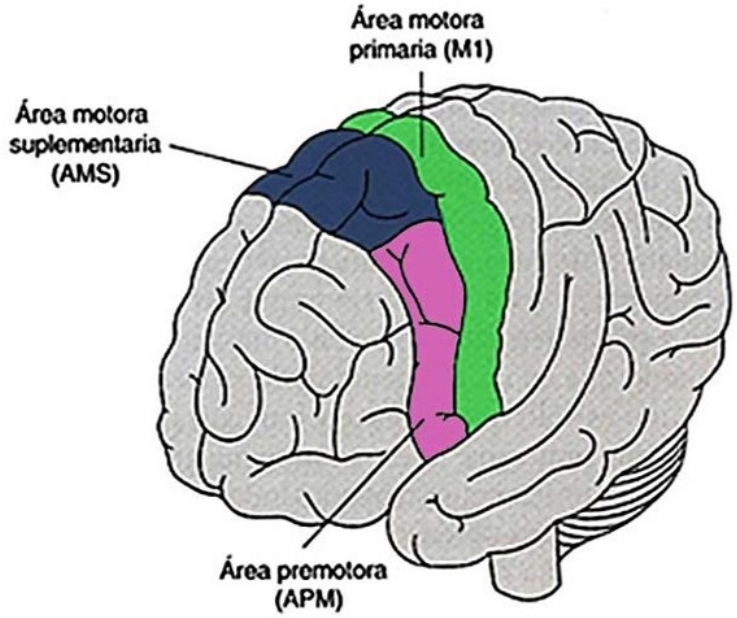


Figura 2.1: Áreas motoras corticales fundamentales.

Como se observa en la figura 2.1, en el cerebro existe un área encargada de los movimientos la que se puede dividir en tres grupos [9]:

- Corteza motora primaria (M1)
- Área pre-motora (APM)
- Área motora suplementaria (AMS)

La función de la corteza motora primaria es la de conectar el cerebro con las neuronas motoras inferiores a través de la médula espinal para informar cuales son los músculos que deben contraerse, esta área está encargada de los movimientos ordinarios, como correr o caminar.

El área pre motora está encargada de guiar los movimientos y el control de los músculos proximales los cuales son; hombros, codos, cadera y rodillas y los axiales que son los contenidos en el tronco.

Y el área motora suplementaria está encargada de la planificación y coordinación de movimientos complejos como por ejemplo, aquellos que requieren el uso de ambas manos. En las siguientes secciones se mencionan los sensores que se utilizan en la corteza motora.

2.1.1. Sensores utilizados en el cerebro

Registro desde la corteza motora

Este tipo de sensor trabaja registrando los potenciales eléctricos en la misma corteza motora (figuras 2.2 a 2.5). Estos potenciales registrados en el cerebro pueden ser divididos en dos categorías; potenciales de acción y potenciales de campo [10].

Los potenciales de acción son las señales eléctricas directas producidas por neuronas individuales y son la comunicación primaria subyacente a la actividad cerebral. Los potenciales de campo son cambios de voltajes causados por la suma de la actividad de algunos o varios potenciales de acción.

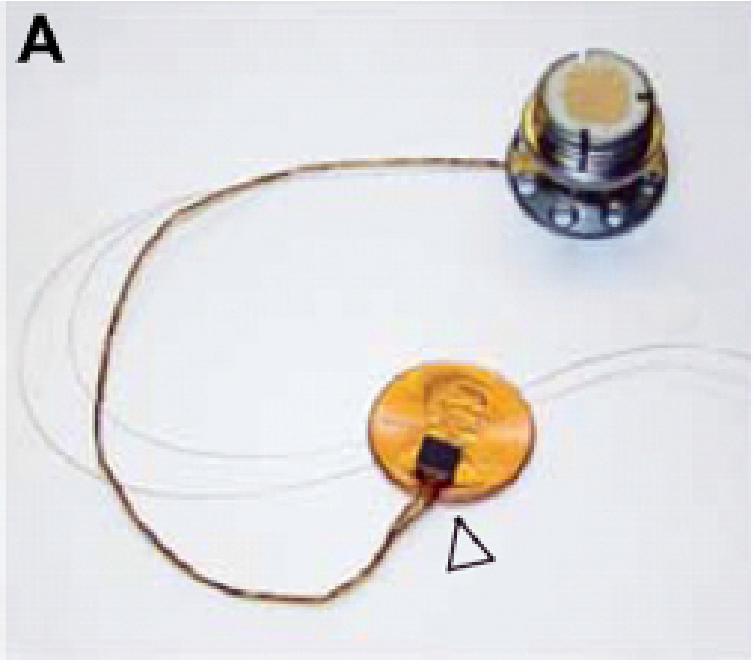


Figura 2.2: Arreglo de 4x4[mm] de 100 micro electrodos que se implanta en la corteza motora primaria [2].

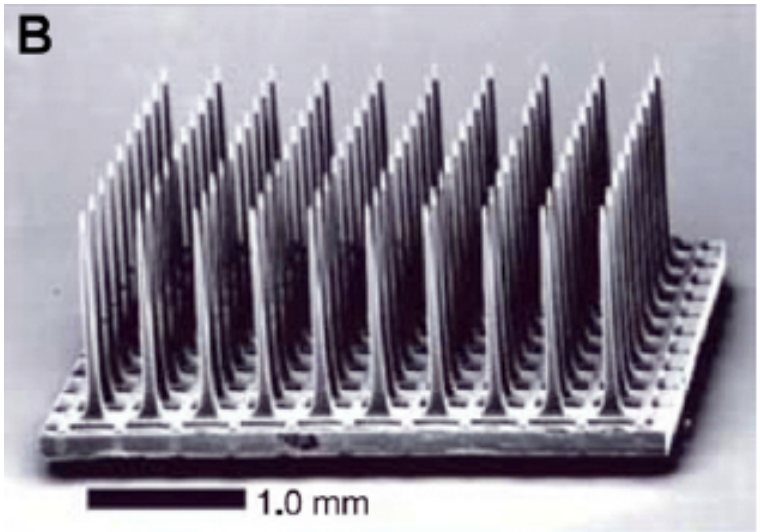


Figura 2.3: Detalle del arreglo Braingate de 100 micro electrodos que se implanta en la corteza motora primaria [2].

Figura 2.4: Tomografía del cerebro de un paciente con sensor implantado [2].

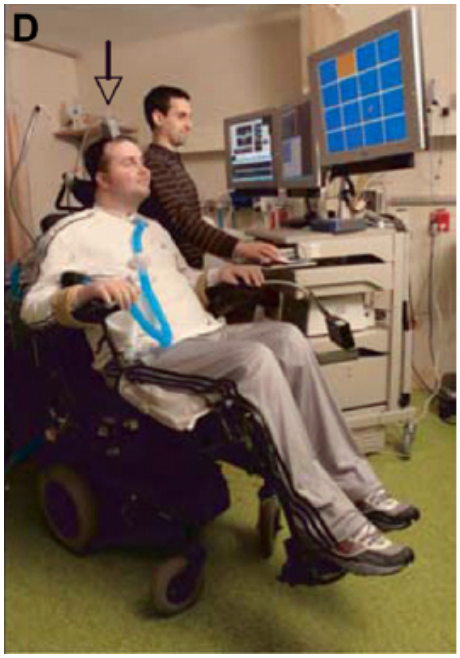


Figura 2.5: Usuario del sensor implantado en corteza motora controlando un movimiento en dos dimensiones [2].

Registro de los picos corticales

Algunos de los avances más impresionantes en las interfaces cerebro-máquina involucran el registro de los picos corticales desde la corteza motora primaria. La

corteza motora primaria contiene un mapa topográfico del cuerpo con patrones de picos en las áreas relacionadas con la mano y el brazo los que han sido demostrados en estudios hechos con primates[11]. Estos patrones tienen relación con la velocidad y dirección de movimiento, fuerza de agarre e incluso movimientos individuales de los dedos. Las investigaciones hechas en primates han tenido éxito al controlar cursores en 2 y 3 dimensiones [12].

En humanos se ha logrado que pacientes con grandes discapacidades puedan controlar un cursor de computador a través de estos patrones [13].

Potenciales locales de campo

Los potenciales locales de campo para las interfaces cerebro-máquina han comenzado a recibir más atención en los últimos años. Este creciente interés proviene parcialmente de la creencia de que estos evitan muchos de los problemas inherentes a la estabilidad de la grabación de los picos corticales [14]. Los potenciales locales de campo son grabados con el mismo tipo de electrodos utilizados en la detección de picos. Estas señales son relativamente más robustas porque son el resultado de la actividad sumada de varias neuronas que disparan cerca del electrodo. También se consideran más fáciles de grabar y más factibles para el uso a largo plazo de las grabaciones con picos [15, 16]

La capacidad de los potenciales locales de campo para codificar la información se ha comparado directamente con la de las grabaciones de pico, algunos investigadores han encontrado un bajo rendimiento y con otros un rendimiento comparable. Se ha demostrado en monos que los potenciales locales de campo codifican la posición y la velocidad tanto del brazo como de la mano.

Estimulación cortical para la retroalimentación sensorial

Se han realizado esfuerzos para determinar si los estímulos aplicados directamente a la corteza a través de electrodos intra corticales pueden proporcionar retroalimentación sensorial. Se ha demostrado que la estimulación de la corteza somatosensorial en humanos provoca sensaciones localizadas en varias regiones del

cuerpo [17]. Al igual que lo que ocurre en la corteza motora, se ha demostrado que la corteza somatosensorial contiene un mapa topográfico del cuerpo, con áreas corticales mayores dedicadas a partes del cuerpo con mayor inversión sensorial (por ejemplo, manos y lengua)[18]. Dos estudios han demostrado que en primates la estimulación eléctrica de la porción táctil de la corteza somatosensorial primaria produjo la percepción de la frecuencia media (5-50Hz) que era hasta cierto punto indistinguible de la producida por estímulos mecánicos y suficiente para activar los procesos neuronales involucrados en la distinción por vibración[19].

En estudios posteriores se mostraron que los monos podían distinguir diferentes frecuencias de estímulos eléctricos aplicados a la porción propioceptiva de la corteza somatosensorial primaria [19]. Sin embargo, este tipo de estimulación aún no ha mostrado proporcionar una percepción de ubicación de un miembro.

Registro de electrocorticograma

Las señales de electrocorticograma (ECoG) se miden en la superficie cortical y por lo tanto no requieren la implantación del tejido cerebral. Las grabaciones ECoG se realizan generalmente a través de la corteza sensomotora y comprenden señales rítmicas de frecuencias bajas (8-13 Hz), medianas (13-30 Hz) y altas (30+ Hz) denominadas ritmos α, β y γ, respectivamente. Las amplitudes de estas señales disminuyen durante el movimiento o imagen motora, indicando una disminución en la sincronización de las señales neurales.

Los sistemas ECoG se han utilizado para predecir trayectorias de movimiento bidimensional de la mano en sujetos humanos. Recientemente se han utilizado las señales ECoG para el control bidimensional del cursor y para determinar el tiempo de curso de la flexión individual de los dedos [20].

Estos estudios han demostrado el potencial de los sistemas ECoG para interfaces cerebro-máquina a largo plazo el control de movimiento. El rendimiento de los sistemas ECoG disminuyen en comparación con los sistemas de registro de picos corticales y las señales ECoG han demostrado contener menos de la mitad de la información contenida en los potenciales locales de campo.

Debido a que los electrodos de usados en la ECoG no penetran en la corteza, existe un menor riesgo de daño al tejido que con las técnicas de registro intra cortical. Sin embargo, todavía hay un riesgo involucrado porque estos sistemas requieren una craneotomía para la colocación del electrodo.

La mayoría de los estudios en los que los investigadores utilizan señales ECoG son a corto plazo en pacientes con epilepsia ya que este sistema no está aprobado por la FDA (Administración de Alimentos y Medicamentos de EEUU) para su uso a largo plazo [21].

Registro de electroencefalograma

El electroencefalograma (EEG) es no invasivo y por lo tanto ha sido un medio útil para explorar las capacidades de control de las señales neurales. Los sistemas EEG a veces se dirigen a potenciales corticales lentos, incluyendo los cambios de baja frecuencia en potenciales de campo que aparecen antes del inicio del movimiento y se denominan Potenciales de Preparación (o a veces Bereitshaftspotentials o BP).

Estas señales han sido usadas para dispositivos de deletreo para pacientes bloqueados. A los pacientes les toma meses de entrenamiento para aprender a modular los potenciales de preparación y en los informes iniciales de los dispositivos de deletreo se ha mostrado que necesitan en promedio 2 minutos para seleccionar una letra [22].

Los cambios a gran escala y baja frecuencia en los potenciales de campo también se observan en respuesta a los eventos neurales y pueden ser provocados por estímulos externos; estos se denominan potenciales relaciones con el evento. Un ejemplo, el P300 (que aparece como un pico en las señales corticales aproximadamente 300 ms después de que aparezcan estímulos relevantes) también ha encontrado ser aplicable en los dispositivos de deletreo y ha sido usado para seleccionar ubicaciones deseables en sillas de ruedas y comando de tareas para un brazo robótico montado en una silla de ruedas. Usar el P300 no requiere entrenamiento, pero la velocidad es alrededor de 1 palabra por minuto [23].

Las señales de mayor frecuencia, incluyendo ritmos α y β, a menudo son medidas en la corteza sensomotora con sistema de EEG. Estas señales han sido usadas en el control de un cursor en una y dos dimensiones, control de una ortesis de mano y control de una neuro prótesis [24].

La mayoría de estos sistemas requieren muchos meses de entrenamiento y no son muy robustos: por ejemplo, un estudio reporto una precisión media entre 76 % al 81 % para el final de tres sesiones de control de un cursor en una dimensión por cuatro sujetos con Esclerosis lateral amiotrófica después de 3 a 7 meses de entrenamiento.

Otros de los inconvenientes de los sistemas EEG son el ruido en la señal grabada y la necesidad de conectar electrodos de grabación en el cuero cabelludo, ambos un problema de tiempo y apariencia. Además, debido a que las señales EEG son filtradas a través del cráneo, se limita la frecuencia de información que pueden grabar, lo cual limita la tasa máxima de información transferida.

2.2. Señales en los nervios

El siguiente paso en el proceso de conducción de la información de movimiento se encuentra en los nervios, los cuales producen una reacción química la que desencadena una reacción eléctrica y que posteriormente se transmite por las fibras [25].

En esta parte se estudiarán los tipos de sensores utilizados para captar la señal directamente desde los nervios.

2.2.1. Sensores utilizados en los nervios

Interceptando señales nerviosas

Las señales neurales pueden ser interceptadas desde las fibras nerviosas motoras periféricas. Estas señales son aproximadamente mil veces más pequeñas que las señales de electromiografía (EMG) generadas por la contracción muscular, pero a

diferencia pueden ser detectadas por electrodos (figura 2.6) colocados dentro o adyacentes a un conjunto de nervios [2].

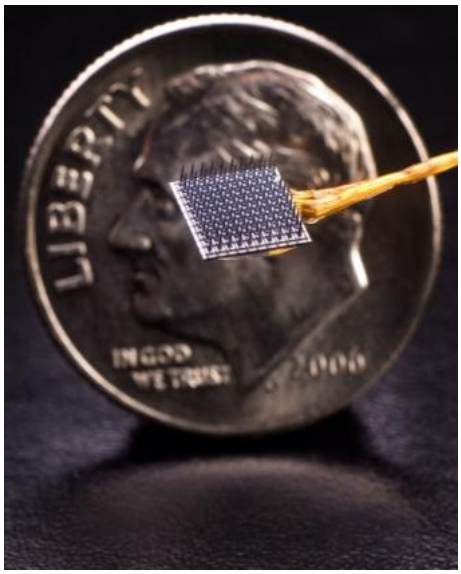


Figura 2.6: Electrodo intra neural utilizado implantado en los nervios [2].

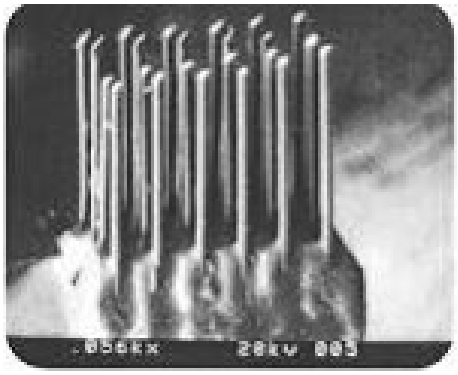


Figura 2.7: Zoom a electrodo intra neural donde se puede observar en detalle la forma constructiva de este [2].

Electrodo extra neural

Los electrodos extra neuronales (figura 2.8) registran y estimulan el nervio desde afuera. Usualmente tienen una baja selectividad para registrar y estimular axones individuales [26].

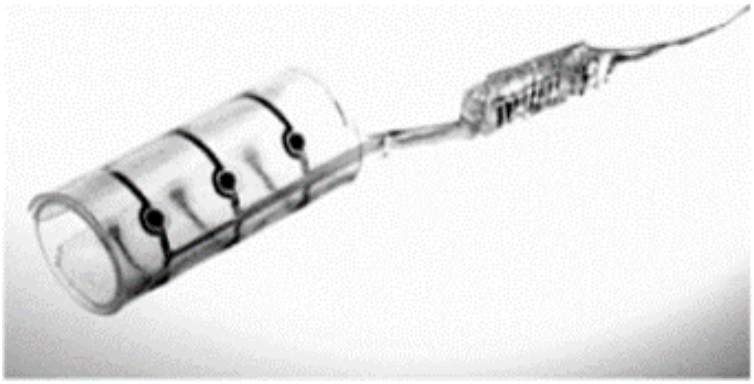


Figura 2.8: Electrodo extra neural tripolar cuff [2].

Uno de los electrodos comunes de este tipo es el electrodo tripolar cuff, el cual rodea al nervio y por lo tanto registra y estimula desde unas pocas a varias fibras nerviosas. Una alternativa a este electrodo es el electrodo plano, el cual aplana suavemente el nervio entre un arreglo de electrodos extra neurales (figura 2.9).

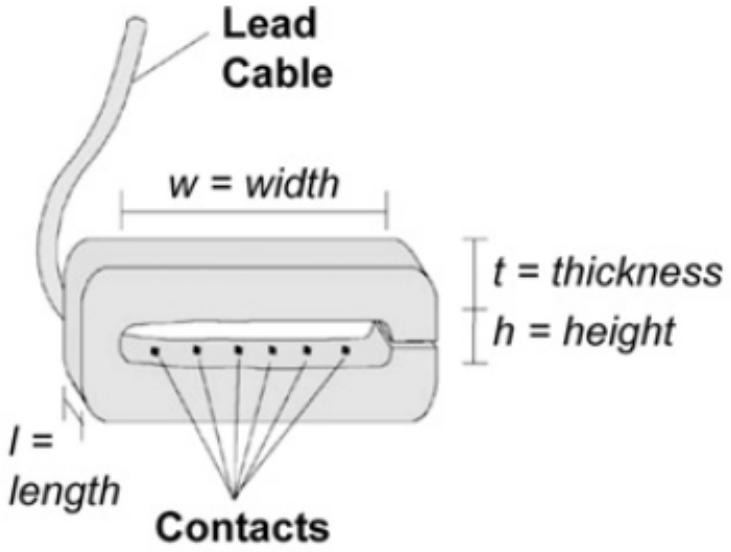


Figura 2.9: Electrodo extra neural del tipo plano, se muestra la forma constructiva del mismo. [2].

Electrodo intra neural

Los electrodos intra neuronales (figura 2.6 y Figura 2.7) penetran el nervio, permitiéndoles registrar o estimular pequeños trozos de la fibra nerviosa. Es por esto

que los electrodos intra neuronales tienen mayor selectividad que los electrodos extra neuronales y requieren un menor estímulo para estimular el nervio [27].

Un electrodo de este tipo es el electrodo intra fascicular longitudinal, LIFE por sus siglas en inglés (figura 2.10), estos son unos finos electrodos que se insertan dentro de fascículos individuales, paralelos a las fibras nerviosas. Estos son biocompatibles, y para ser removidos no se requiere una cirugía adicional, haciéndolos una gran opción para el registro y estimulación directo desde los nervios.

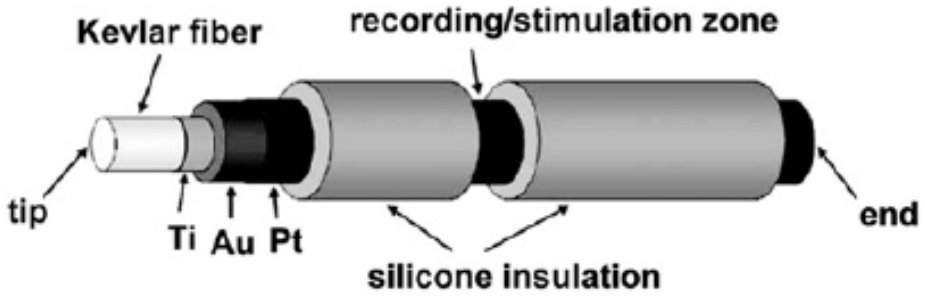


Figura 2.10: Electrodo intra neural del tipo LIFE, se muestra la forma constructiva del mismo. [2].

Otro tipo de sensor es el arreglo de multi electrodos (figura 2.6), el cual contiene una docena de electrodos en una base rígida. Los arreglos son normalmente insertados en el costado de los nervios, penetrando el peri neuro. Aún cuando el gran número de puntos de medición incrementa la selectividad, la estructura al ser rígida puede causar daño a los nervios[28].

El arreglo de electrodos inclinados de Utah figura 2.11 (Utah Slant Array) es probablemente el más estudiado para nervios periféricos. El dispositivo ha sido usado para registrar y estimular fibras motoras y sensoriales en el nervio ciático y ha demostrado gran potencial para futuras aplicaciones de neuro prótesis.

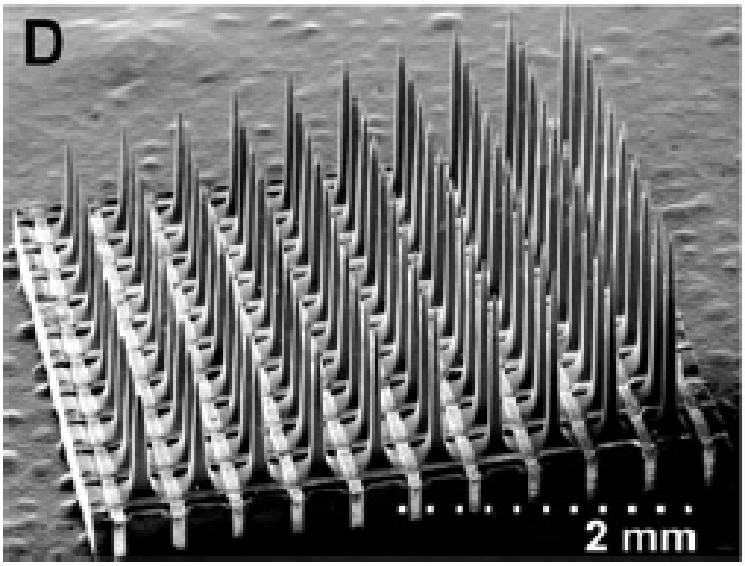


Figura 2.11: Electrodo intra neural del tipo Utah Slant Array, se muestra imagen ampliada del mismo [2].

Por último, existen los electrodos regenerativos (figura 2.12) los cuales son ubicados entre los dos lados de un nervio cortado para que registre y estimule el nervio mientras este se regenera. Los estudios en animales han demostrado consistencia, aunque limitada regeneración a través de este tipo de electrodo. Un uso a largo plazo de este electrodo genera una pérdida progresiva de las fibras nerviosas[29].

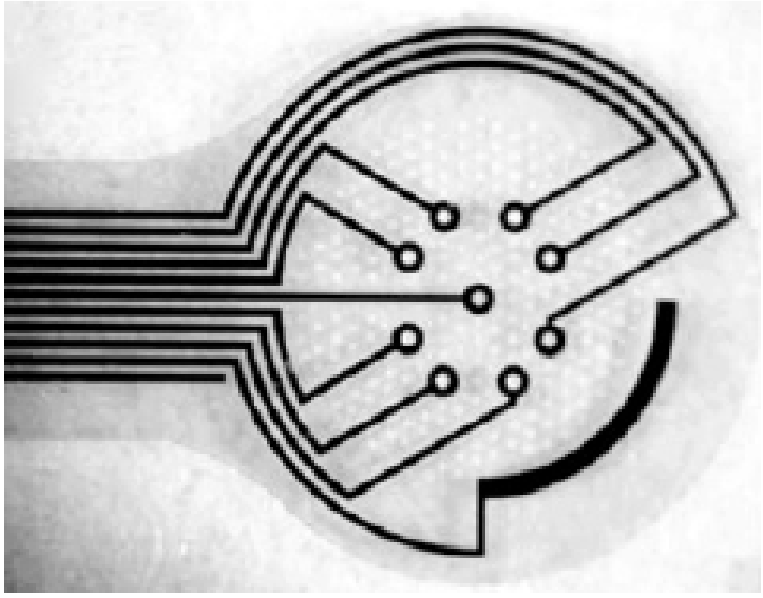


Figura 2.12: Electrodo intra neural del tipo regenerativo, se muestra imagen ampliada del mismo [2].

2.3. Señales en los músculos

El siguiente método de captación involucra las señales eléctricas y mecánicas generadas en las fibras musculares al momento de generar una contracción. A continuación, se presenta una explicación del funcionamiento y esquema de una mano humana, así como también de los sensores utilizados en los músculos.

2.3.1. Músculos de la mano

Para tomar las señales de los movimientos efectuados por la mano se requiere la utilización de electrodos de superficie los cuales van adheridos a la piel o electrodos implantados en los músculos [30], por lo tanto, es importante encontrar los puntos

óptimos para la toma de muestras. Para determinar la posición adecuada de los electrodos es necesario realizar un pequeño estudio de la conformación muscular del antebrazo humano y analizar las relaciones existentes entre los diferentes músculos y los movimientos efectuados por los dedos.

Los movimientos que se medirán en este trabajo son los relacionados a los movimientos de los dedos y no de toda la mano en sí. Se pondrá especial atención a los músculos involucrados, directa o indirectamente, con dichos movimientos y no con los que afecten a la flexión de la muñeca o rotación de esta.

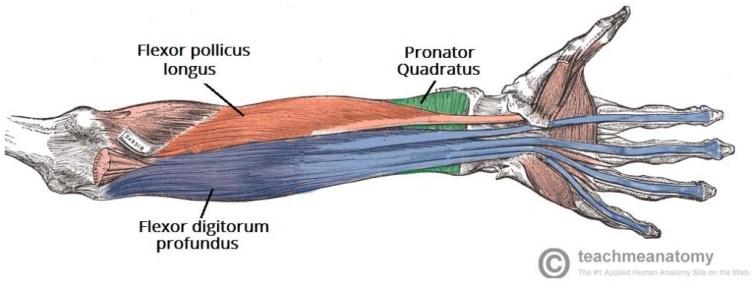


Figura 2.13: Músculos presentes en el antebrazo y mano humana.

En el antebrazo existen alrededor de 19 músculos encargados de los diferentes movimientos de la mano y de los dedos. Los músculos estudiados en este trabajo son los relacionados directamente con la contracción de los dedos ya que el análisis de los músculos encargados de la extensión es redundante porque al activarse uno se desactiva su contraparte encargada de la contracción.[31]

De los músculos existentes en el antebrazo se pondrá énfasis a los más importantes para el estudio: Flexor Pollicus Longus y Flexor Digitorum Profundus. Estos van directamente a cada uno de los dedos y el pulgar siendo los principales responsables de los movimientos realizados por la mano. Aún así, en la mano existen músculos intrínsecos los cuales permiten realizar movimientos más finos, como son el uso de alguna herramienta de precisión o al tocar un instrumento. Para los propósitos de este trabajo no se considerarán esos movimientos ya que en primera instancia se busca identificar el movimiento básico (motricidad gruesa) de los dedos y no el especifico(motricidad fina).

Durante el desarrollo del trabajo se estudiará la relación existente entre los diferentes componentes de los músculos en el antebrazo y los movimientos que estos efectúan en los dedos para poder encontrar patrones que permitan el desarrollo y posterior uso de un algoritmo que sea capaz de mover un modelo mecánico de mano.

2.3.2. Sensores utilizados en los músculos

Sensores electromiográfico

Los sistemas electromiográficos (figura 2.14) tradicionales utilizan la información neural entregada por la contracción muscular [32]. Las señales eléctricas generadas durante la contracción muscular son el resultado de comandos de movimiento realizados por la corteza motora y propagada por los nervios periféricos.

Figura 2.14: Sensor electromiográfico básico más circuito de captación.

Algunas de las limitaciones del control mioeléctrico son la dificultad de registrar señales de electromiografía adecuadas y la poca información entregada para el control de múltiples funciones. Muchos pacientes que utilizan prótesis con este tipo de sensores no son capaces de producir una señal aislada o realizar contracciones replicables. Además, si se cambia la posición de los electrodos o las condiciones de la

piel varían, se estarán alterando las señales enviadas lo que puede causar que el control no sea efectivo.

Electrodo implantable

Los electrodos implantables (figura 2.15) pueden atenuar muchas de las dificultades asociadas con el registro de EMG de superficie. Estos no se verán tan afectados por los cambios en el entorno como lo harían los sensores de superficie y por lo tanto pueden entregar registros más estables y un control más consistente [33]. Además, los electrodos implantables pueden medir las señales de EMG de más de un músculo lo que significa un control más amplio de la prótesis.

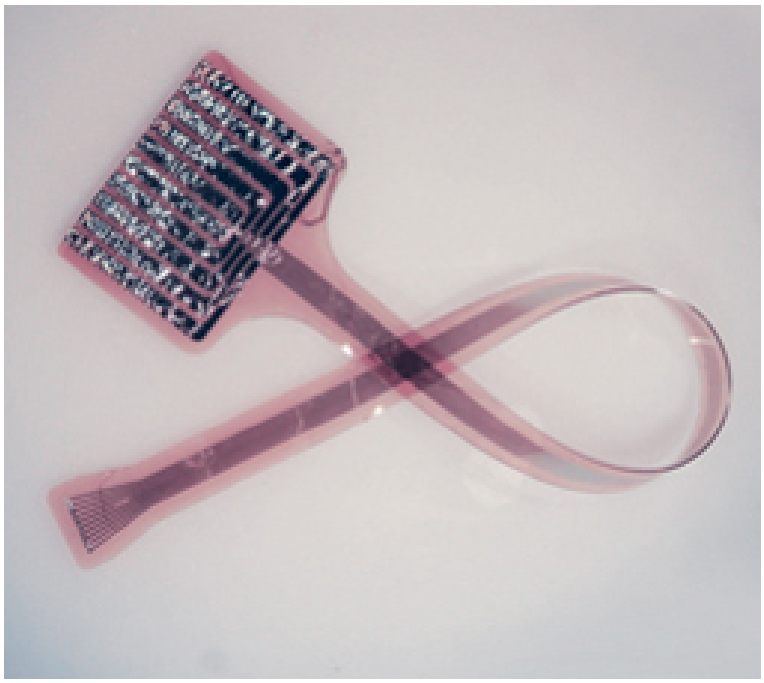


Figura 2.15: Electrodo Implantable utilizado en prótesis de mano.

Sensor de mecanomiografía

Al igual que los electrodos de superficie, los sensores de mecanomiografía se colocan sobre el músculo que se está midiendo. Lo que se busca es registrar las vibraciones provocadas por los músculos al momento de realizar una contracción [34]. Para esto se utilizan acelerómetros o también micrófonos con alta ganancia que son capaces de captar las vibraciones de las fibras.

2.4. Control

Una vez obtenidas las señales del cuerpo es necesario traducirlas a una forma adecuada para el control de las prótesis. Es así que existen diferentes maneras de interpretar las señales para generar algún tipo de respuesta motora. Las formas más utilizadas por las prótesis son las siguientes:

2.4.1. Control On-Off

La forma más simple de interpretación es el control On-Off o también conocido como control binario. Este tipo de control se ha utilizado por más de 70 años y es el más popular debido a su gran robustez y su uso intuitivo [35]. La finalidad de este tipo de control es la de poder manejar una sola función de la prótesis a la vez como, por ejemplo; velocidad constante en una dirección, detención total o velocidad constante en la otra dirección.

2.4.2. Control proporcional

El control proporcional es una forma más compleja de control y hace referencia a la capacidad del usuario de poder manejar al menos una salida mecánica de forma cuantitativa, como por ejemplo la fuerza, la velocidad, posición o cualquier otra función mediante la variación de la señal de entrada que se le da a la prótesis. [30] [35]

Luego de haber estudiado los diferentes procesos involucrados con la generación de movimiento y cómo es posible captar señales en diferentes momentos de los mismos se procede a explicar en más detalle la electromiografía y la mecanomiografía. Para el alcance de este trabajo y las limitaciones del mismo no es posible realizar procedimientos que requieran la intervención quirúrgica de personas. Es así que se procederá al estudio y análisis de estos dos métodos de captación de señales de forma no invasivas.

2.5. Electromiografía

Uno de los aspectos más complejos de la electromiografía es que cuando se logra rectificar y suavizar lo suficiente la amplitud de la onda generada, esta es cualitativamente relativa a la cantidad de fuerza medida en la coyuntura correspondiente pero la relación cuantitativa es a menudo más imprecisa y difícil de obtener. La razón de este dilema es que la señal de electromiografía es el resultado de factores fisiológicos, anatómicos y técnicos. Los efectos de algunos de estos factores pueden ser manejados por métodos adecuados de detección, pero hay otros que no son fácilmente regulables con la tecnología actual y su efecto potencial en la señal puede solo ser supuesto y considerado [36]. Para usar la señal eficientemente es necesario entender a fondo la fuente de estos factores y la influencia en la señal. Esta es una tarea complicada dado que los conocimientos actuales no permiten considerar de una manera cuantitativa la causa-efecto de todos los factores y fenómenos que afectan en la medición de la señal de electromiografía. En estos tiempos se está restringido a consideraciones generales, modelos y análisis simplistas.

Se pueden considerar tres grupos para clasificar los factores que afectan a las señales, estos pueden ser: Causativos, intermediarios y determinísticos.

Factores Causativos

Los factores causativos son los que tienen un efecto básico o elemental en la señal. Estos se pueden dividir en dos grupos, extrínsecos e intrínsecos[36]. Los factores extrínsecos son aquellos que están asociados con la estructura del electrodo y la posición de este sobre la superficie de la piel sobre el músculo. Ellos incluyen:

1. La configuración del electrodo que describe:

    a) El área y forma de la superficie de detección del electrodo la que determina el número de unidades motoras activas que son detectadas en relación con el número de fibras musculares en su vecindad.

    b) La distancia entre las superficies de detección del electrodo las cuales determinan el ancho de banda de la configuración del electrodo diferencial.

2. La ubicación del electrodo con respecto a los puntos motores en el músculo y las uniones (miotendinosas) las cuales afectan la amplitud y frecuencia características de la señal detectada.

3. La ubicación del electrodo en la superficie del músculo con respecto al borde lateral del músculo el cual determina la cantidad posible de cruce de información que puede ser detectado por el electrodo.

4. La orientación de la superficie de detección con respecto a las fibras musculares la cual afecta el valor de la velocidad de conducción medida del potencial de acción y en consecuencia la amplitud y frecuencia contenida en la señal.

Los factores intrínsecos son las características fisiológicas, anatómicas y bioquímicas del músculo. A diferencia de los factores extrínsecos, estos no pueden ser controlados debido a las limitaciones de los conocimientos actuales y de la tecnología. Estos incluyen:

1. El número de unidades motoras activas en cualquier momento de la contracción la que contribuye a la amplitud de la señal detectada.

2. El tipo de fibra que compone el músculo la cual determina el cambio en el pH del fluido intersticial del músculo durante la contracción.

3. El flujo de sangre en el músculo el cual determina la razón a la cual los metabolitos son removidos durante la contracción.

4. El diámetro de la fibra el cual influencia la amplitud y la velocidad de conducción del potencial de acción que constituye la señal.

5. La profundidad y ubicación de las fibras activas en el músculo con respecto a la superficie de detección del electrodo, esta relación determina el filtrado espacial, y en consecuencia la amplitud y la frecuencia características de la señal detectada.

6. La cantidad de tejido entre la superficie del músculo y los electrodos el cual afecta el filtrado espacial de la señal.

7. Otros factores que aún no son identificados, como la longitud de la zona de despolarización y los flujos iónicos a través de la membrana, etc.

Factores Intermediarios

Los factores intermediarios representan fenómenos físicos y fisiológicos los cuales son influenciados por uno o más de los factores causativos, e influencian a los factores determinísticos [36]. Estos incluyen:

1. Los aspectos de filtro pasa banda del electrodo los cuales son unas características inherentes de la configuración de un electrodo diferencial.

2. El volumen de detección del electrodo lo que determina el número y peso del potencial de acción de unidades motoras que componen la señal.

3. Superposición de los potenciales de acción en la señal de EMG detectada lo que influye en las características de amplitud y frecuencia de la señal.

4. Datos cruzados de los músculos cercanos lo que contamina la señal y puede llevar a una mala interpretación de la información de la señal.

5. La velocidad de conducción del potencial de acción que se propaga a lo largo de la membrana de la fibra muscular; la velocidad de conducción afecta la amplitud y la frecuencia características de la señal.

6. El efecto de filtro espacial debido a la posición relativa del electrodo y las fibras musculares activas.

Los últimos dos factores tienen una mayor importancia debido a que estos afectan en gran medida las características de la señal. Mientras la distancia entre las fibras activas y la superficie de detección del electrodo varia, dos consideraciones aparecen. Primero, las características de filtro espacial del arreglo de detección cambian, lo que altera la amplitud y frecuencia características del potencial de acción de la unidad motora. En segundo lugar el movimiento relativo del electrodo y la fibra activa pueden ser suficientemente grande como para colocar un nuevo conjunto de unidades motoras activas en el volumen de detección del electrodo y remover algunas unidades motoras del volumen de detección. Esta consideración requiere que si la fibra muscular cambia su largo durante la contracción, entonces la posición del electrodo debe cambiar similarmente. Por lo tanto la estabilidad de la señal se mantiene en los casos en que los movimientos sean isométricos. En el caso que la estabilidad no sea prioridad se

pueden prescindir de este tipo de movimientos.

Factores Determinísticos

Los factores determinísticos son aquellos que tienen una relación directa con la información en la señal de EMG y la fuerza registrada. [36]Estos incluyen:

1. El número unidades motoras activas.
2. La fuerza de contracción de la unidad motora.
3. La interacción mecánica entre las fibras musculares.
4. La razón de activación de las unidades motoras.
5. El número de unidades motoras detectadas.
6. La amplitud, duración y forma de los potenciales de acción de la unidad motora.
7. La estabilidad de reclutamiento de las unidades motoras.

Cuando se estudia la interacción entre los muchos factores que influencian la información contenida en la señal de EMG, es razonable pensar si es posible utilizar la señal de EMG de alguna forma constructiva para describir el estado de un músculo[36]. La respuesta es “sí” para algunas aplicaciones y “tal vez” para otras aplicaciones. Por ejemplo, se puede obtener mediciones confiables cuando un electrodo que no detecta una gran cantidad de datos cruzados desde los músculos adyacentes, es ubicado en la superficie del músculo entre la zona de inervación y la unión miotendinosa con el propósito de:

1. Determinar, en un tema particular, cuando el músculo pasa de “on” a “off”.
2. Describir si el músculo está incrementando o disminuyendo la fuerza en un periodo de tiempo cuando el proceso de fatiga del músculo no afecta de forma significante las características de la señal.

2.5.1. Detección y procesamiento de la señal de EMG

Dado que la señal de electromiografía es pequeña en amplitud en relación a otras señales del ambiente presentes en la superficie de la piel, es necesario y conveniente detectarla con una configuración diferencial (figura 2.16). Esto se refiere a tener dos superficies de detección que generan dos señales detectadas las que son restadas y luego amplificadas. En esta configuración, la forma y el área de la superficie de detección y la distancia entre las superficies de detección son factores importantes dado que ellos afectan la amplitud y la frecuencia contenida en la señal. El arreglo diferencial actúa como un filtro peine pasa-banda para la señal eléctrica vista por la superficie de detección. La distribución de las frecuencias en el espectro, así como también el ancho de banda es afectado por la distancia entre las superficies de detección. Esto es a menudo un factor olvidado y no se le da la suficiente consideración. [36]

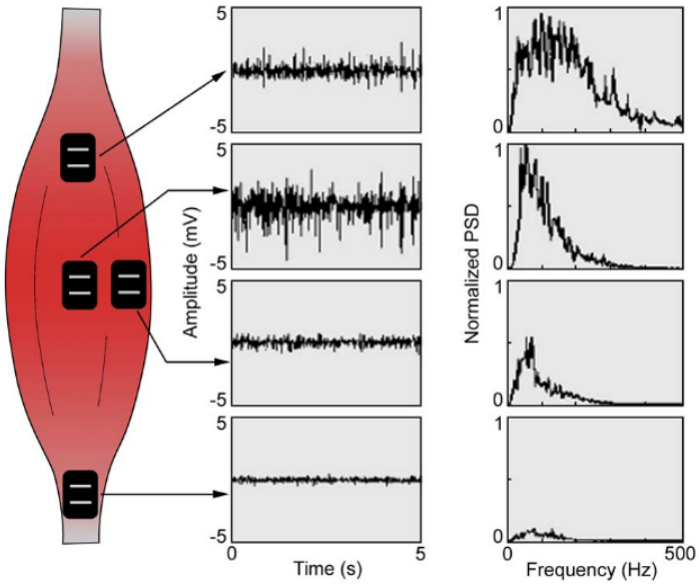


Figura 2.16: Arreglo de electrodos y detección de señal de electromiografía [32].

Además, las formas, áreas y las distancias entre las superficies de detección determinan el número de fibras musculares vistas por el electrodo lo que afecta la amplitud de la señal, es decir, mientras mayor es el número de fibras cubiertas por la superficie de detección, mayor es la amplitud de la señal de EMG.

La distancia entre las superficies de detección no debe ser tan grande como para abarcar una gran porción del músculo a fin de poder detectar una señal representativa de toda su superficie dado que es sabido que las fibras musculares de una unidad motora están dispersas al azar a través de toda su sección transversal; es así que cualquier ubicación en un músculo contiene fibras que representan las unidades motoras la que generan la fuerza. Desde un punto de vista práctico, la distancia entre las superficies de detección no puede ser tan pequeñas debido a la posibilidad de que las superficies de detección sean desviadas eléctricamente si la superficie de la piel se vuelve húmeda con el sudor el cual es conductor. El desvío eléctrico genera que la amplitud de la señal disminuya, deteriorando la razón de rehuido y puede filtrar algunas frecuencias altas que componen la señal.

Para el procesamiento de la señal de electromiografía dos parámetros son usados normalmente: el valor RMS y el valor promedio rectificado. Ambas son apropiadas y entregan mediciones útiles de la amplitud de la señal. Para la señal de EMG detectada durante contracciones voluntarias, el valor RMS puede ser más apropiado debido a que este valor representa el poder de la señal y por lo tanto tiene un significado físico claramente identificable. Por otra parte, el valor promedio rectificado es la medida del área bajo la señal y por tanto no tiene un significado físico específico.

Algunas recomendaciones:

1. Configuración del electrodo diferencial:
   a) La superficie de detección consiste en dos barras paralelas: cada una de 1 cm de largo. 1-2 mm ancho y 1 cm de separación.
   b) Ancho de banda de 20-500 Hz con un roll-off de al menos 12 dB/octava.
   c) Relación de rechazo de modo común $>$ 80dB.
   d) Ruido $<$ 2uV RMS (20-400Hz).
   e) Impedancia de entrada $>$ 100 meg ohms.
2. Ubicar el electrodo en la línea media del músculo, entre la unión miotendinosa y la zona de inervación más cercana, con la superficie de detección orientada perpendicular al largo de las fibras musculares.

3. Usar el valor RMS de la señal para medir la amplitud de la señal EMG realizada voluntariamente.

2.5.2. Aplicaciones

La señal de EMG puede ser usada para variadas aplicaciones como clínicas/biomédicas, desarrollo de chip EHW (evolvable hardware), interacciones entre humanos y máquinas entre otras [36].

La señal de EMG se puede utilizar como herramienta de diagnóstico para diferentes enfermedades entre las cuales se tienen enfermedades neuromusculares, evaluación de dolor en la espalda baja, kinesiología y trastorno de control motriz. La señal de EMG puede ser usada para el desarrollo de chip EHW para el control de prótesis de mano. En el caso de las prótesis, el reconocimiento del agarre es una aplicación avanzada de control.

La EMG puede ser usada para detectar actividad muscular isométrica (tipo de actividad muscular que no genera movimiento). Este aspecto hace posible definir una clase de sutiles gestos sin movimiento para controlar interfaces sin ser notorio ni perturbar el entorno. El dispositivo para este propósito incluye un amplificador de alta impedancia conectado a electrodos, filtros anti-aliasing, un microcontrolador para muestras y procesamiento de la señal de EMG y un módulo de comunicación bluetooth para transmitir los resultados del proceso. Cuando se detecta la activación, el controlador envía una señal inalámbrica a la unidad procesadora principal, como por ejemplo un teléfono móvil. Usando EMG, el usuario puede reaccionar a las señales de forma sutil. El controlador de EMG no ocupa las manos del usuario y no requiere de ellas para operar. Es por esto que es “hands free”.

Los juegos de computador interactivos ofrecen otra aplicación interesante de las interfaces basadas en bio-señales. El sistema del juego tendría acceso al ritmo cardiaco, la respuesta galvánica de la piel y señales de movimiento del ojo, así el juego puede responder al estado emocional del jugador o predecir su nivel de conciencia situacional a través del monitoreo del movimiento de los ojos. Un personaje del juego puede responder a un usuario que mira fijamente dependiendo de las circunstancias. Este uso de seguimiento ocular es más fácil que usar los ojos como

un puntero de precisión, esto último es difícil debido a que los ojos constantemente exploran el entorno y no ofrecen una referencia estable para el puntero en pantalla.

Usualmente los juegos de pelea cuentan con dos tipos de ataques posibles. Uno es el ataque débil y el otro es el fuerte. Las entradas comunes para los juegos de acción son el joypad y el joystick. Estos usan una barra para mover el personaje y un botón para hacer cierto tipo de ataque, por ejemplo, un combo o una patada. Para hacer un ataque fuerte el usuario tiene que introducir una secuencia compleja de botones lo que hace que ese movimiento sea difícil de realizar, al igual que alcanzar un balance entre los dos tipos de ataque.

Aunque estos dispositivos sean baratos y fáciles de usar, tienen desventajas. Estas interfaces no son intuitivas para los movimientos de pelea humano y el usuario debe memorizar tanto el significado de cada botón como la secuencia de entrada para un ataque fuerte. Un dispositivo de interface humano-computador (figura 2.17) diseñado para juegos de pelea, "Muscleman", ha sido desarrollado por D.G. Park y H.C. Kim en Corea. Los personajes del juego son usualmente representados haciendo contracciones isométricas como expresión de poder de concentración para hacer un ataque fuerte. Para medir la fuerza de la contracción isométrica se usa EMG de superficie. Más aún, para obtener información precisa sobre el movimiento del antebrazo del usuario, el sistema de juego utiliza acelerómetros. Al analizar la información de aceleración obtenida por el acelerómetro es posible saber en qué dirección se está moviendo el antebrazo. Así es posible discriminar si el usuario está realizando un movimiento de golpe directo o un gancho al mentón. Se adopta la transmisión inalámbrica para no perturbar el movimiento del usuario.

En el "Arms Research Center" de la NASA, se está utilizando interfaces de bio-control. Estas utilizan señales de EMG/EEG en su programa de investigación en interfaces humanas para sistemas de vuelo. El grupo busca el desarrollo de interfaces hombre-máquina a través de la conexión directa de una persona a un computador mediante el sistema nervioso. Basado en señales de EMG y EEG, esta investigación aplica sistemas de reconocimiento de patrones para interpretar estas señales como comandos de control. Estos investigadores en la NASA han usado señales EMG para sustituir joystick mecánicos y teclados. Como ejemplo, ellos desarrollaron un método para controlar un simulador de vuelo de alta fidelidad de un avión de transporte

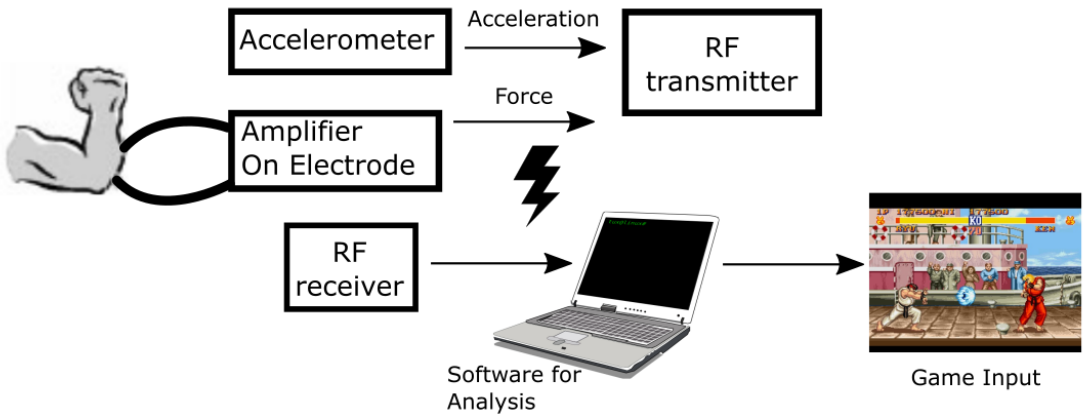


Figura 2.17: Arreglo lógico para lectura de electromiografía utilizado en el juego Muscle Man.

usando un joystick basado en EMG. El joystick virtual fue realizado a través de una banda para el brazo con ocho electrodos conectado a sensores, de esta forma el piloto al realizar gestos con su brazo realiza el aterrizaje del avión. La idea de estos investigadores es controlar máquinas que normalmente se manejan con palancas y botones, a través de gestos realizados por los usuarios (figura 2.18).

Además del control de aviones, esta tecnología puede ser de mucha ayuda para los astronautas que con sus trajes abultados se les dificulta utilizar máquinas o herramientas para trabajar afuera de los vehículos espaciales, para reparar o construir, por ejemplo. La fuerza área de Estados Unidos y otros grupos militares han incrementado el uso de vehículos no tripulados para misiones de vigilancia. Una forma de controlar estos sistemas desde el campo es una “Cabina Portable”. Uno podría usar un computador portable con un vínculo inalámbrico y lentes de visualización, entonces utilizar gestos basados en EMG para manipular los controles necesarios para el vuelo. Además de usar sensores sin contacto de EMG cocidos a los uniforme pueden sentir los movimientos que el piloto realice. Para los astronautas en el caso de un accidente de despresurización de la nave sería posible utilizar electrodos de EMG implantados en su traje para acceder a computadores internos de la nave y utilizar solo gestos en vez de un teclado para la comunicación.

Figura 2.18: Avión no tripulado que se busca controlar a través de señales de EMG.

El reconocimiento de dialogo sin voz, (“Mime speech recognition”) reconoce el dialogo observando los músculos asociados al habla. No está basado en señales de voz sino que en EMG. Esto hace posible la comunicación sin voz. Dado que las señales de voz no son utilizadas, esta tecnología podría ser aplicada en ambientes ruidosos o en el caso de personas que tengan las cuerdas vocales dañadas.

2.6. Mecanomiografía

La mecanomiografía es el registro de oscilaciones que son detectadas en la superficie del cuerpo sobre los músculos. Es considerado que la mecanomiografía es producida por cambios dimensionales laterales en las fibras musculares activas, lo que genera ondas de presión y reflejan la actividad mecánica de los músculos. Se ha sugerido que la mecanomiografía es la contraparte mecánica de la actividad eléctrica de las unidades motoras medidas por electromiografía. Con el progreso en los sensores de MMG y en las técnicas de detección, estudios recientes han examinado la amplitud y frecuencia de las señales de MMG durante el máximo trabajo concéntrico y excéntrico de movimientos isocinéticos. Como también máximos y sub-máximos cicloergometría. Clínicamente, la mecanomiografía ha sido usada como una herramienta de diagnóstico para enfermedades neuromusculares incluyendo parálisis

cerebral, distrofia miotónica, trastornos cráneo-mandibular, dolor de espalda baja crónico y severo y fatiga de diafragma [37].

La señal de MMG puede entregar información sobre variados aspectos de la actividad muscular, incluyendo la tasa de disparo de las unidades motoras reclutadas durante la contracción isométrica voluntaria. En base a esto es posible pensar 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 el control de prótesis. La señal de MMG ofrece varias ventajas sobre la señal de EMG, la que ha sido usada por muchos años en prótesis de mano. En primer lugar, la señal de MMG se programa sobre el tejido blando y por lo tanto puede ser registrado lejos del músculo activado. Esto entrega una gran flexibilidad en el diseño de las prótesis por lo que los cables, sensores y dispositivos electrónicos pueden ser ubicados lejos del lugar de activación del músculo, facilitando así el uso de prótesis con agarres suaves. En segundo lugar la señal de MMG es una señal mecánica, por lo que no se requiere de una preparación de la piel con antelación, y no es afectada por le impedancia de la piel debido al sudor. Además con el uso de agarres suaves en las prótesis, las personas amputadas debajo del codo pueden mantener la rotación natural del antebrazo, lo que es muy difícil de lograr con los agarres típicos supracondíleo.

Se han realizado diferentes acercamientos a la identificación y registro de señal de MMG. Se llevó a cabo un estudio utilizando solo un micrófono para registrar la señal de MMG desde los músculos de extensión y flexión de los dedos [38].En este estudio se mostró que el sistema podía discriminar entre flexiones y extensiones de muñeca usando la amplitud de la señal de MMG, también se mostró que existe robustez en la señal si es cambiada de posición. En otro estudio se diseñó un micrófono-acelerómetro implantado en silicona para registrar la señal de MMG y el movimiento del miembro [39]. En este estudio se utilizó la señal RMS de la señal de MMG y un clasificador linear de segunda categoría para reconocer la acción de abrir y cerrar para una prótesis de mano. Del test de validación se obtuvo que la precisión de la clasificación es aproximadamente un 70 % para dos sujetos testeados. Con posterioridad, se mejoró el sistema mediante la eliminación de interferencia en la señal adquirida y se optimizo el acoplamiento mecánico, con esto se obtuvieron precisiones del 88 % y 71 % para los mismos dos sujetos. Comparando con la señal de EMG, estos valores son bastante bajos. La señal de EMG presenta una discriminación

sobre el 90 % de exactitud [40, 41]. Además muchas prótesis que utilizan las señales de EMG proveen control en más de un grado de libertad, sin embargo el control por señales de MMG esta aun limitado a un solo grado de libertad [38, 39, 42].

Se realizó un trabajo donde se explora la posibilidad de identificar múltiples movimientos de la mano utilizando señales de MMG [43]. Se utilizaron dos señales de MMG obtenidas del extensor y el flexor para así poder diferenciar 4 movimientos de mano y muñeca. La frecuencia de las señales de MMG varía desde los 3 a los 100 Hz lo que es menor que la señal de EMG, aunque es posible utilizar mayores anchos de banda no es recomendable debido a que se puede contaminar más fácilmente con los ruidos generados por la misma prótesis y el entorno, especialmente en el estado transiente de la señal de MMG. En lugar de extraer los parámetros transientes de la MMG para usar como patrón, se adoptó el estado estacionario de la señal como la fuente de información para el control.

En otro estudio, se investigó el estado estacionario de la señal de MMG con el propósito de determinar las características apropiadas para la clasificación de la señal [44]. El resultado de un test de arreglo reverso para el estado estacionario indicó que, en promedio, el 20 % de la señal registrada en tres sitios de un músculo durante el desarrollo de seis tipos diferentes de agarre fueron no estacionario. Esto implica que las características temporales o espectrales pueden tener un poder discriminatorio limitado en patrones de MMG multifuncionales para el control de prótesis. Por tanto un método para la representación de tiempo-frecuencia es deseado para acomodar una señal de MMG no estacionaria que varíe en el tiempo.

En un trabajo realizado se propone usar una “wavelet packet transform” (WPT) combinado con un método de extracción del valor singular de descomposición (SVD)[43]. Adicionalmente para eliminar características irrelevantes asociadas con los artefactos de la prótesis y los ruidos, se adoptó una técnica de distancia de evaluación para seleccionar los valores singulares óptimos (SVs) que pueden representar correctamente los patrones de movimiento de la mano. El desempeño del método se evaluó en el contexto de un clasificador LDA.

Este estudio intentó reconocer cuatro movimientos de mano y muñeca: flexión y extensión de la muñeca y abrir y cerrar la mano. Se utilizaron dos sensores de

aceleración (EGAS-FS-10-V05, Measurement Specialties, Inc., Hampton, VA) para tomar la señal de MMG, seguido por un filtro pasa banda con ancho de banda de 5 a 400 Hz y un amplificador con una ganancia de 5000. La frecuencia de muestreo fue de 1 kHz.

Los datos recogidos fueron tomados de 12 personas sin amputación (8 hombres y 4 mujeres con edad de 22 a 38 años). Todos los participantes eran diestros sin ningún trastorno neuromuscular conocido. Dado que los movimientos de la mano son originados debido a la contracción de los músculos del antebrazo, dos sensores de MMG fueron colocados en el extensor y el flexor de los dedos respectivamente. Los sensores se colocaron en los músculos con cinta de doble faz. Se les pidió a los participantes que contrajeran con una fuerza moderada, de aproximadamente el 50 al 70 % de la máxima contracción voluntaria para cada uno de los cuatro patrones de movimiento. No se usó retroalimentación para regular el nivel de la fuerza y no se utilizó ningún tipo de carga durante la acción. Cada patrón fue desarrollado por una duración de 5 segundos y luego cambiaron a otro patrón de forma aleatoria hasta completar los 4 patrones. Finalmente se llevaron a cabo 3 circuitos repetidos generando en total 60 segundos de datos para cada sujeto. Los tres circuitos de 20 segundos fueron usados como entrenamiento, validación y prueba respectivamente. Los sets de validación entregaron un estimado del desempeño de clasificación del set de pruebas.

Los set se entrenamiento de MMG de duración de 5 segundos cada uno fueron divididos en 256 muestras y fueron introducidos al clasificador propuesto. El segmento al final de cada uno de los movimientos los que no eran lo suficientemente largos para las 256 muestras fueron omitidos con la finalidad de mejorar la calidad de los datos de entrenamiento. Usando la transformada Wavelet se pudo obtener el patrón de SV de cada data como se observa en la figura 2.19. Se observa que se obtienen 30 SVs resultantes de la descomposición de wavelet en el nivel 5.

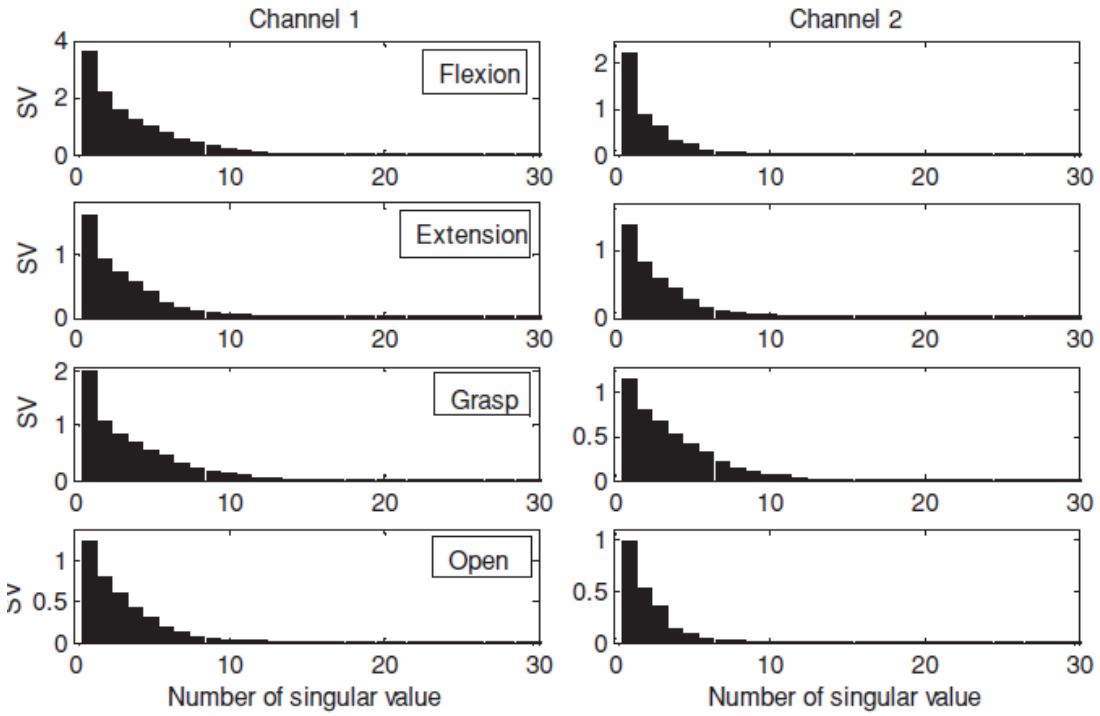


Figura 2.19: Representación de los valore SV de una señal de MMG[43].

Conclusiones del estudio:

La MMG representa un compuesto de señales generadas por la activación de muchas unidades motoras que son sumadas en la superficie de la piel. Bajo condiciones voluntarias, la actividad asincrónica de las unidades motoras que contribuye a la señal de MMG puede contener información referente a estrategias de control motriz. La amplitud de la señal de MMG puede contener información referente al reclutamiento de unidades motoras como también de la dureza activa del músculo esquelético durante la fusión de espasmos. El ancho de banda de la señal MMG es considerado normalmente entre 3 y 100 Hz, mientas que mayores frecuencias de cut-off son usadas por algunos investigadores. Contiene una componente de baja frecuencia con una gran amplitud debido a los movimientos gruesos del músculo o el cuerpo y otros ruidos. Por lo tanto no es recomendable utilizar características con dominio en el tiempo, por ejemplo el valor medio absoluto, cruce por cero, etc. Como un patrón de clasificación lo que si da buenos resultados en las prótesis controladas por EMG.

En estudios anteriores se ha limitado el uso de MMG a solo un grado de libertad. En el estudio realizado se demostró que es posible el uso de más de 2 grados de libertad.

Capítulo 3

Implementación

3.1. Instrumentación

Luego de realizado el estudio del contexto se procede a realizar la implementación para lograr el objetivo del trabajo de desarrollar un algoritmo para el control de un modelo de mano. Para la implementación se consideraron diversos factores al momento de escoger la instrumentación. Uno de los factores importantes fue que no es posible realizar procedimientos que requieran la intervención quirúrgica de personas. Además de la limitación de recursos y tiempo acotado. Es por esto que la captación de señales escogida fue la del tipo no invasivo.

Los instrumentos utilizados para la toma de datos son los siguientes:

- Captador de señales MC USB-201.
- Circuito de amplificación.
- Electrodos para cardiograma 3M.
- Estetoscopio.
- Micrófono.

El software utilizado para el procesamiento de los datos es:
MATLAB.

3.2. Procesamiento

En primer lugar para comenzar con el trabajo es necesario poder tomar datos desde el captador de señales, para esto se programó un script en Matlab el cual guarda los valores que entran a los puertos del captador. Este programa funciona definiendo una frecuencia de muestreo la cual para propósitos de este trabajo será de 500 Hz. Cabe destacar que este valor no es el recomendado para este tipo de captación ya que por el teorema de Nyquist debería ser por lo menos de 1000 Hz para evitar pérdida de información. Aun así, existe un trabajo con electromiografía de superficie donde se encontró que la mayor parte de la información se encuentra entre los 20 a los 200 Hz [45] y los electrodos utilizados normalmente no captan sobre los 400 Hz ya que sobre este valor no hay información relevante. La cantidad de datos que se miden es la misma para la electromiografía y la mecanomiografía.

Los primeros datos registrados fueron los correspondientes a la electromiografía dado que este es el paso más simple y común para el desarrollo de algún tipo de control en un modelo de mano, ya sea una prótesis, robot o cualquier tipo de dispositivo electrónico ya que este tipo de control es el más usado por su fácil implementación y bajo nivel invasivo en el cuerpo.

Para el registro de las señales eléctricas se utilizaron electrodos de monitorización cardiaca marca 3M los cuales son generalmente utilizados para cardiografía, se utiliza este tipo de electrodo ya que posee las características de conducción adecuadas para el tipo de señal a medir, otro punto a considerar es el bajo costo que tiene este electrodo lo cual es un beneficio dado que se deben utilizar un set de electrodos cada vez que se realizan pruebas. El nivel de la señal medida oscila en algunas decenas de mili volts por lo que se tuvo que armar un circuito amplificador el cual tiene una ganancia suficiente para poder ser captado, de esta forma es posible magnificar los pequeños cambios de potencial encontrados en los músculos al momento de desarrollar algún tipo de movimiento en la mano. También fueron utilizados algunos insumos electrónicos como cables blindados, amplificadores operacionales y resistencias entre otros para la realización del circuito y placa electrónica.

Para el registro de las señales de mecanomiografía se utilizó un micrófono para captar el sonido de los músculos al generar el movimiento y un estetoscopio para

amplificarlo ya que este sonido es muy débil para ser captado directamente del brazo usando sólo un micrófono. Además de lo anterior fue necesario realizar un circuito de amplificación adicional dado que el sonido registrado se encuentra en un umbral cercano al cero.

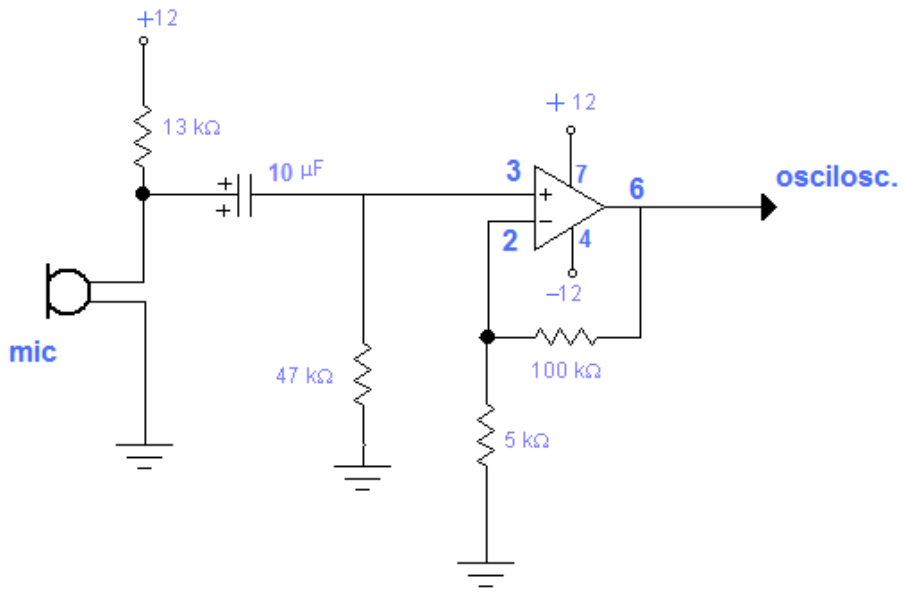


Figura 3.1: Circuito de amplificador de audio utilizado para la captación de señal de MMG.

3.2.1. Electromiografía

A continuación, se presentan los diferentes procedimientos y análisis realizados con las señales de electromiografía para el trabajo de memoria.

Filtros

Una vez realizada la toma de datos, se deben procesar para poder trabajar de forma adecuada con ellos. Para este propósito el primer paso fue la implementación de un filtro que permite eliminar ruidos e interferencias en la señal.

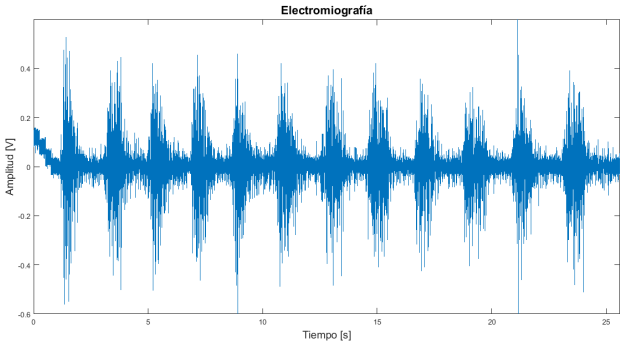


Figura 3.2: Señal de electromiografía donde se puede apreciar el ruido captado por los sensores además de la propia señal.

En la figura 3.2 se muestra la señal sin ningún tipo de procesamiento posterior. Se observa que la señal presenta una gran cantidad de ruido a través de toda la onda. Para realizar un análisis del ruido fue necesario aplicar la transformada de Fourier, esto permite descomponer una señal compleja en un conjunto de componentes de frecuencia única, a través del aumento de la amplitud de la onda, lo que proporciona la frecuencia predominante en el ruido [46]. Una vez aplicada la transformada de Fourier se observa que la fuente de ruido se concentra en torno a los 50 Hz, alcanzando un máximo en este mismo valor (figura 3.3).

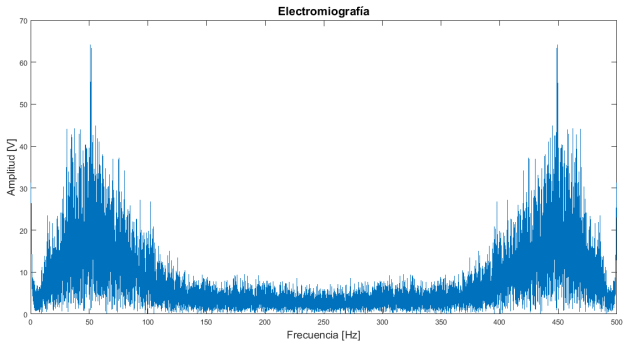


Figura 3.3: Gráfico donde se observa la Transformada Rápida de Fourier donde se aprecia que se alcanzan peaks de ruido en los 50 [Hz].

Teniendo en consideración esta fuente de ruido se procedió a aplicar un filtro que eliminó dicha frecuencia. Luego de la toma de datos se implementó un filtro elimina-banda en la vecindad de los 50 Hz. Para esto, en primer lugar, se analizaron las distintas opciones existentes para luego escoger el filtro que mejor se ajustara a los

requerimientos del estudio.

Se tienen dos tipos diferentes de filtros que pueden ser utilizados para este propósito, los filtros de respuesta finita al impulso (FIR) y los filtros de respuesta infinita al impulso (IIR) [47].

Filtro FIR	**Filtro IIR**
Respuesta lineal en fase (no se introduce distorsión por fase en la señal).	Respuesta no lineal.
Mayor estabilidad en el caso de ser realizados sin recursividad ya que no tienen polos.	Mayor inestabilidad en el caso de ser realizado con polos cerca del círculo unitario.
Mayor procesamiento y memoria.	Menos coeficientes, menos cálculos y más eficientes.
Sin equivalente analógico.	Con equivalente analógico.
Más difíciles de sintetizar.	Facilidad para la respuesta arbitraria en frecuencia.

Tabla 3.1: Tabla donde se presentan las principales diferencias entre los filtros del tipo FIR y del tipo IIR.

Los filtros FIR se caracterizan por la capacidad de poder diseñarse para la fase lineal con lo que se tienen propiedades de simetría en los coeficientes. Los filtros IIR pueden tener el mismo nivel de filtrado con un filtro de menor orden debido a esto es que consumen menos recursos computacionales. Por todo lo anterior se escogió utilizar un filtro IIR para el procesamiento de la señal, ya que no era necesario que la señal se mantuviera en fase lineal, además de obtenerse resultados a una mayor velocidad generando un análisis en tiempo real de las señales.

Se pueden ver un resumen de las principales diferencias de los filtros FIR e IIR en la tabla 3.1

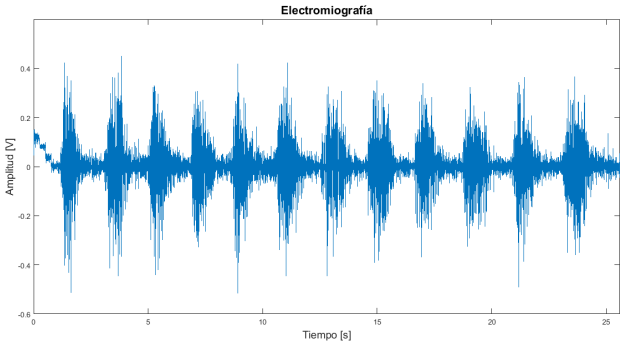


Figura 3.4: Señal de electromiografía luego del procesamiento a través del filtro.

Una vez aplicado el filtro a la señal se observó (figura 3.4) un cambio en el nivel de ruido presente en la misma y analizada la transformada de Fourier (figura 3.5) se confirmó el resultado positivo del filtro ya que efectivamente se han eliminado las señales en la vecindad de los 50 Hz.

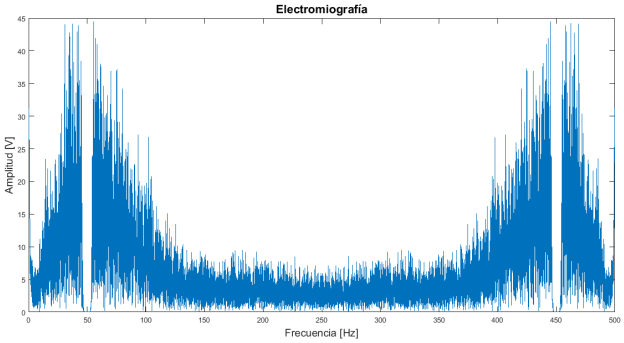


Figura 3.5: Gráfico de la Transformada Rápida de Fourier de la señal de electromiografía luego de ser filtrada.

Luego de haber encontrado y probado el filtro más adecuado se procedió a su aplicación en tiempo real. Se tomaron los datos de la señal y al mismo tiempo se aplicó el filtro. Para realizar el análisis en tiempo real se guardaron los datos tomados en un buffer, de esta forma se obtuvo un bloque de datos con los cuales fue más sencillo la aplicación del filtro. La forma de trabajar de este tipo de filtro es tomar una muestra de los primeros datos y en base a estos filtrar toda la señal que le precede. El filtro programado eliminó en tiempo real las señales de ruido en la vecindad de los 50 hz.

Valor RMS

El valor RMS se refiere al valor cuadrático medio de la onda y puede ser aplicado para medidas puntuales o continuas. Este valor es especialmente útil al momento de analizar la amplitud de una señal ya que permite realizar un seguimiento de la onda la que varía en el tiempo. También se analizó la opción de utilizar el promedio simple, pero como la señal tomaba tanto valores positivos como negativos se podían generar errores. Finalmente se decidió implementar una función que indicase gráficamente la variación de la señal medida a través del uso del valor RMS. Para esto se programó su cálculo en subgrupos de datos los cuales se fueron traslapando hasta completar los 500 datos analizados. Las entradas del programa fueron el vector de datos y el número de entradas por subgrupo.

Se utilizó como mínimo un 10 % del total de datos como subgrupo ya que esto permite seguir las variaciones de la señal eliminando los cambios pequeños que no representan algún fenómeno físico y con esto se obtuvo un gráfico (figura 3.6).

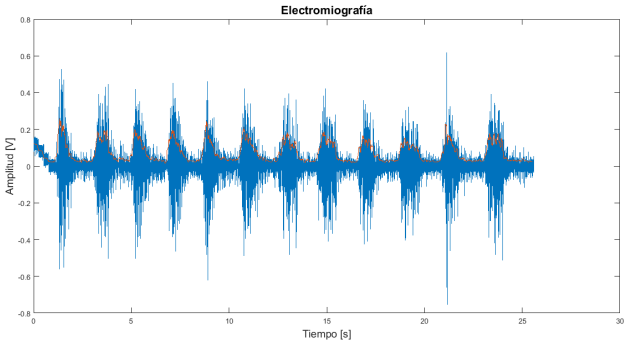


Figura 3.6: Ejemplo de como funciona gráficamente el valor RMS programado en MATLAB.

3.2.2. Mecanomiografía

A continuación, se presentan los diferentes procedimientos y análisis realizados con señales de mecanomiografía en el trabajo.

Filtros

Para trabajar de forma adecuada con las señales de mecanomiografía se aplicó el mismo filtro visto en la sección de electromiografía con el fin de eliminar el ruido producido por la alimentación eléctrica y también se utilizó un filtro elimina-banda en la vecindad de los 50 Hz.

Las señales de mecanomiografía son captadas a través de un micrófono por lo que fue necesario aplicar un segundo filtro para eliminar las interferencias producidas por las diferentes fuentes de ruido en el ambiente. El ruido en este sentido se refiere a todo lo que pueda producir algún sonido que sea captado por el micrófono y que no pertenezca al estudio. Por ejemplo, la propia voz o el sonido generado por el roce entre el estetoscopio y la superficie donde son captadas las señales.

Para poder aplicar el filtro fue necesario identificar las frecuencias que representaban interferencias de aquellas que efectivamente representaban las vibraciones musculares generadas al realizar alguna contracción muscular.

Valor RMS

Para el análisis de las señales de mecanomiografía se seguirá el mismo principio del valor RMS utilizado con las señales de electromiografía. Se usará el 10 % de la cantidad de datos tomados por segundo, es decir aproximadamente 50 datos con una ventana de traslape de n-1 datos, esto es, tomar una ventana desde el primer dato y la siguiente se tomará desde el segundo dato.

3.3. Metodología

3.3.1. Electromiografía

Considerando que el movimiento de la mano se encuentra en un ambiente inestable y que el brazo no se mantiene estático, se desarrolló una lista con diferentes movimientos y situaciones en las que el usuario puede estar envuelto al momento de generar una contracción en la mano. La lista de los movimientos fue la siguiente:

1. Apretar objeto
2. Golpear hombro del brazo con sensores
3. Golpear mesa
4. Movimiento del dedo meñique
5. Movimiento del dedo anular
6. Movimiento del dedo medio
7. Movimiento del dedo índice
8. Movimiento del dedo pulgar
9. Apretar objeto con el brazo extendido hacia abajo
10. Apretar objeto con el brazo extendido hacia adelante del cuerpo
11. Apretar objeto con el brazo extendido horizontalmente en la misma dirección del brazo
12. Movimiento del brazo en su totalidad, con pivote el hombro
13. Mantener contracción por tiempos prolongados

Esta lista de movimientos se replicó para cada punto en que se analizó la señal de electromiografía a fin de poder determinar el lugar que mejor reflejase los movimientos realizados.

La lista incluye algunos de los movimientos posibles que podría realizar una persona al momento de estar controlando el modelo de mano y también se consideran algunos eventos externos al cuerpo, como los golpes en el brazo, los que puede representar algún tipo de roce o interacción con algún objeto externo.

A través del algoritmo de captación de señales de electromiografía se obtuvieron una serie de gráficos para cada uno de estos movimientos en los puntos analizados, llegando a la conclusión que el mejor punto para tomar los datos era el PUNTO1 ya que en ese lugar la señal era más fuerte. El punto se muestra en la siguiente imagen.

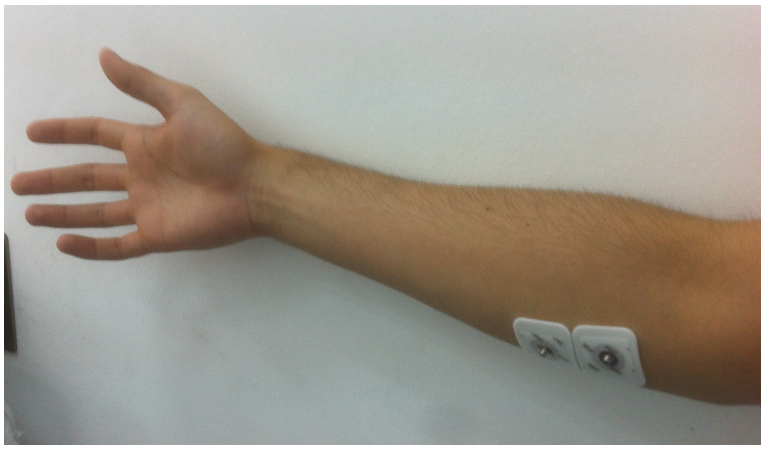


Figura 3.7: Punto 1 de toma de datos de electromiografía, este punto se encuentra en la cara interior del antebrazo (punto representado por los electrodos).

3.3.2. Mecanomiografía

Para estudiar y analizar como reaccionaba el proceso de la mecanomiografía con las contracciones musculares también se utilizó la lista mencionada en la sección de electromiografía, pero además se agregaron dos posibles acciones que podrían generar algún tipo de interferencia en las mediciones, estas son:

1. Rascando la banda que sostiene el sensor
2. Rascando el brazo en un punto separado del lugar de medición

Se decidieron estudiar estas dos acciones ya que el proceso de mecanomiografía conlleva la captación de vibraciones, lo que se realiza a través de un micrófono el cual puede captar ruidos ambientales y dado que el sonido se transmite por sólidos fue necesario analizar si estas interferencias generaban algún tipo de problema al captar las señales.

3.3.3. Variación de la fuerza

Para un mejor análisis de la influencia de la fuerza ejercida por la mano al momento de captar la señal se construyó un mecanismo de apriete el cual permite regular el peso de funcionamiento. De esta forma fue posible medir la contracción de

los músculos del antebrazo ejerciendo las siguientes fuerzas de apriete: 1.5[kg], 2.5[kg] y 4.0[kg].

Figura 3.8: Mecanismo utilizado para variar pesos de agarre, se utilizan discos unidos al mecanismo mediante una cadena.

El mecanismo se acopló a una mesa quedando de forma horizontal con los extremos separados. Posteriormente se le colocaron los diferentes pesos en el extremo inferior produciéndose así una fuerza que resiste al cierre del mecanismo. Con la mano en la que se tenían los sensores se apretaron ambos extremos hasta juntar por completo ambos extremos. Durante todo este intervalo se captaron las señales producidas.

La metodología de las mediciones fue igual para los tres casos de fuerzas de apriete y se consideraron los mismos métodos de captación para cada uno, en la figura 3.8 se puede observar el mecanismo utilizado.

3.4. Aplicación

El algoritmo básico realizado para la generación de movimiento a través de las señales de electromiografía y mecanomiografía es el siguiente:

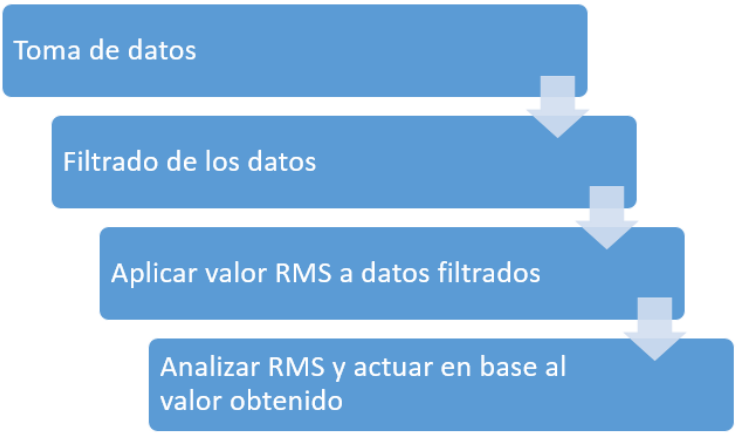


Figura 3.9: Algoritmo conceptual básico para generar control.

Este algoritmo es homólogo para ambos tipos de señales y es la versión general de control para cada tipo de señal por separado, es decir, su uso es independiente en cada tipo de señal.

El algoritmo comienza con la obtención de una cantidad adecuada de datos los cuales representan un lapso de tiempo lo suficientemente extenso como para poder identificar los dos estados posibles de los músculos, es decir, en acción o en reposo. También es posible encontrar solo un estado en la totalidad de la muestra en ese mismo lapso de tiempo ya que hay acciones que requieren la mantención de uno de los dos estados por más del periodo de muestreo, como en el caso de mantener un objeto en la mano o por el contrario tener la mano en estado de reposo sin realizar movimientos.

La toma de datos se realiza en bloques, a cada uno de estos bloques de datos se le aplica un algoritmo que analiza la señal y entrega una respuesta de salida tanto digital como física. La toma de datos es continua por lo que la diferencia de estados se puede analizar entre cada uno de los bloques de datos, es decir, los estados se mantienen una vez terminada la toma de muestras en el bloque correspondiente.

Luego de tener uno de los bloques registrados se procede a la aplicación del filtro de la señal para eliminar los ruidos.

Debido a que la toma de datos se hace en bloques la recepción de señal de acción y

la consiguiente reacción presentan un desfase de tiempo ya que no son realizados simultáneamente, esto se debe a que no es posible determinar en tiempo real el estado en el que se encuentra el músculo sin tener una referencia previa, es decir, se debe conocer el estado j para poder interpretar el estado j+1. Sin embargo el tiempo de análisis y posterior entrega de respuesta es lo suficientemente corto como para dar la sensación de estar obteniendo una respuesta al mismo tiempo que se entrega la señal.

El algoritmo básico para el procesamiento de la señal de electromiografía y mecanomiografía se basa en el valor RMS de la señal filtrada el cual es comparado medición a medición con un valor RMS umbral el cual representa el momento en que se genera un cambio de estado en la mano, acción o reposo.

La utilización de un valor umbral presenta algunos problemas al momento de identificar estados en los músculos ya que puede arrojar valores falsos en algunos instantes específicos del movimiento debido la intensidad intermitente de la señal. Los resultados y problemas encontrados durante la utilización e implementación del algoritmo se verán en el capítulo Resultados.

Como paso previo se desarrolló un algoritmo que permitía guardar las señales para su posterior análisis. Para realizar aquello se definió un tiempo de medición y una frecuencia de toma de muestras. No se usaron filtros con el fin de analizar la señal pura luego de amplificada. Con estas señales se realizaron análisis de frecuencia, amplitud, transformada de Fourier, entre otros.

Una vez realizados los análisis por separado de los dos procedimientos de registro de señales se observó que la señal de electromiografía aun cuando logra detectar los movimientos no genera una precisión adecuada ya que el control de las contracciones es inexacto en un alto porcentaje de los casos. Por otra parte, si solo se utiliza la señal de mecanomiografía tampoco se logra una buena interpretación de los movimientos ya que esta señal es más variable en cuanto a amplitud que la anterior. Debido a lo anterior se decidió usar ambas señales en conjunto dado que esto permite un mejor análisis de los datos y respuesta del algoritmo.

3.5. Electromiografía y Mecanomiografía

Para usar ambos procedimientos en forma simultánea fue necesario encontrar los puntos adecuados para la toma de datos. Las dos condiciones que debían cumplir eran de tener la mayor cantidad de estimulación en los sensores y al mismo tiempo estar ubicados en distintos lugares ya que físicamente no pueden ocupar el mismo espacio. Por otra parte, luego de realizar las pruebas se concluyó que la mejor manera de relacionar los dos tipos de captación de datos era colocando los sensores en puntos que representan diferentes músculos para evitar medir el mismo músculo al realizar el movimiento. Tener esta consideración es beneficiosa dado que los movimientos musculares no son realizados por músculos aislados, sino que por un conjunto de estos. Finalmente se obtuvieron los dos puntos importantes para el objetivo del estudio los cuales estan ubicados en el antebrazo, uno por la cara interior y el otro en la cara exterior como se observa en las figuras 3.10 3.11.

Figura 3.10: Punto 1 de toma de datos de electromiografía, este punto se encuentra en la cara interior del antebrazo (punto representado por los electrodos).

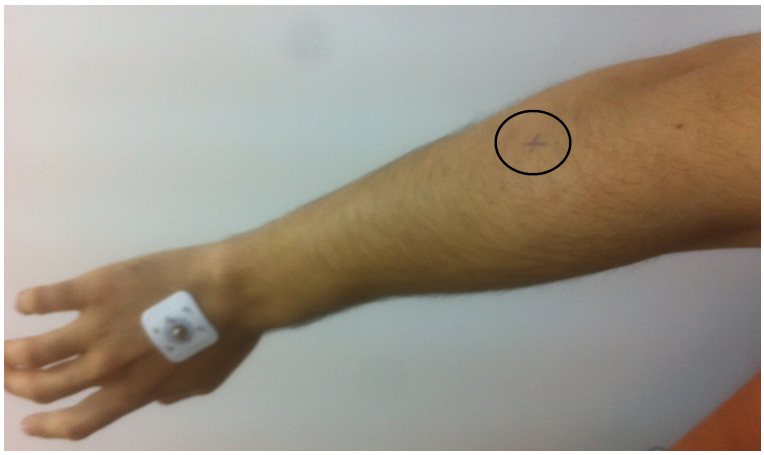


Figura 3.11: Punto 2 de toma de datos de mecanomiografía, este punto se encuentra en la cara exterior del antebrazo (punto representado por círculo).

3.5.1. Aplicación

Se realizaron mediciones en conjunto de electromiografía y mecanomiografía a fin de ver si existía una relación que fuese útil para captar cambios de estado de los músculos, es así como se llegó a una lista de movimientos que fueron graficados y son mostrados en la sección Resultados.

Al momento de realizar pruebas para llegar a un algoritmo adecuado que utilice ambos tipos de sensores se encontraron algunos problemas.

En primer lugar, al utilizar el método del valor RMS se producían errores al identificar el estado correcto de un músculo debido a que la señal de RMS seguía muy de cerca a la señal original provocando cambios de estado en momentos que no se generaban. Lo anterior ocurrió en la captación de señales de electromiografía y mecanomiografía. Para solucionar este problema se utilizó una ventana mayor a la recomendada en el caso del valor RMS, en lugar de utilizar solo el 10 % de los datos captados por segundo, se utilizó un 20 %, aproximadamente 100 valores.

El ajuste del porcentaje mínimo de captación de señales ayudó a reducir los momentos en que se generaban falsos cambios pero no lo solucionó completamente por lo que fue necesario definir específicamente un valor umbral para cada tipo de captación y utilizar ambos criterios al mismo tiempo. Con las dos soluciones

aplicadas, los resultados no fueron los esperados, teniendo incluso más de 30 puntos erróneos al momento de aplicar el algoritmo.

Para discriminar mejor los puntos en los que se generaban cambios de estado se optó por analizar la frecuencia media de las curvas, con este método se logró identificar con mayor precisión el cambio de estado, en el siguiente capítulo se muestran los resultados obtenidos con la caracterización de cada frecuencia y su relación al modelo propuesto.

Una vez resuelto el problema de las mediciones de cambio de estado, se decidió estudiar algunos movimientos en los que se pudiesen identificar un cambio parcial de los músculos, es decir que uno de los dos tipos de captación de señales no se activase, pero la otra sí.

Se encontró un movimiento que cumplía con dichas características y se intentó replicar en el tiempo, dando buenos resultados. Es así que ahora se cuenta con dos movimientos fácilmente identificables y replicables para poder generar un control más completo.

Estos movimientos son: el agarre de un objeto con la mano y el movimiento de extensión de la muñeca. Con estos movimientos se pueden lograr las siguientes funcionalidades:

Primero, que se active la contracción del modelo de mano al generar un apriete con la mano y segundo al realizar una extensión en la muñeca se puede cambiar entre diferentes tipos de agarre, como también se puede cambiar entre diferentes velocidades o incluso fuerzas de apriete, todo esto debe ser definido previamente y programado donde corresponda. Para ver el algoritmo resultante dirigirse a apéndice A.3.

Este algoritmo ya incluye el cruce de información con ambos tipos de captación, es así que se pueden obtener los dos estados antes descritos (reposo o acción) y además un tercer movimiento el cual representa la elección de una opción agregada al movimiento de la mano (tipo de agarre, velocidad, fuerza, entre otros).

Capítulo 4

Resultados

A continuación, se presentan los resultados obtenidos para cada tipo de captación de señales:

4.1. Resultados electromiografía

- Apretar objeto.

Se procedió a tomar las señales generadas al “Apretar un objeto”. El gráfico obtenido fue el siguiente:

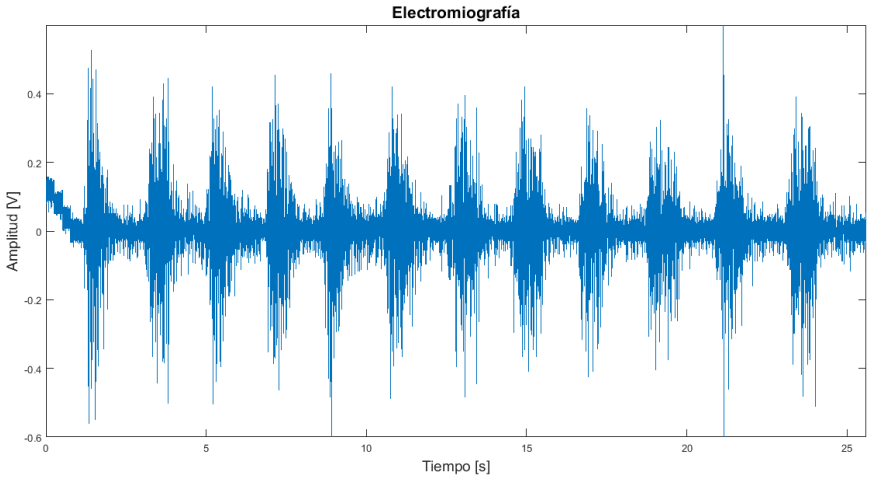


Figura 4.1: Gráfico de electromiografía obtenido al apretar un objeto.

En la figura 4.1 se puede observar claramente la existencia de peaks en las mediciones, estos puntos representan las contracciones musculares producidas al

apretar un objeto, si se observan con mayor detalle se puede apreciar lo siguiente:

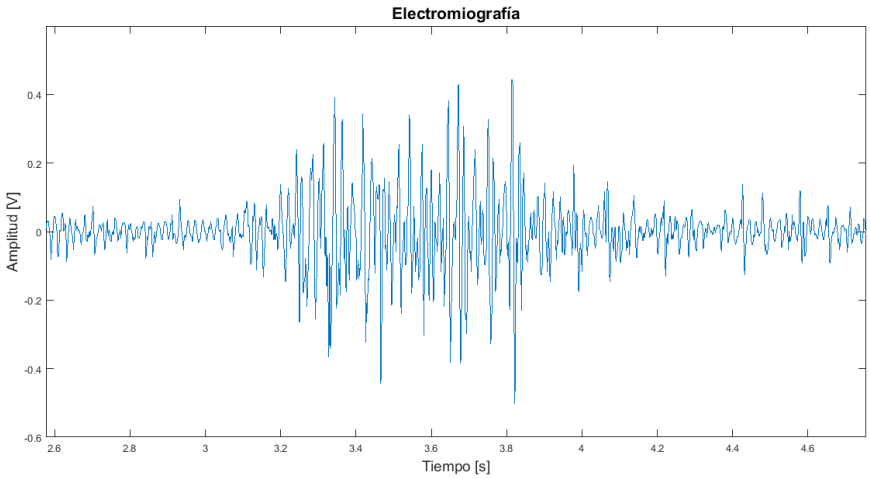


Figura 4.2: Detalle de una de las curvas presentes en el gráfico anterior 4.1.

Al momento de aplicar el algoritmo que sigue la curva a través del valor RMS se generan máximos y mínimos locales, lo que provoca falsas respuestas en el algoritmo, una de las soluciones posibles para este problema es la utilización de una mayor ventana al momento de aplicar el algoritmo RMS pero esto trae como consecuencia una disminución en la similitud y correcto seguimiento de la forma en la señal, tendiendo a obtener una línea horizontal la cual no aporta en la identificación de patrones de movimiento.

Como resultado al ejecutar el algoritmo solo con la señal de electromiografía se generan puntos donde se identifican movimientos que no existen, más específicamente el algoritmo indica que se llegó al punto del reposo siendo que aún se está manteniendo la contracción muscular.

- Golpear hombro.

Se procedió a tomar las señales generadas al “Golpear el hombro” del brazo que tiene los sensores. El gráfico obtenido fue el siguiente:

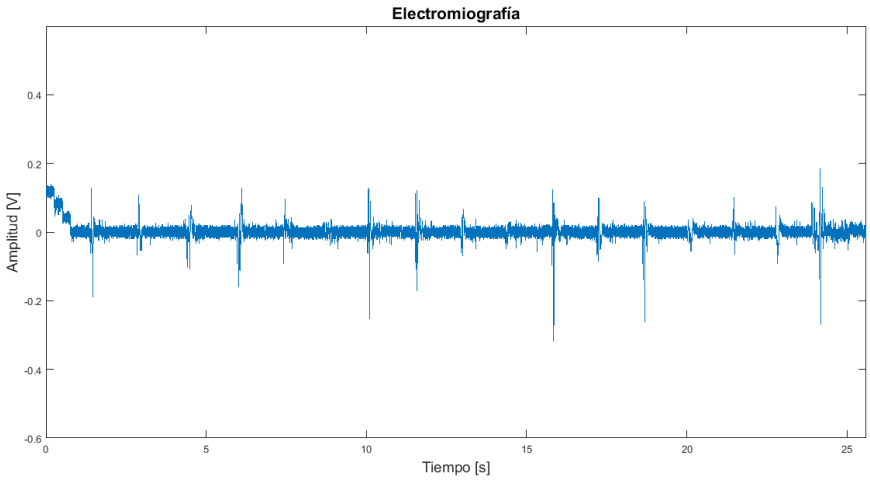


Figura 4.3: Gráfico de electromiografía donde se observa la reacción de los músculos al ser golpeado el hombro.

En la figura 4.3 se pueden observar los momentos o peaks en que se generan los golpes al hombro tienen una amplitud de aproximadamente la mitad de la amplitud que se genera al momento de apretar un objeto, también se aprecia que tiene una duración mucho menor, llegando a ser en su totalidad despreciable para el algoritmo, ya que este trabaja con grupos de datos superiores a el tiempo el cual dura un golpe. También considerar que el algoritmo tiene registrado un valor umbral el cual define el punto desde donde se comienza a considerar movimiento, bajo este punto se asumen ciertas fluctuaciones por parte del sensor por lo que se asume el reposo. En la sección Recomendaciones se presentan opciones a seguir para evitar futuros inconvenientes relacionados a este punto.

- Golpear mesa.

Se procedió a tomar las señales generadas al “Golpear la mesa” con la mano que tiene los sensores. El gráfico obtenido fue el siguiente:

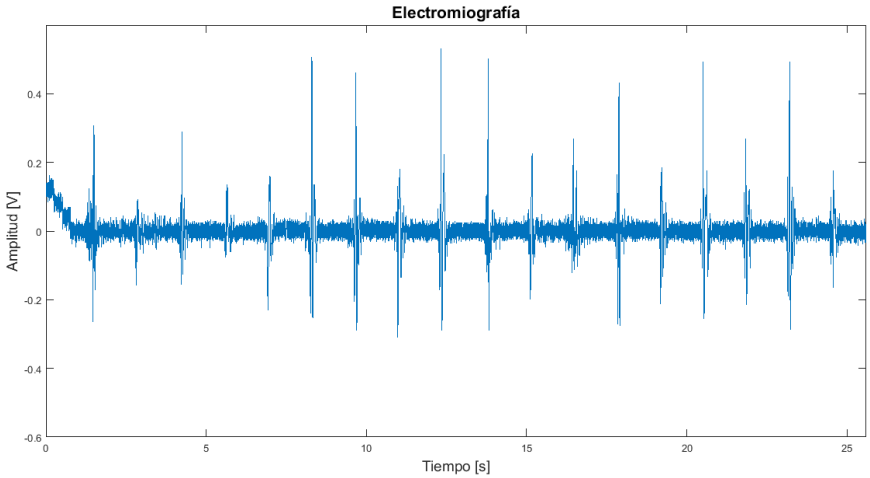


Figura 4.4: Gráfico de electromiografía donde se observa la reacción de los músculos al golpear la mesa con el brazo que tiene los sensores.

En la figura 4.4 se puede observar que en el gráfico obtenido de las pruebas con electromiografía la onda presenta variaciones en el momento del golpe generando un impulso de corta duración, pero las amplitudes son distintas en cada ocasión por lo que, aunque representa el golpe no se genera un patrón definido. La duración de los golpes al igual que en el caso de “Golpear el hombro” es muy corta por lo que también es despreciable ya que los subgrupos de datos son mayores a esta.

- Movimiento del meñique.

Se procedió a tomar las señales generadas del “Movimiento del meñique”. El gráfico obtenido fue el siguiente:

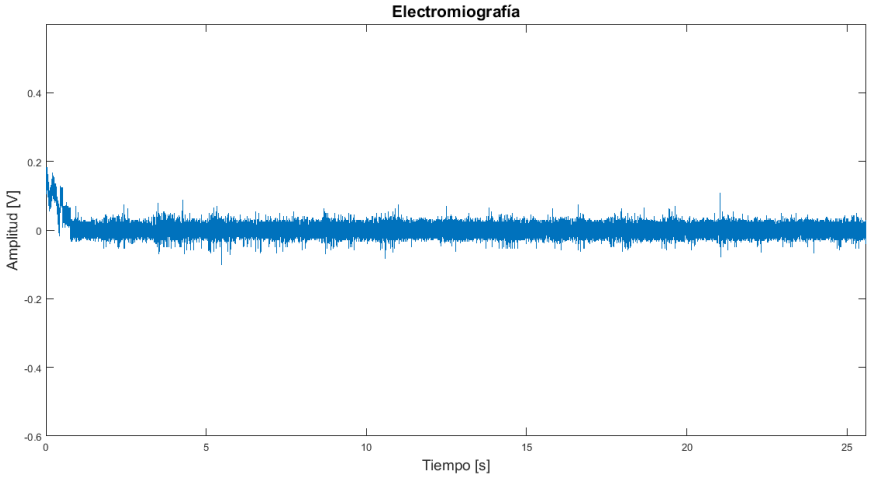


Figura 4.5: Gráfico de electromiografía donde se observa la señal de los músculos al mover el dedo meñique.

En la figura 4.5 se puede observar en la señal tomada que no existe ninguna información que se pueda utilizar, la onda alcanza una amplitud máxima de 0.1 y al no tener un patrón es considerado ruido.

- Movimiento del dedo anular.

Se procedió a tomar las señales generadas del "Movimiento del dedo anular". El gráfico obtenido fue el siguiente:

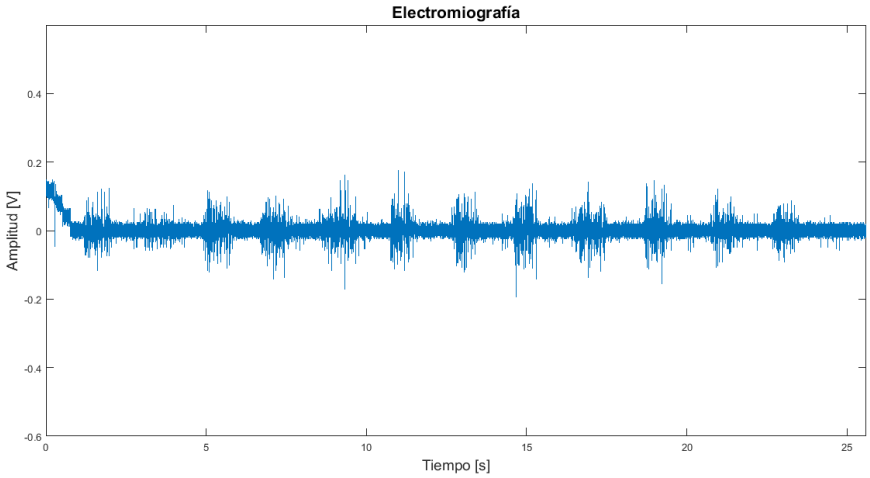


Figura 4.6: Gráfico de electromiografía donde se observa la señal de los músculos al mover el dedo anular.

En la figura 4.6 se observa en el gráfico que existe una clara detección del movimiento ya que la variación de la amplitud al momento de generar el movimiento es cuantitativamente mayor que en el caso del “Movimiento del meñique” pudiéndose distinguir los momentos de reposo y acción.

- Movimiento del dedo medio.

Se procedió a tomar las señales generadas del “Movimiento del dedo medio”. El gráfico obtenido fue el siguiente:

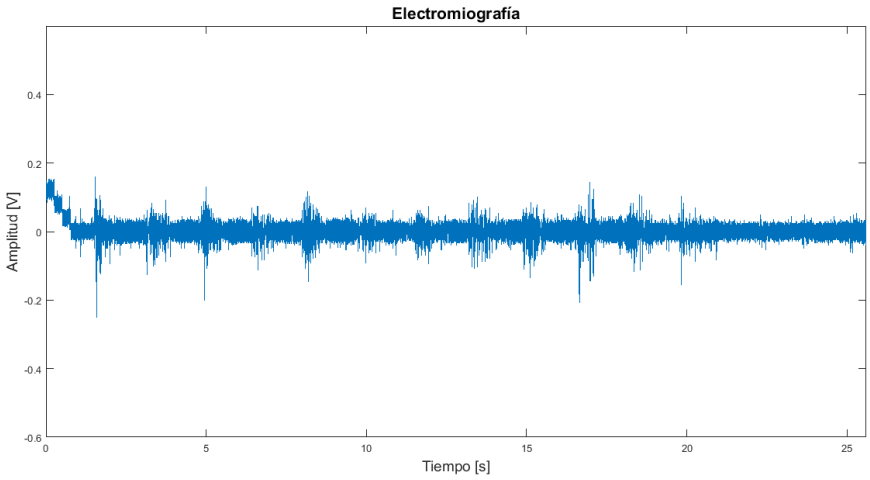


Figura 4.7: Gráfico de electromiografía donde se observa la señal de los músculos al mover el dedo medio.

En la figura 4.7 se observa en el gráfico que existen cambios al momento de generar movimiento, pero con baja intensidad comparado con el patrón definido de “Apretar un objeto”. La amplitud máxima alcanza un valor de -0.15 [V].

- Movimiento del dedo índice.

Se procedió a tomar las señales generadas del “Movimiento del dedo índice”. El gráfico obtenido fue el siguiente:

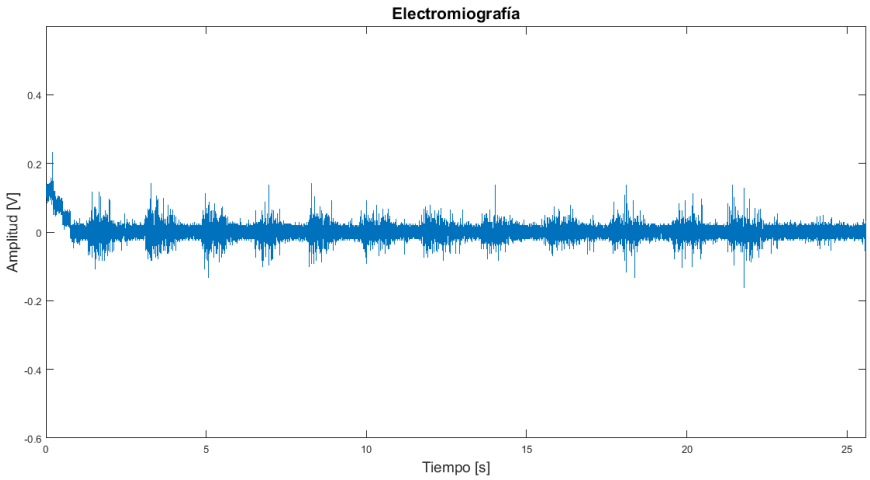


Figura 4.8: Gráfico de electromiografía donde se observa la señal de los músculos al mover el dedo índice.

En la figura 4.8 se observa en el gráfico que al igual que en el "Movimiento del dedo medio" existen cambios al momento de generar movimiento, pero con baja intensidad comparado con el patrón definido de "Apretar un objeto". La amplitud máxima alcanza un valor de 0.12[V].

- Movimiento del dedo pulgar.

Se procedió a tomar las señales generadas del "Movimiento del dedo pulgar". El gráfico obtenido fue el siguiente:

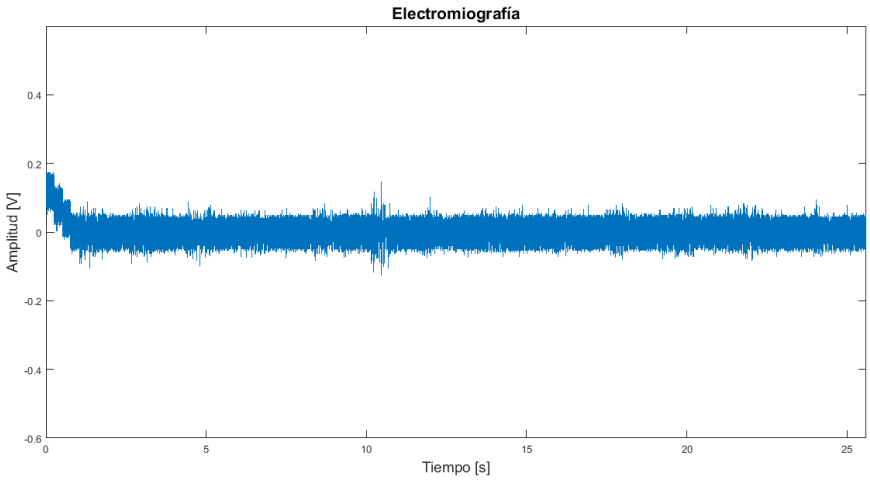


Figura 4.9: Gráfico de electromiografía donde se observa la señal de los músculos al mover el dedo pulgar.

En la figura 4.9 se puede observar al igual que en el caso del "Movimiento del meñique" que en la señal tomada que no existe ninguna información que se pueda captar, la onda alcanza una amplitud máxima de 0.05[V] y al no tener un patrón es considerado ruido.

- Apretar objeto con el brazo extendido hacia abajo.

Se procedió a tomar las señales generadas del "Apretar objeto con el brazo extendido hacia abajo". El gráfico obtenido fue el siguiente:

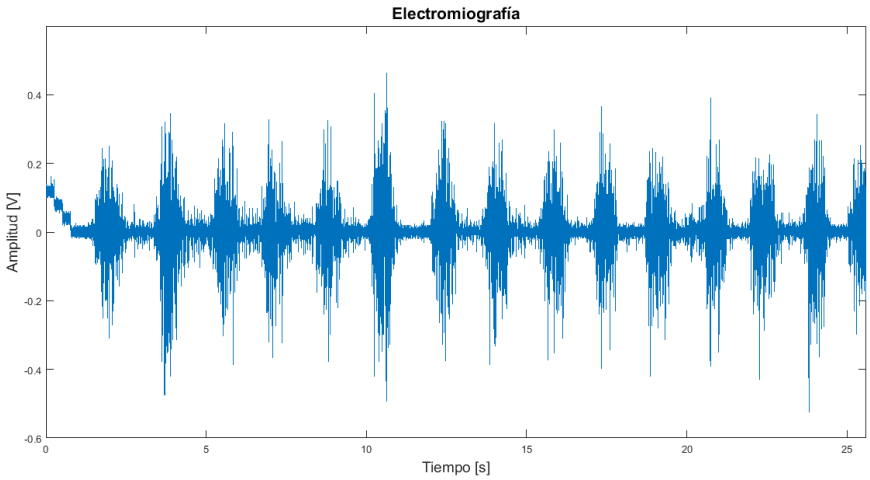


Figura 4.10: Gráfico de electromiografía donde se observa el comportamiento de los músculos al apretar un objeto con el brazo extendido hacia abajo.

En la figura 4.10 se puede observar claramente la existencia de peaks en las mediciones. Se define un patrón representativo para el movimiento y se puede distinguir los estados de reposo y acción.

- Apretar objeto con brazo extendido hacia adelante.

Se procedió a tomar las señales generadas del "Apretar objeto con brazo extendido hacia adelante del cuerpo". El gráfico obtenido fue el siguiente:

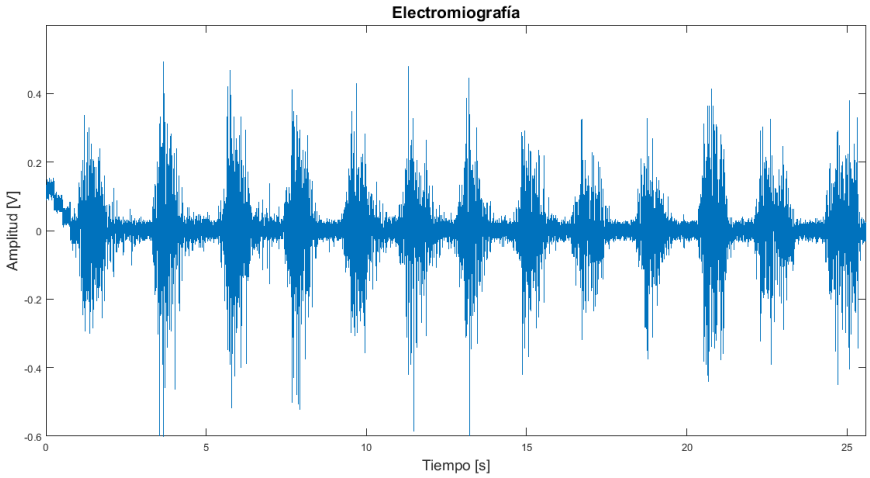


Figura 4.11: Gráfico de electromiografía donde se observa el comportamiento de los músculos al apretar un objeto con el brazo extendido hacia adelante.

En la figura 4.11 se puede observar claramente la existencia de peaks en las mediciones. Se define un patrón representativo para el movimiento y se puede distinguir los estados de reposo y acción.

- Apretar objeto con el brazo extendido horizontalmente.

Se procedió a tomar las señales generadas del “Apretar objeto con el brazo extendido horizontalmente en la misma dirección del brazo”. El gráfico obtenido fue el siguiente:

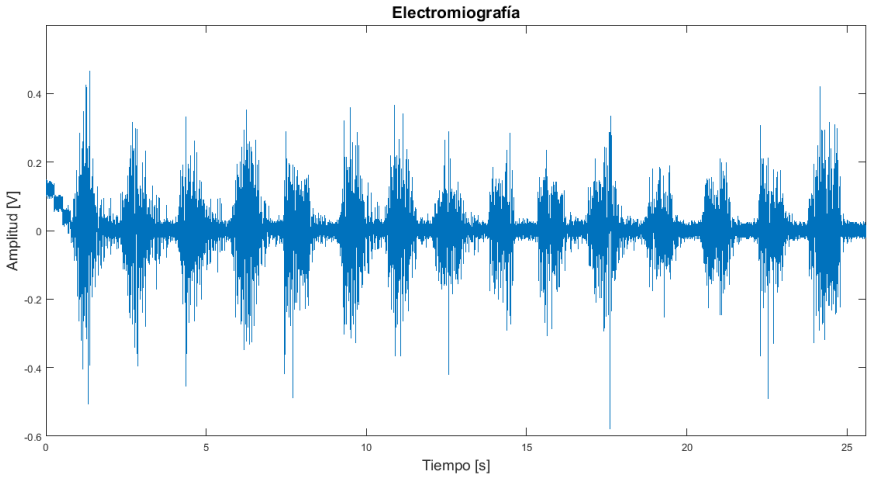


Figura 4.12: Gráfico de electromiografía donde se observa el comportamiento de los músculos al apretar un objeto con el brazo extendido horizontalmente en la dirección del mismo.

En la figura 4.12 se puede observar claramente la existencia de peaks en las mediciones. Se define un patrón representativo para el movimiento y se puede distinguir los estados de reposo y acción.

- Movimiento del brazo.

Se procedió a tomar las señales generadas del “Movimiento del brazo en su totalidad, con pivote en el hombro”. El gráfico obtenido fue el siguiente:

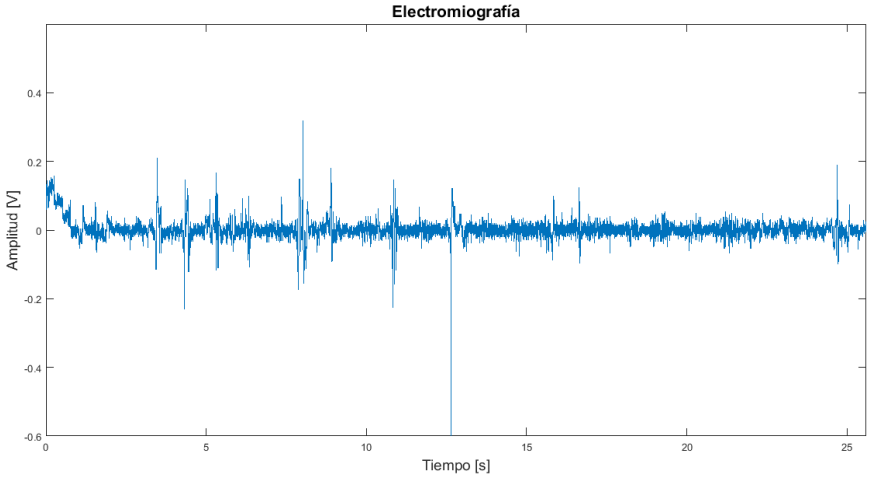


Figura 4.13: Gráfico de electromiografía donde se observa el comportamiento de los músculos al mover el brazo con pivote el hombro.

En la figura 4.13 se puede observar en el gráfico generado por la toma de señales la existencia de impulsos aleatorios sin relación con el momento del movimiento.

- Mantener contracción.

En la treceava de la investigación se procedió a tomar las señales generadas del "Mantener la contracción por tiempos prolongados". El gráfico obtenido fue el siguiente:

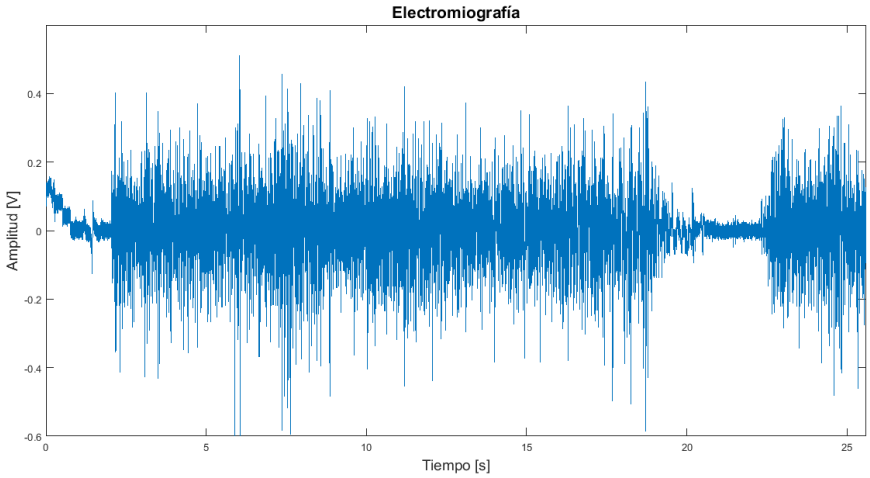


Figura 4.14: Gráfico de electromiografía donde se observa el comportamiento de los músculos al mantener la contracción en el tiempo.

En la figura 4.14 se puede identificar claramente el momento de acción y de reposo. Además, en el momento en que se mantiene la contracción la amplitud se mantiene en rasgos constantes.

Por lo tanto, al trabajar solo con la señal de electromiografía se obtuvieron los siguientes resultados:

Es posible captar el movimiento de la mano exclusivamente con este método y se puede identificar claramente los puntos donde se genera un cambio de estado. Tanto visualmente como numéricamente la amplitud de la señal al momento de efectuar un movimiento muestra un cambio significativo en la mayoría de los casos al cual es posible aplicarle un valor umbral para diferenciar el momento en que esta en reposo o en contracción muscular, no obstante, existen grupos de valores dentro del mismo movimiento en que se alcanzan medidas bajo el nivel umbral lo que arroja como respuesta un estado de reposo falso.

El algoritmo de electromiografía se ve altamente estable al momento de recibir golpes o movimientos externos al brazo, no generando ningún tipo de medición falsa o interferencia con la identificación de estados.

4.2. Resultados Mecanomiografía

A continuación, se muestran los resultados obtenidos al utilizar las señales de mecanomiografía al generar diversos movimientos con la mano.

- Apretar un objeto.

Se procedió a tomar las señales generadas al "Apretar un objeto". El gráfico obtenido fue el siguiente:

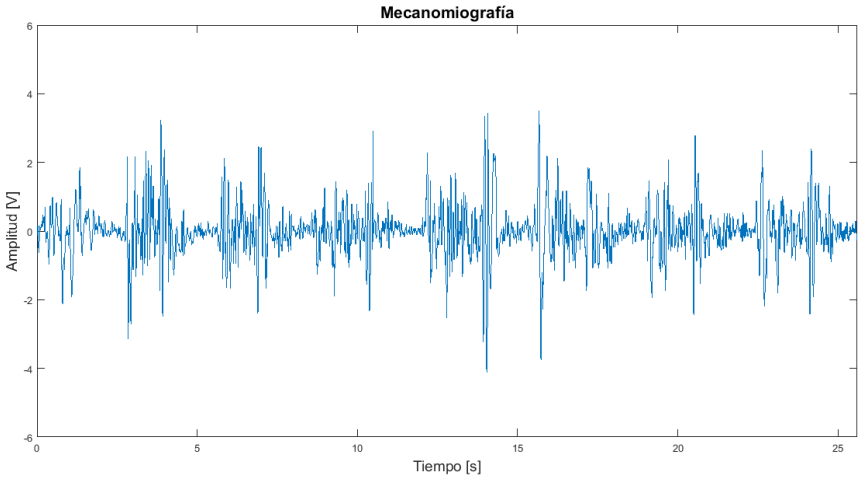


Figura 4.15: Gráfico de mecanomiografía obtenido al apretar un objeto.

En la figura 4.15 se observan los cambios registrados en la señal de mecanomiografía al momento de apretar un objeto, se puede observar que los movimientos se pueden identificar fácilmente, pero al realizar un estudio más detallado de cada momento en que se genera un movimiento se puede ver que la onda no presenta una suficiente suavidad y continuidad en la amplitud, lo que va en perjuicio de la identificación a través del algoritmo. Esto queda más claro al notar que existen peaks en ciertos puntos dentro del mismo movimiento lo que provoca que al aplicar el valor RMS se generen puntos donde aún existe movimiento pero se consideran como puntos de reposo.

- Golpear el hombro.

Se procedió a tomar las señales generadas al “Golpear el hombro” del brazo que tiene los sensores. El gráfico obtenido fue el siguiente:

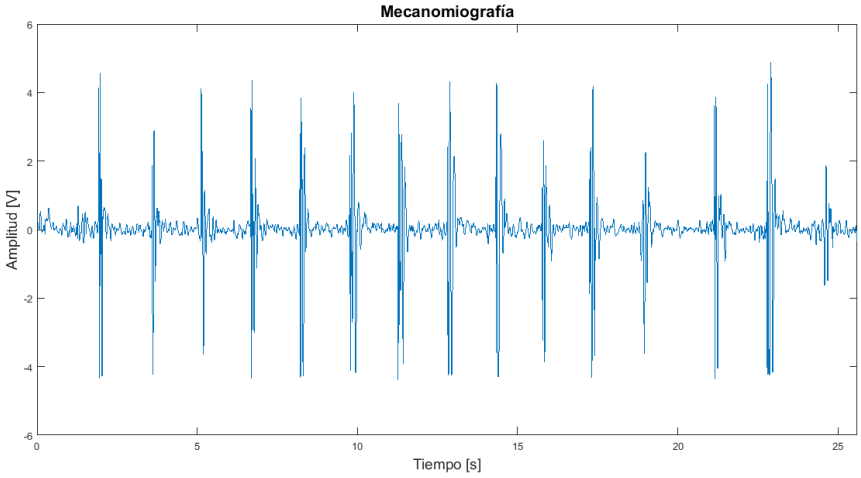


Figura 4.16: Gráfico de mecanomiografía donde se observa la reacción de los músculos al ser golpeado el hombro.

En la figura 4.16 se observan los golpes en el hombro al momento de captar la señal, a diferencia de la señal de electromiografía, en este caso se ve que la señal alcanza valores superiores al valor umbral definido anteriormente, por lo que solo considerando este método se generan puntos que demostrarían movimiento aun cuando no se esté efectuando uno real.

- Golpear la mesa.

En la tercera parte de la investigación se procedió a tomar las señales generadas al “Golpear la mesa” con la mano que tiene los sensores. El gráfico obtenido fue el siguiente:

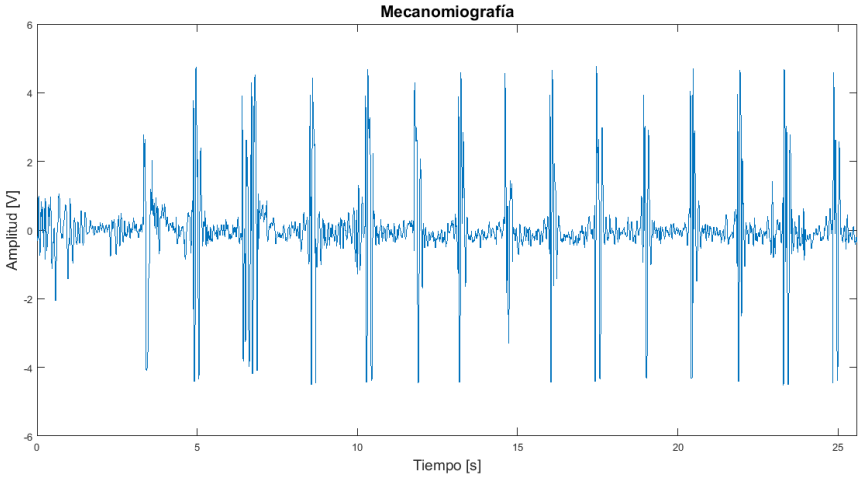


Figura 4.17: Gráfico de mecanomiografía donde se observa la reacción de los músculos al golpear la mesa con el brazo que tiene los sensores.

En la figura 4.17 se puede observar que en el gráfico obtenido de las pruebas con mecanomiografía la señal del momento del golpe es de corta duración llegando a amplitudes similares a las obtenidas en los peaks de “Apretar objeto” con la diferencia que la amplitud de esta última es menor, pero por un tiempo más prologado.

- Movimiento del meñique.

Se procedió a tomar las señales generadas del “Movimiento del meñique”. El gráfico obtenido fue el siguiente:

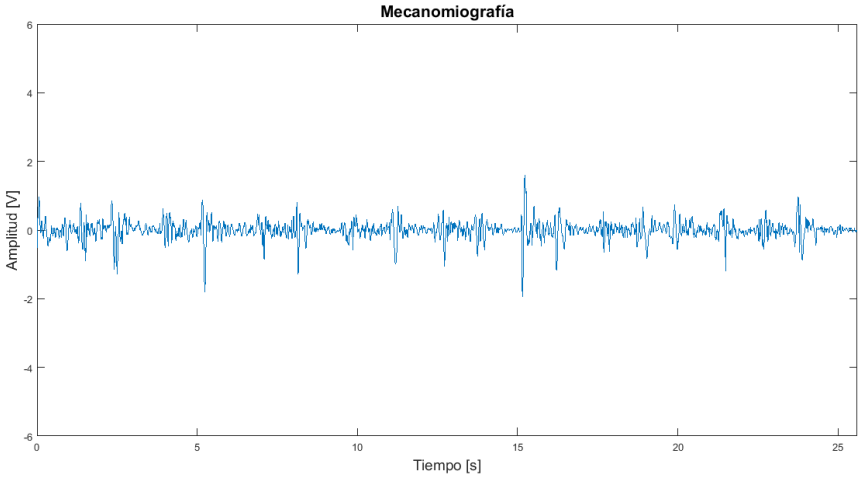


Figura 4.18: Gráfico de mecanomiografía donde se observa la señal de los músculos al mover el dedo meñique.

En la figura 4.18 se puede observar que, aunque se producen peaks no se genera un patrón que siga el movimiento del dedo. La amplitud no alcanza a llegar a la mitad de la que se obtiene al realizar la contracción completa de la mano.

- Movimiento del dedo anular.

Se procedió a tomar las señales generadas del “Movimiento del dedo anular”. El gráfico obtenido fue el siguiente:

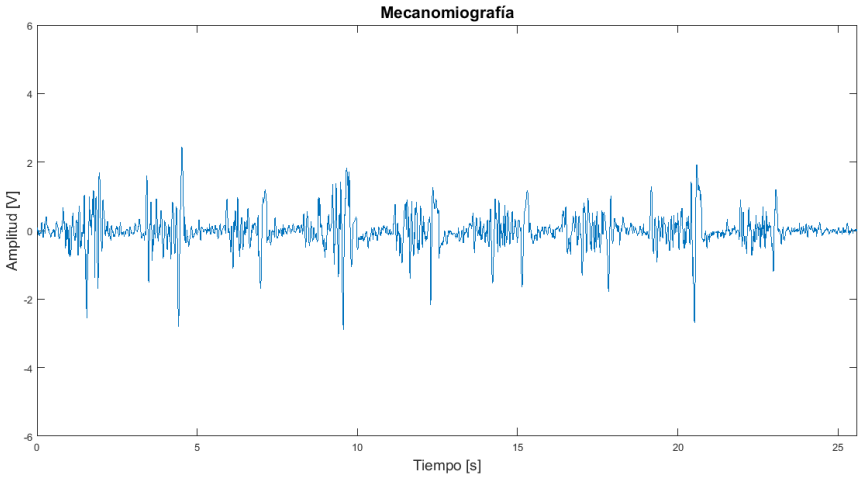


Figura 4.19: Gráfico de mecanomiografía donde se observa la señal de los músculos al mover el dedo anular.

En la figura 4.19 se diferencian los dos estados acción y reposo pudiendo identificar sus amplitudes sin mayores inconvenientes, pero las amplitudes que caracterizan al movimiento siguen siendo inferiores a la mitad de las mismas encontradas en la prueba “Apretar objeto”.

- Movimiento del dedo medio.

Se procedió a tomar las señales generadas del “Movimiento del dedo medio”. El gráfico obtenido fue el siguiente:

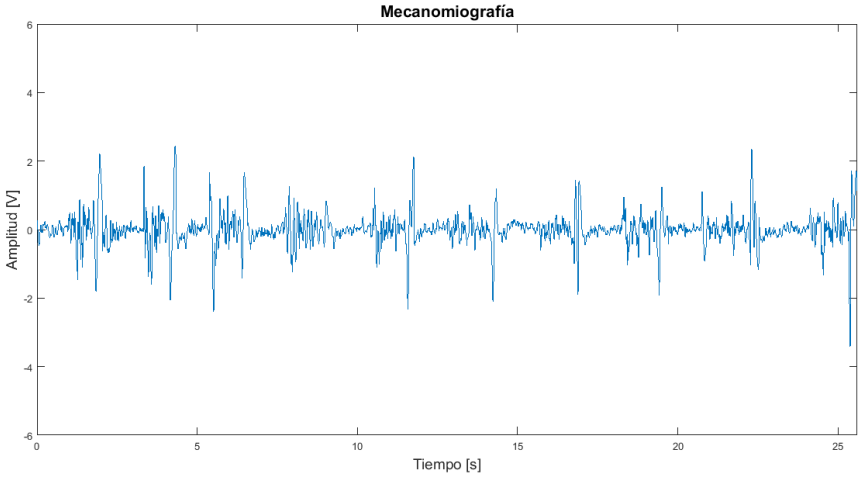


Figura 4.20: Gráfico de mecanomiografía donde se observa la señal de los músculos al mover el dedo medio.

En la figura 4.20 se observan los dos estados del movimiento, pero se presentan con menor precisión, se alcanza una amplitud semi estable del movimiento, pero cercano a la finalización del mismo se registran peaks doble de la amplitud antes mencionada.

- Movimiento del dedo índice.

Se procedió a tomar las señales generadas del “Movimiento del dedo índice”. El gráfico obtenido fue el siguiente:

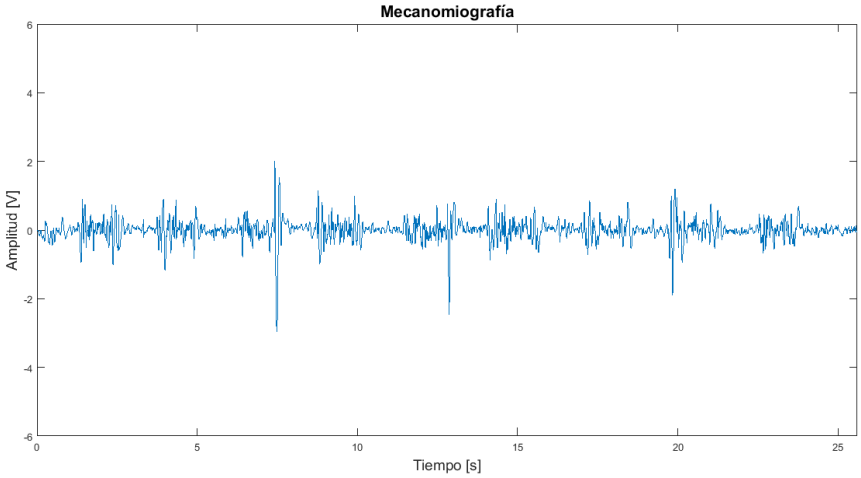


Figura 4.21: Gráfico de mecanomiografía donde se observa la señal de los músculos al mover el dedo índice.

En la figura 4.21 se observan cambios con baja amplitud sin embargo se presentan peaks de alta amplitud, por la forma de la señal se presentan características similares a las pruebas obtenida en “Apretar objeto”

- Movimiento del dedo pulgar.

Se procedió a tomar las señales generadas del “Movimiento del dedo pulgar”. El gráfico obtenido fue el siguiente:

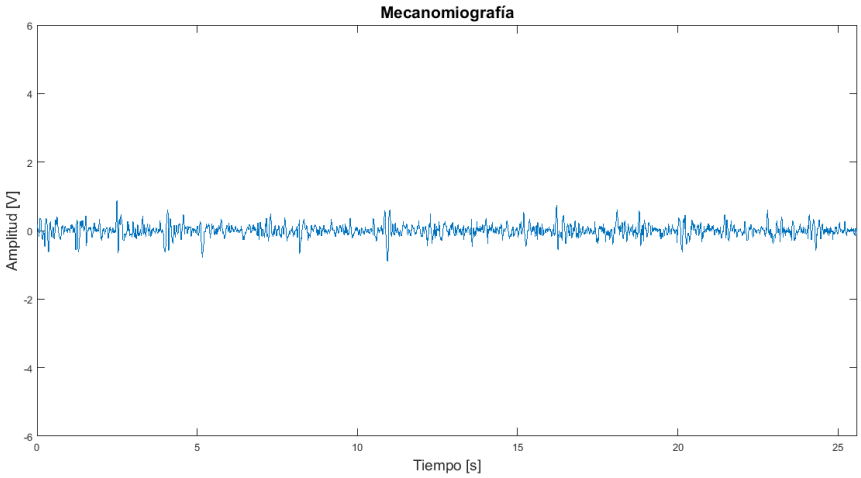


Figura 4.22: Gráfico de mecanomiografía donde se observa la señal de los músculos al mover el dedo pulgar.

En la figura 4.22 se puede observar que en la señal tomada no existe ninguna información que se pueda interpretar, las amplitudes son bajas y no se pueden identificar ninguno de los estados.

- Apretar objeto con el brazo extendido hacia abajo.

Se procedió a tomar las señales generadas del “Apretar objeto con el brazo extendido hacia abajo”. El gráfico obtenido fue el siguiente:

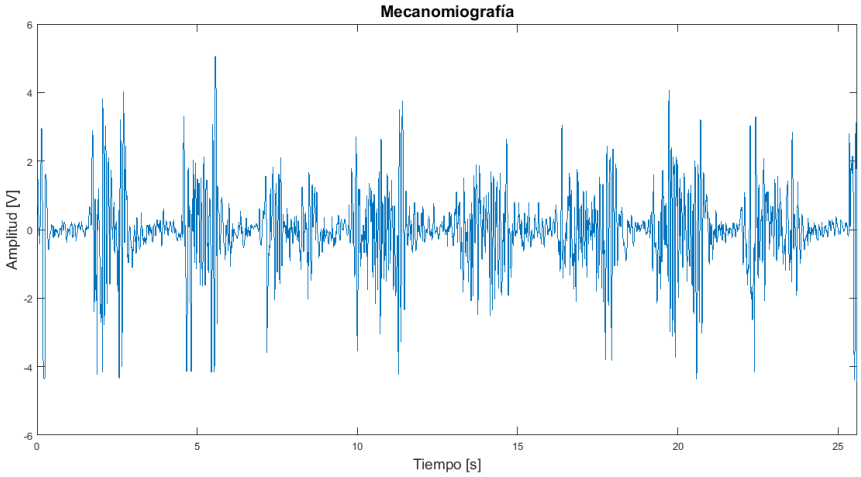


Figura 4.23: Gráfico de mecanomiografía donde se observa el comportamiento de los músculos al apretar un objeto con el brazo extendido hacia abajo.

En la figura 4.23 se puede observar claramente la existencia de peaks en las mediciones. Se define un patrón representativo para el movimiento y se puede distinguir los estados de reposo y acción.

- Apretar objeto con el brazo extendido hacia adelante.

Se procedió a tomar las señales generadas del “Apretar objeto con brazo extendido hacia adelante del cuerpo”. El gráfico obtenido fue el siguiente:

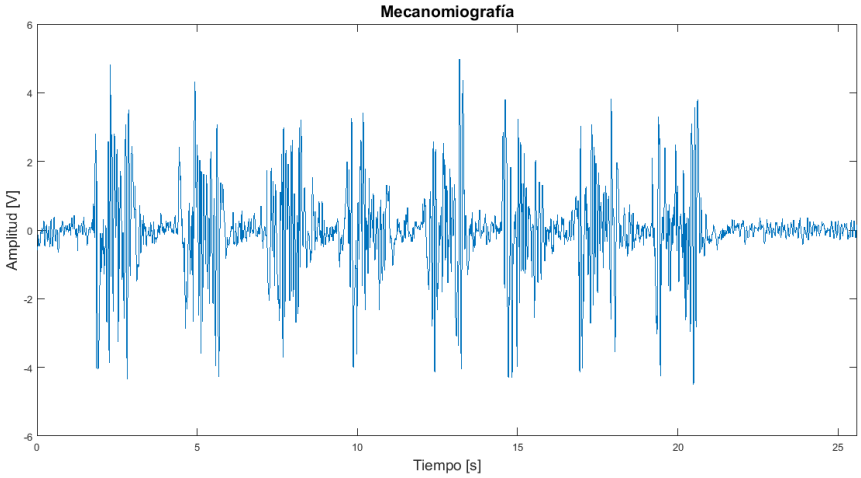


Figura 4.24: Gráfico de mecanomiografía donde se observa el comportamiento de los músculos al apretar un objeto con el brazo extendido hacia adelante.

En la figura 4.24 se puede observar claramente la existencia de peaks en las mediciones. Se define un patrón representativo para el movimiento y se puede distinguir los estados de reposo y acción.

- Apretar objeto con el brazo extendido horizontalmente.

Se procedió a tomar las señales generadas del “Apretar objeto con el brazo extendido horizontalmente en la misma dirección del brazo”. El gráfico obtenido fue el siguiente:

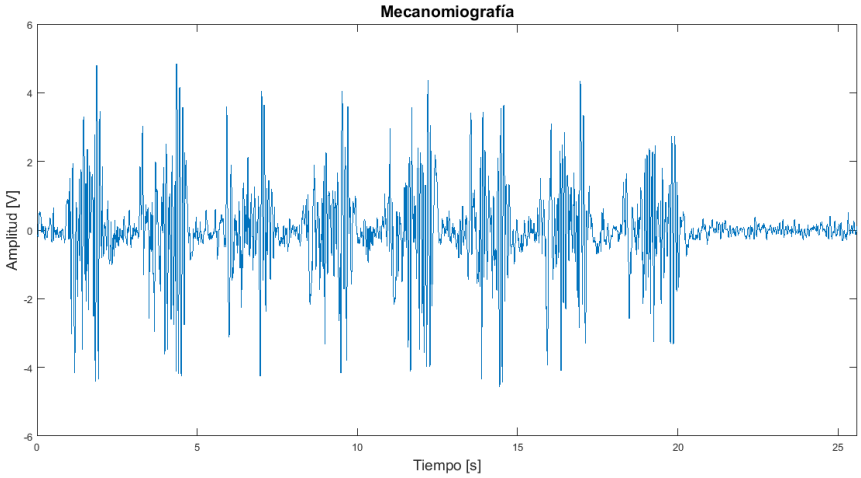


Figura 4.25: Gráfico de mecanomiografía donde se observa el comportamiento de los músculos al apretar un objeto con el brazo extendido horizontalmente en la dirección del mismo.

En la figura 4.25 se puede observar claramente la existencia de peaks en las mediciones. Se define un patrón representativo para el movimiento y se puede distinguir los estados de reposo y acción.

- Movimiento del brazo.

Se procedió a tomar las señales generadas del “Movimiento del brazo en su totalidad, con pivote en el hombro”. El gráfico obtenido fue el siguiente:

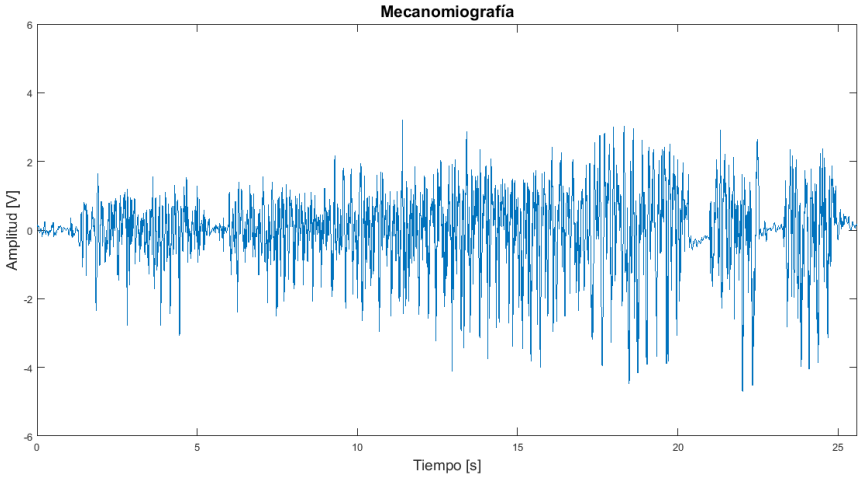


Figura 4.26: Gráfico de mecanomiografía donde se observa el comportamiento de los músculos al mover el brazo con pivote el hombro.

En la figura 4.26 se puede observar en el gráfico generado por la toma de señales la existencia de impulsos aleatorios sin relación con el momento del movimiento.

- Rascando banda.

Se procedió a tomar las señales generadas de “Rascando banda”. El gráfico obtenido fue el siguiente:

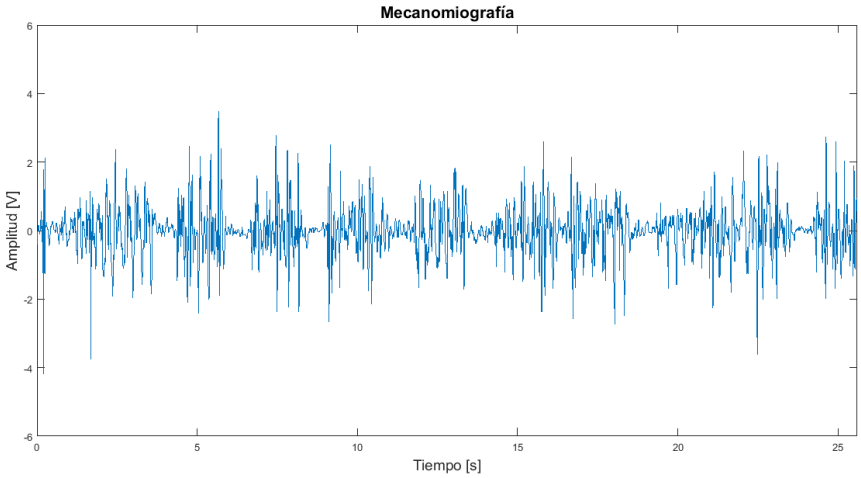


Figura 4.27: Gráfico de mecanomiografía donde se observa el comportamiento de los sensores al rascar la banda de sujeción de los mismos.

En la figura 4.27 se observa una gran amplitud que se mantiene en el tiempo mientras se rasca la banda. Se relaciona la amplitud con la intensidad de la acción, esto viene dado a que a mayor intensidad mayor es el sonido que se genera el cual es captado por el circuito.

- Rascando brazo.

Se procedió a tomar las señales generadas de “Rascando brazo”. El gráfico obtenido fue el siguiente:

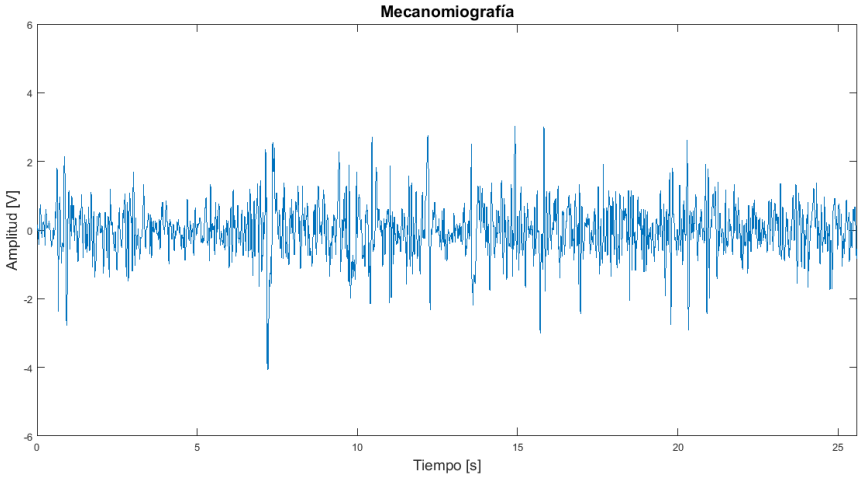


Figura 4.28: Gráfico de mecanomiografía donde se observa el comportamiento de los sensores al rascar el brazo donde están instalados.

En la figura 4.28 se observa una gran amplitud que se mantiene en el tiempo mientras se rasca el brazo. Se relaciona la amplitud con la intensidad de la acción, esto viene dado a que a mayor intensidad mayor es el sonido que se genera el cual es captado por el circuito.

Uno de los problemas que se aprecia con la señal de mecanomiografía es que al momento de terminar el movimiento se genera un peak en la onda, esto provoca que el algoritmo considere en algunos casos un nuevo movimiento siendo que no se está generando una nueva contracción, sino que por el contrario se está llegando al reposo muscular. Este problema se ve replicado en la mayoría de los momentos en que se genera movimiento, en el valor de este peak por otro lado parece ir cambiando

dependiendo del movimiento, pero siempre se mantiene en un rango superior al del movimiento mismo.

Si se realiza una primera comparación entre lo obtenido por electromiografía y mecanomiografía se puede observar que la identificación de los movimientos es más eficaz en el caso de la electromiografía ya que por electromiografía existe una mayor variación en la onda al momento de generar movimiento. Aun así es posible obtener por mecanomiografía una respuesta que interpreta en cierto grado el movimiento realizado.

El mayor problema presente es la fácil captación de ruidos o roces producidos sobre el sensor o el brazo de la persona que lo utiliza, también existe la posibilidad de captar el ruido ambiental pero este no logra alcanzar los niveles presentes en el caso de golpes o roces.

4.3. Resultados ambos métodos en conjunto

Luego de realizar las pruebas con ambos métodos por separado se continuó con las pruebas en conjunto. Ambos sensores fueron colocados y medidos al mismo tiempo tomando como referencia los movimientos mencionados en la sección de electromiografía, pero se agregó un movimiento adicional: Extensión de muñeca".

- Apretando objeto.

Se procedió a tomar las señales generadas del "Apretar objeto". El gráfico obtenido fue el siguiente:

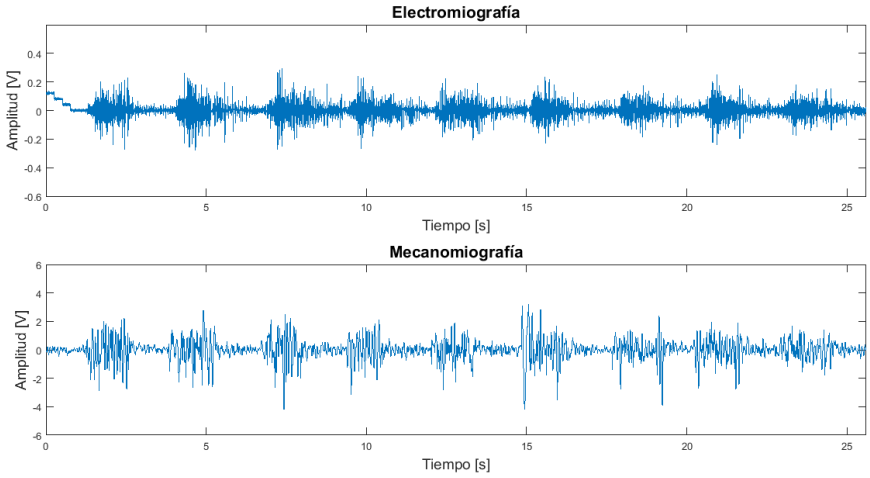


Figura 4.29: Gráfico de electromiografía y mecanomiografía obtenido al apretar un objeto.

En la figura 4.29 se pueden observar ambas señales siendo captadas al mismo tiempo por los sensores, en la parte superior se encuentra la señal de electromiografía y bajo esta se muestra la señal de mecanomiografía, es aquí desde donde se obtuvieron los parámetros básicos para el desarrollo del algoritmo.

Se puede ver en la figura 4.29 que la señal de mecanomiografía presenta valores mayores a la de electromiografía, esto se debe en parte a que los valores obtenidos por electromiografía son del orden de los mili-volts por lo tanto para tener una señal similar a la de mecanomiografía en cuanto a amplitud se debe ocupar un amplificador

de mayor ganancia. De todas formas aun cuando no se tengan valores cercanos entre ambas señales aún se pueden utilizar para diferentes análisis.

- Golpear el hombro.

Se procedió a tomar las señales generadas al “Golpear el hombro” del brazo que tiene los sensores. El gráfico obtenido fue el siguiente:

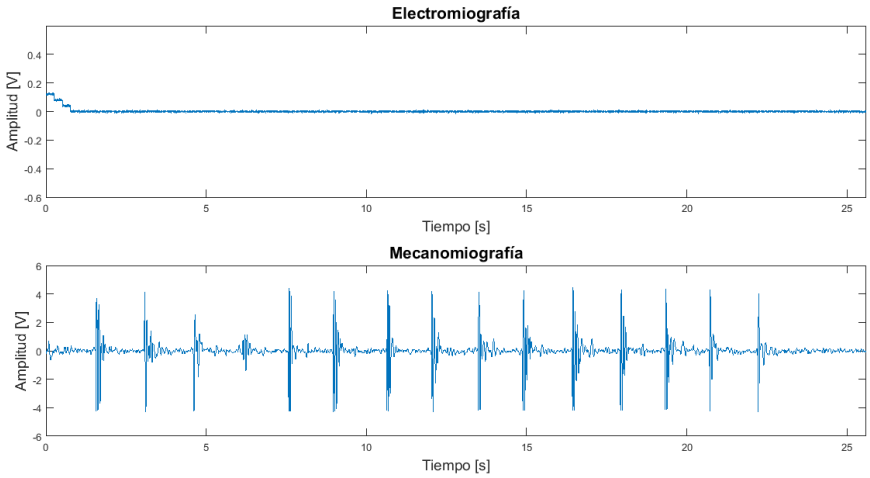


Figura 4.30: Gráfico de electromiografía y mecanomiografía donde se observa la reacción de los músculos al ser golpeado el hombro.

En la figura 4.30 se observan grandes diferencias entre los datos obtenidos en electromiografía respecto a los obtenidos en mecanomiografía. En la señal de electromiografía no se presentan cambios al momento del golpe mientras que en la de mecanomiografía se pueden identificar cada golpe por separado y se genera un patrón definido.

- Golpear la mesa.

Se procedió a tomar las señales generadas al “Golpear la mesa” con la mano que tiene los sensores. El gráfico obtenido fue el siguiente:

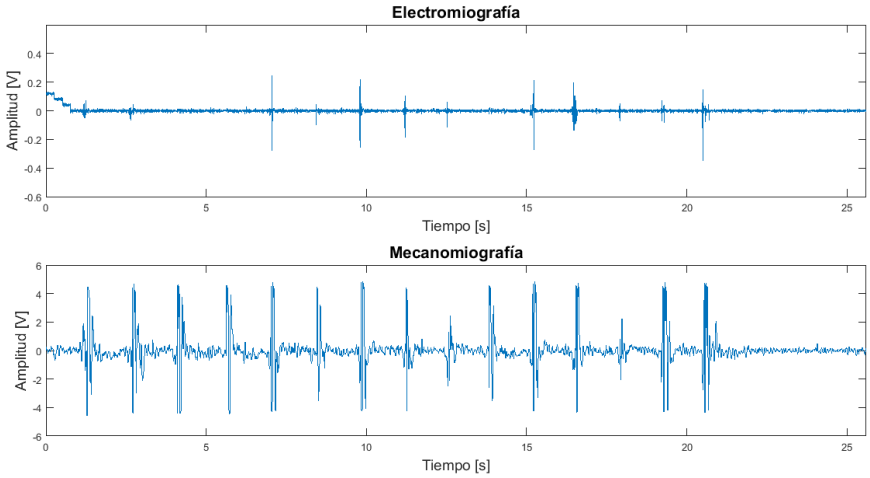


Figura 4.31: Gráfico de electromiografía y mecanomiografía donde se observa la reacción de los músculos al golpear la mesa con el brazo que tiene los sensores.

En la figura 4.31 se puede observar que en el gráfico de mecanomiografía se presentan variaciones en el momento del golpe generando un impulso de corta duración mientras que en el de electromiografía, aunque presenta cambios en la mayoría de los golpes estos varían desde una amplitud cercana al nivel de ruido hasta una amplitud cercana al movimiento.

- Movimiento del meñique.

Se procedió a tomar las señales generadas del “Movimiento del meñique”. El gráfico obtenido fue el siguiente:

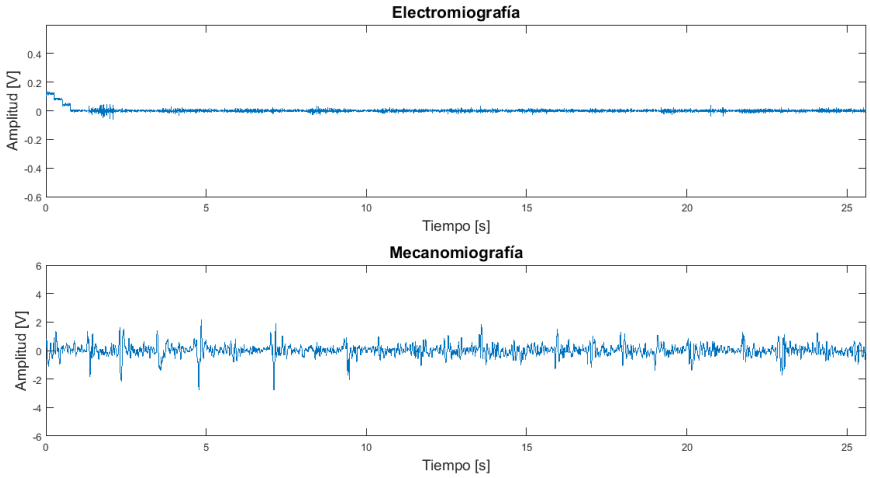


Figura 4.32: Gráfico de electromiografía y mecanomiografía donde se observa la señal de los músculos al mover el dedo meñique.

En la figura 4.32 se puede observar al igual que en las pruebas individuales en la señal tomada conjuntamente no existe ninguna información que se pueda interpretar.

- Movimiento del dedo anular.

En la quinta parte de la investigación se procedió a tomar las señales generadas del "Movimiento del dedo anular". El gráfico obtenido fue el siguiente:

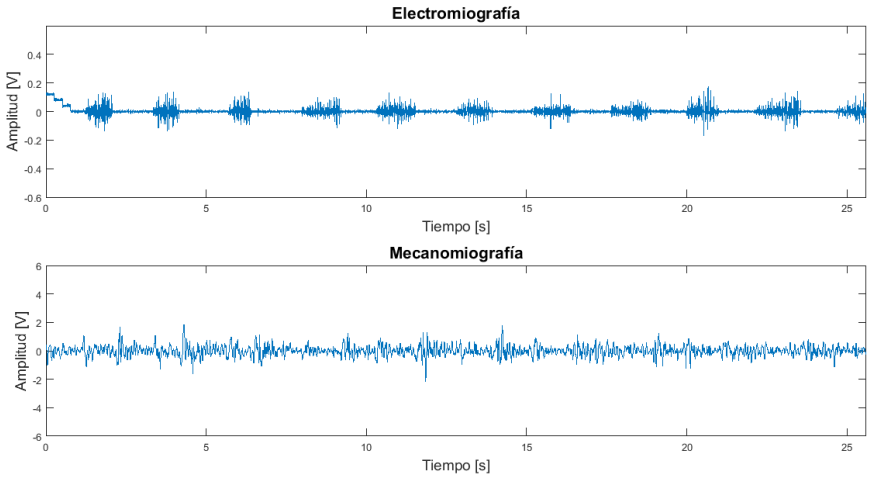


Figura 4.33: Gráfico de electromiografía y mecanomiografía donde se observa la señal de los músculos al mover el dedo anular.

En la figura 4.33 se observa que en el gráfico de electromiografía existen cambios al momento de generar movimiento con un patrón representativo mientras que en el de mecanomiografía no se pueden distinguir cambios en la forma de la señal.

- Movimiento del dedo medio.

Se procedió a tomar las señales generadas del “Movimiento del dedo medio”. El gráfico obtenido fue el siguiente:

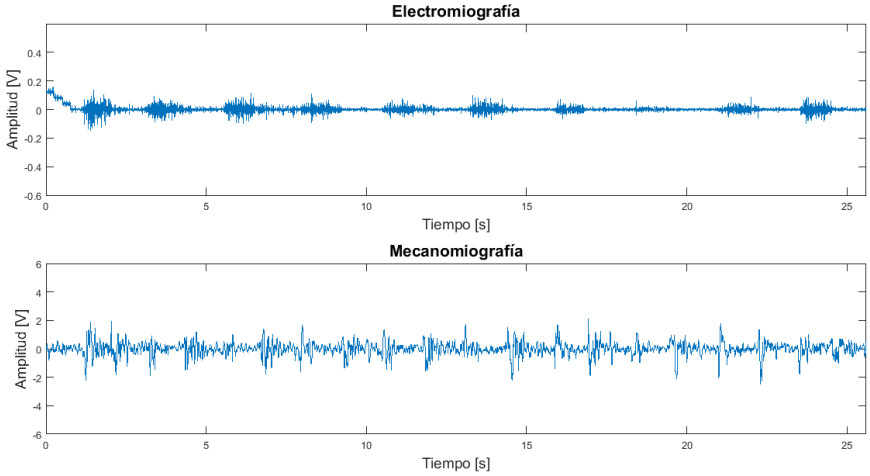


Figura 4.34: Gráfico de electromiografía y mecanomiografía donde se observa la señal de los músculos al mover el dedo medio.

En la figura 4.34 se observa que al igual que en el caso de “Movimiento del dedo anular” en el gráfico de electromiografía existen cambios al momento de generar movimiento con un patrón representativo mientras que en el de mecanomiografía no se pueden distinguir cambios en la forma de la señal.

- Movimiento del dedo índice.

Se procedió a tomar las señales generadas del “Movimiento del dedo índice”. El gráfico obtenido fue el siguiente:

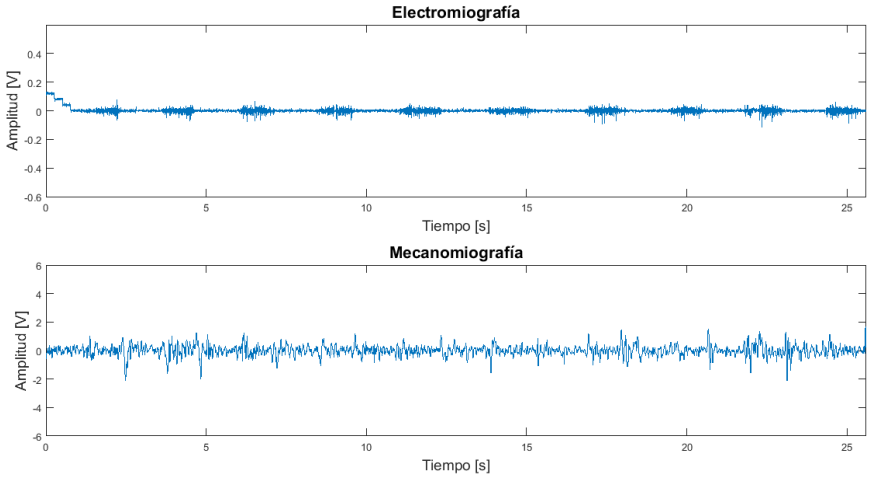


Figura 4.35: Gráfico de electromiografía y mecanomiografía donde se observa la señal de los músculos al mover el dedo índice.

En la figura 4.35 se observa que al igual que en el caso de "Movimiento del dedo anular" en el gráfico de electromiografía existen cambios, pero de menor amplitud, al momento de generar movimiento con un patrón representativo mientras que en el de mecanomiografía no se pueden distinguir cambios en la forma de la señal.

- Movimiento del dedo pulgar.

Se procedió a tomar las señales generadas del "Movimiento del dedo pulgar". El gráfico obtenido fue el siguiente:

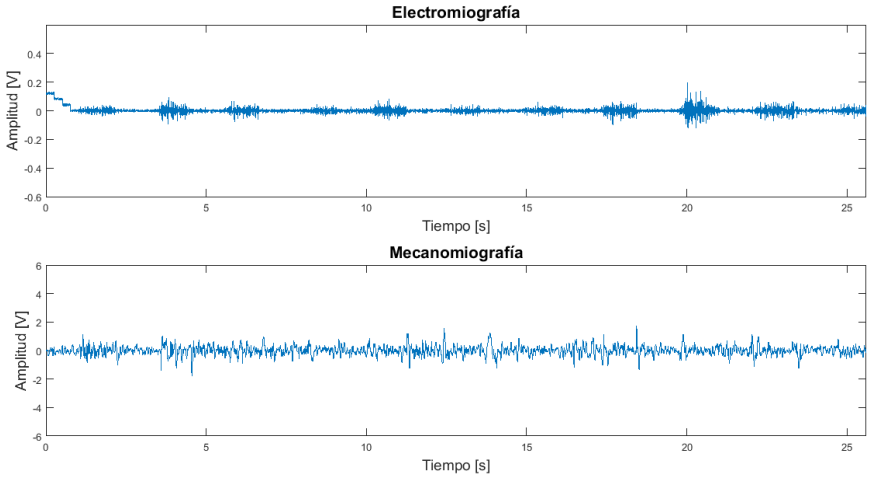


Figura 4.36: Gráfico de electromiografía y mecanomiografía donde se observa la señal de los músculos al mover el dedo pulgar.

En la figura 4.36 se observa que al igual que en el caso de "Movimiento del dedo anular" en el gráfico de electromiografía existen cambios al momento de generar movimiento con un patrón representativo mientras que en el de mecanomiografía no se pueden distinguir cambios en la forma de la señal.

- Apretar objeto con el brazo extendido hacia abajo.

Se procedió a tomar las señales generadas del "Apretar objeto con el brazo extendido hacia abajo". El gráfico obtenido fue el siguiente:

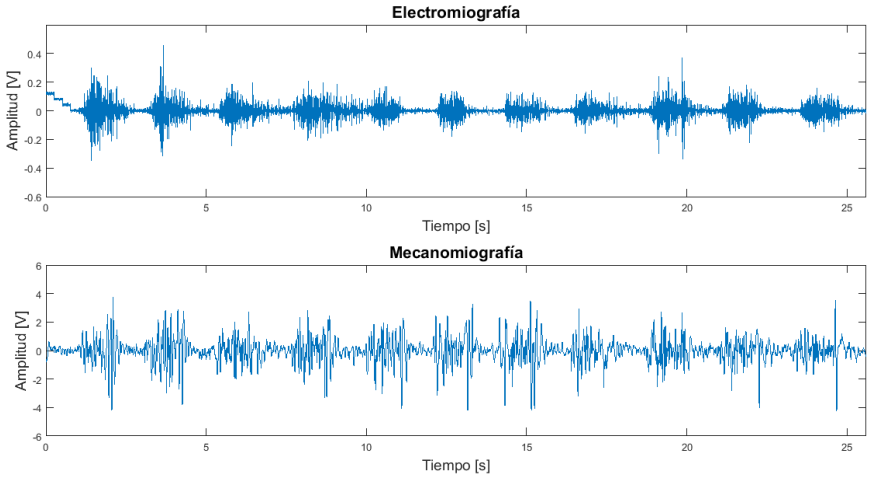


Figura 4.37: Gráfico de electromiografía y mecanomiografía donde se observa el comportamiento de los músculos al apretar un objeto con el brazo extendido hacia abajo.

En la figura 4.37 se puede observar claramente en ambos gráficos la existencia de peaks en las mediciones de la misma forma que en el caso de “Apretar objeto”. Se define un patrón representativo para el movimiento y se puede distinguir los estados de reposo y acción.

- Apretar objeto con brazo extendido hacia adelante.

Se procedió a tomar las señales generadas del “Apretar objeto con brazo extendido hacia adelante del cuerpo”. El gráfico obtenido fue el siguiente:

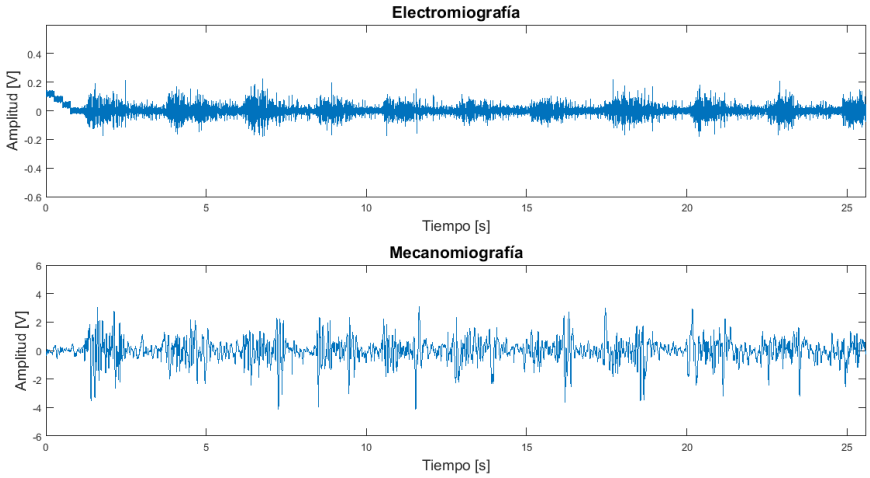


Figura 4.38: Gráfico de electromiografía y mecanomiografía donde se observa el comportamiento de los músculos al apretar un objeto con el brazo extendido hacia adelante.

En la figura 4.38 se puede observar claramente en ambos gráficos la existencia de peaks en las mediciones de la misma forma que en el caso de “Apretar objeto”. Se define un patrón representativo para el movimiento y se puede distinguir los estados de reposo y acción.

- Apretar objeto con el brazo extendido horizontalmente.

Se procedió a tomar las señales generadas del “Apretar objeto con el brazo extendido horizontalmente en la misma dirección del brazo”. El gráfico obtenido fue el siguiente:

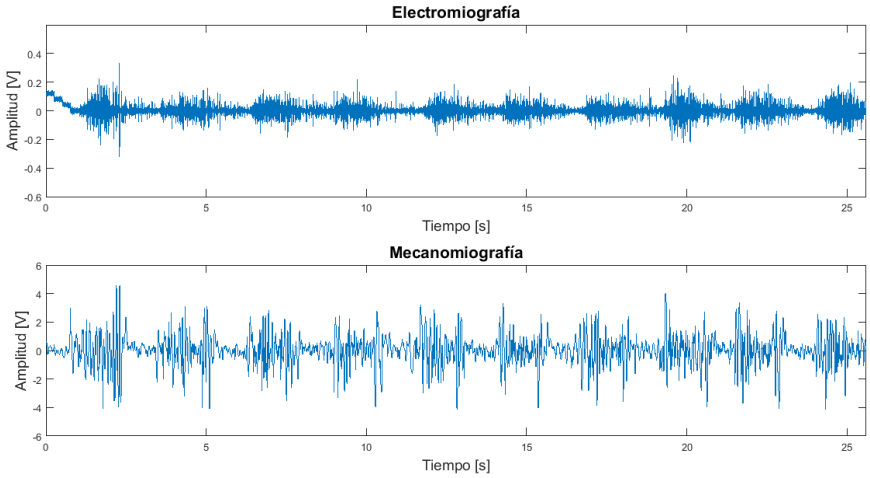


Figura 4.39: Gráfico de electromiografía y mecanomiografía donde se observa el comportamiento de los músculos al apretar un objeto con el brazo extendido horizontalmente en la dirección del mismo.

En la figura 4.39 se puede observar claramente en ambos gráficos la existencia de peaks en las mediciones de la misma forma que en el caso de "Apretar objeto". Se define un patrón representativo para el movimiento y se puede distinguir los estados de reposo y acción.

- Movimiento del brazo.

Se procedió a tomar las señales generadas del "Movimiento del brazo en su totalidad, con pivote en el hombro". El gráfico obtenido fue el siguiente:

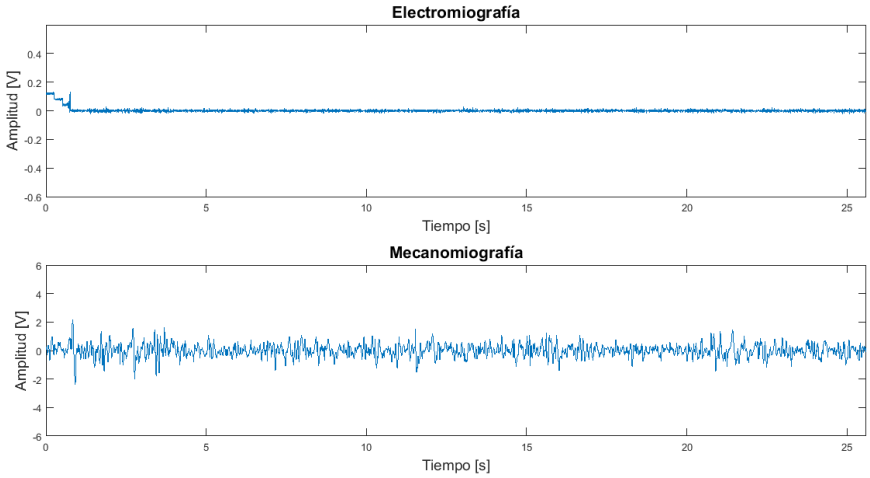


Figura 4.40: Gráfico de electromiografía y mecanomiografía donde se observa el comportamiento de los músculos al mover el brazo con pivote el hombro.

En la figura 4.40 se puede observar en ambos gráficos de las señales la existencia de impulsos aleatorios sin relación con el momento del movimiento por lo que no se pueden extraer resultados ni información para el estudio.

- Mantener la contracción por tiempos prolongados.

Se procedió a tomar las señales generadas del "Mantener la contracción por tiempos prolongados". El gráfico obtenido fue el siguiente:

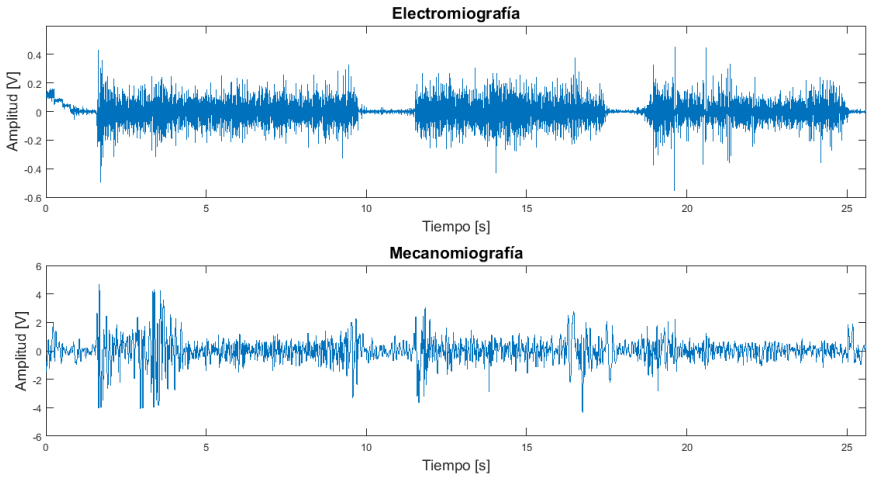


Figura 4.41: Gráfico de electromiografía y mecanomiografía donde se observa el comportamiento de los músculos al mantener la contracción en el tiempo.

En la figura 4.41 se observa que en el gráfico de electromiografía se logra identificar claramente el momento de acción y de reposo ya que en la acción la amplitud se mantiene en valores aproximadamente constantes mientras que en mecanomiografía se presenta una amplitud pronunciada luego disminuye manteniéndose durante el periodo de la contracción y al final de esta aumenta nuevamente volviendo al reposo.

- Extensión de muñeca.

Se procedió a tomar las señales generadas del "Extensión de muñeca". El gráfico obtenido fue el siguiente:

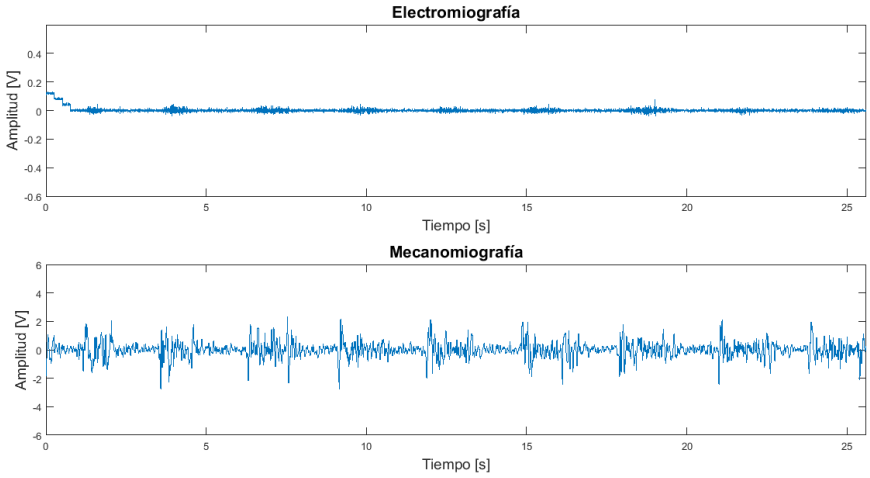


Figura 4.42: Gráfico de electromiografía y mecanomiografía donde se observa el comportamiento de los músculos al realizar extensión de muñeca.

En la figura 4.42 se observa que en el gráfico de mecanomiografía se logra identificar claramente el momento de extensión y reposo de la muñeca en cambio en electromiografía aun cuando se pueda identificar los puntos de movimientos estos no logran diferenciarse de los estados de reposo.

El algoritmo aun cuando trabaje con ambas señale no las utiliza de forma conjunta con un mismo set de parámetros, cada señal se rige por su propio grupo de valores y sus propias reglas de interpretación, la finalidad del algoritmo es generar puntos donde la respuesta de ambos tipos de señales se intercepte y se pueda interpretar como un

movimiento, es así que pueden existir puntos donde una de las dos señales indique algún tipo de cambio de estado o movimiento y la otra no. De esta forma se reducen los errores al momento de interpretar los datos, ya que para que se genere un cambio de estado ambas señales deben estar coordinadas o indicando el mismo suceso físico.

Al utilizar ambos métodos juntos se logran disminuir los resultados falsos, ya que ahora para poder identificar uno de los dos estados, ambas señales deben coincidir en que se detectó un movimiento o se detectó el reposo del músculo. Este método logra eliminar en gran medida los resultados falsos pero no por completo, aun se pueden encontrar aproximadamente 30 puntos en los que se genera conflicto entre el fenómeno físico y su interpretación por parte del algoritmo.

Una de las principales diferencias agregadas al algoritmo de ambos métodos juntos es la utilización de la frecuencia media, la cual es una función propia de MATLAB que estima la frecuencia media normalizada de una señal con dominio en el tiempo, esta función se usa como forma de discriminar si se genera un movimiento o se encuentra en reposo el músculo, ya que aun cuando ambos métodos juntos logran disminuir la cantidad de resultados falsos no logran identificar precisamente cuando se genera el movimiento.

Intervalo [s]		**Frecuencia media [Hz]**	**Estado**
0	1,2	1,75	Reposo
1,2	3	74,09	Contracción
3	3,8	107,77	Reposo
3,8	6	75,01	Contracción
6	6,8	99,41	Reposo
6,8	8,6	75,07	Contracción
8,6	9,2	67,77	Reposo
9,2	11,2	75,93	Contracción
11,2	12	80,96	Reposo
12	14	77,05	Contracción
14	15	85,23	Reposo
15	16,6	74,94	Contracción
16,6	17,8	86,86	Reposo
17,8	19,8	77,38	Contracción
19,8	20,6	86,87	Reposo
20,6	22,26	73,46	Contracción
22,26	23,08	84,90	Reposo
23,08	25,6	74,94	Contracción

Tabla 4.1: Tabla donde se presentan las frecuencias medias de los distintos intervalos de la señal de electromiografía apretando un objeto.

Como respuesta a la utilización de ambas señales más la identificación de las frecuencias medias, presentadas en la tabla 4.1, se obtiene una precisión prácticamente igual a la realidad, no obstante existen ciertos casos puntuales en los que se genera un problema con la identificación de la extensión de la muñeca, el cual sirve para cambiar el estado o las propiedades del agarre. El problema encontrado corresponde a cuando el brazo recibe un golpe, en este caso la señal de mecanomiografía detecta esta señal como si se estuviese moviendo el brazo hacia el exterior del cuerpo, lo que genera que se identifique como movimiento y como consecuencia se cambia la configuración del agarre.

4.4. Resultados frecuencias FFT

Con todos los resultados anteriores se procedió a estudiar como variaba la frecuencia en el tiempo en relación a los diferentes estados en que se encuentra el músculo. Para esto se calculó la Transformada de Fourier en puntos discretos en el tiempo primero con electromiografía y luego con mecanomiografía. Se realizó su gráfico obteniéndose lo siguiente:

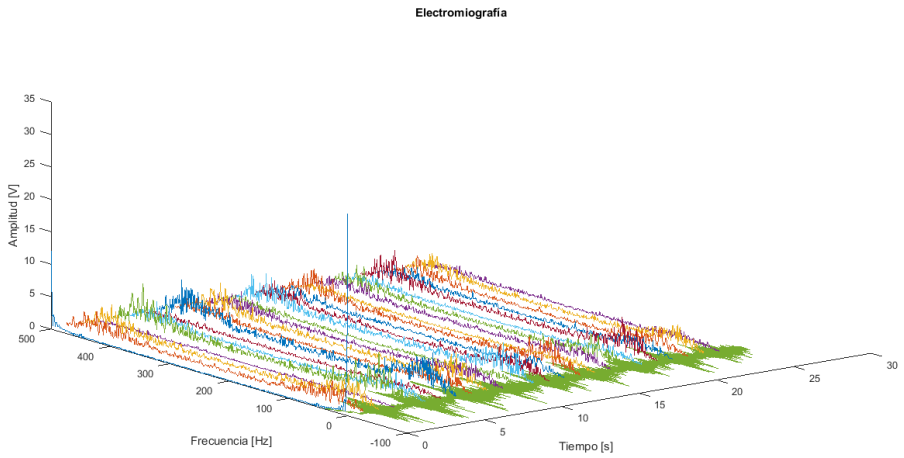


Figura 4.43: Gráfico de las FFT calculadas en puntos discretos a lo largo de la señal de EMG sin normalizar.

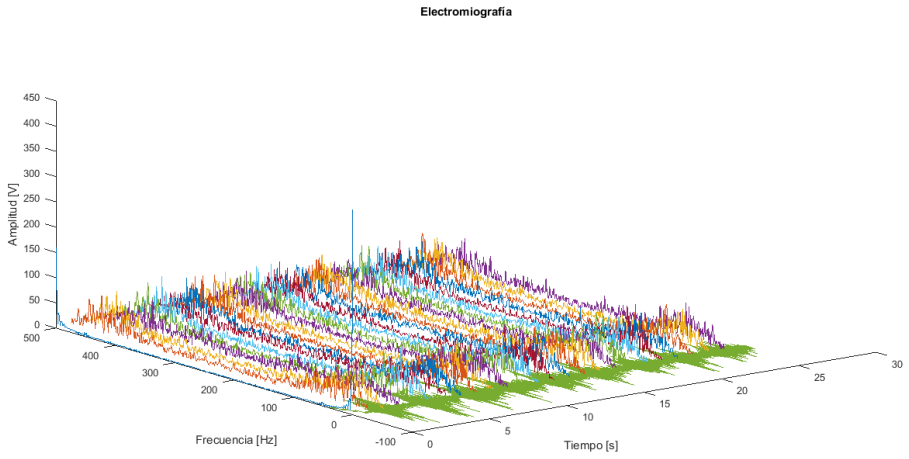


Figura 4.44: Gráfico de las FFT calculadas en puntos discretos a lo largo de la señal de EMG normalizado.

En la figura 4.43 se observa que sin normalizar la Transformada de Fourier (FFT) esta parece tener un comportamiento que representa al movimiento, variando su forma dependiendo del estado acción o reposo, pero al momento de normalizar dividiendo por el valor RMS las curvas de las FFT (figura 4.44) se observa que no existe ninguna diferencia entre los dos estados.

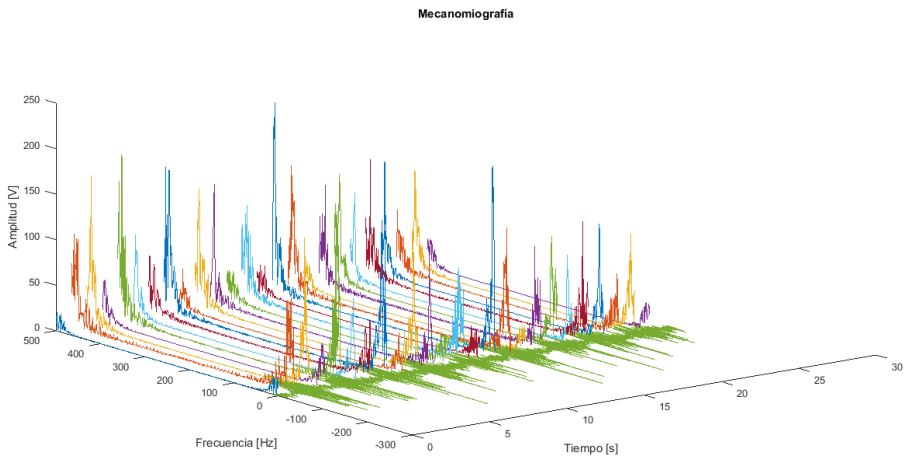


Figura 4.45: Gráfico de las FFT calculadas en puntos discretos a lo largo de la señal de MMG sin normalizar.

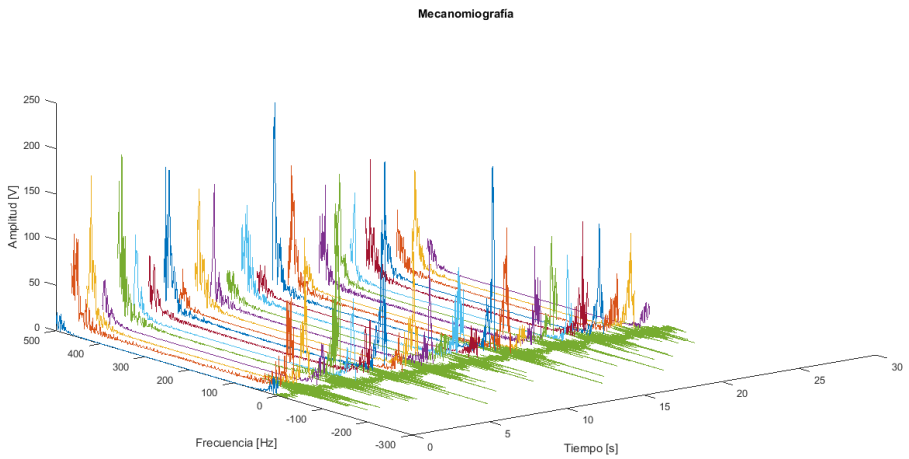


Figura 4.46: Gráfico de las FFT calculadas en puntos discretos a lo largo de la señal de MMG normalizado.

En la figura 4.45 se observa que sin normalizar la Transformada de Fourier (FFT)

esta parece tener un comportamiento que representa al movimiento, variando su forma dependiendo del estado acción o reposo, pero al momento de normalizar dividiendo por el valor RMS las curvas de las FFT (figura 4.46) se observa que no existe ninguna diferencia entre los dos estados.

4.5. Resultados a diferentes horas

Para estudiar la reacción de los sensores a los cambios producidos en la superficie de la piel se realizaron pruebas a dos horas: 12 y 17:30 horas. Los gráficos obtenidos fueron los siguientes para ambas mediciones:

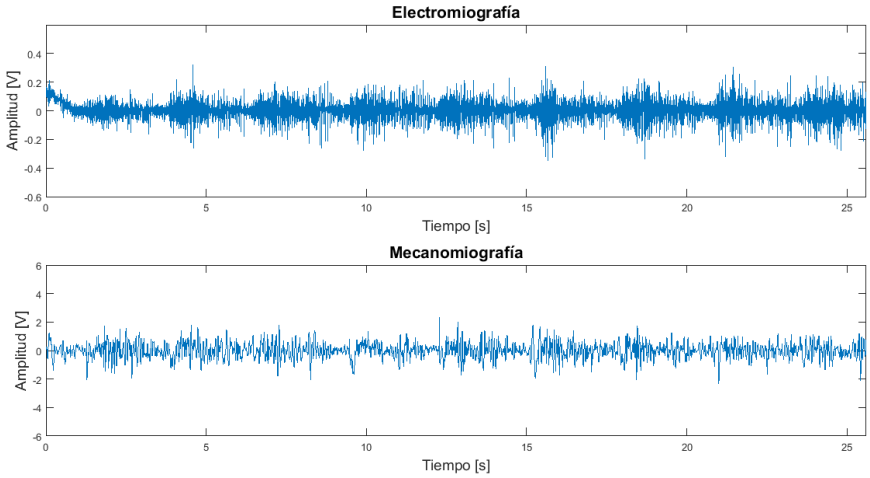


Figura 4.47: Gráfico de electromiografía y mecanomiografía de contracción muscular tomados a las 12 horas.

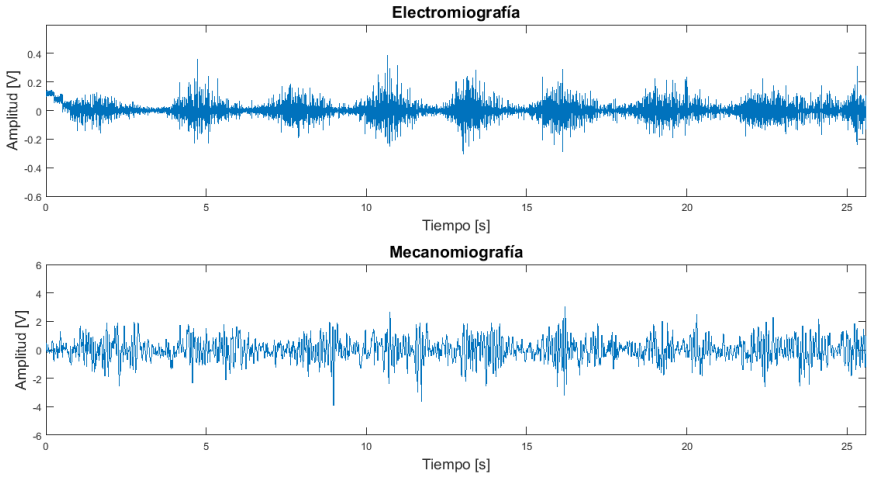


Figura 4.48: Gráfico de electromiografía y mecanomiografía de contracción muscular tomados a las 17:30 horas.

En la figura 4.47 que representa las 12 horas se observa en electromiografía una

curva similar a la de “Apretar objeto” pero sin un patrón claramente definido además de tener mayor propagación de ruido.

En la figura 4.48 que representa las 17:30 horas se observa en electromiografía una menor propagación de ruido y un patrón bien definido entre los estados de contracción y reposo. En comparación las amplitudes son similares en ambas horas, pero en las 17:30 el gradiente entre el reposo y la acción es más claro. En mecanomiografía en ambas horas no se presentan grandes variaciones en los resultados.

4.6. Resultados utilizando diferentes pesos

Considerando los resultados obtenidos en las pruebas a diferentes horas se presentan los resultados al usar el mecanismo para variar el peso de apriete a las 17:30 horas ya que los gráficos son más definidos.

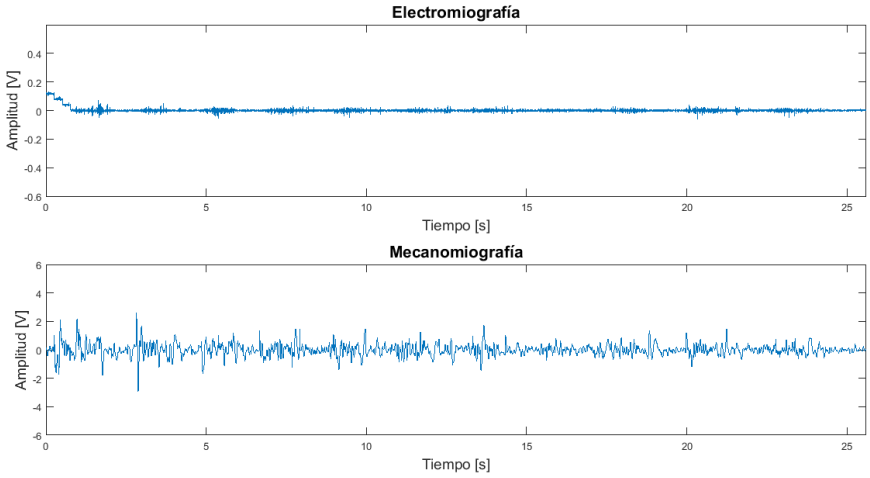


Figura 4.49: Gráfico de electromiografía y mecanomiografía de contracción muscular tomados con el mecanismo sin peso adicional.

En la figura 4.49 se presentas las pruebas sin peso. Aquí se observa que en electromiografía existe variación en la amplitud al momento del apriete, pero de baja intensidad que puede ser confundida por ruido. En mecanomiografía no se logran definir patrones.

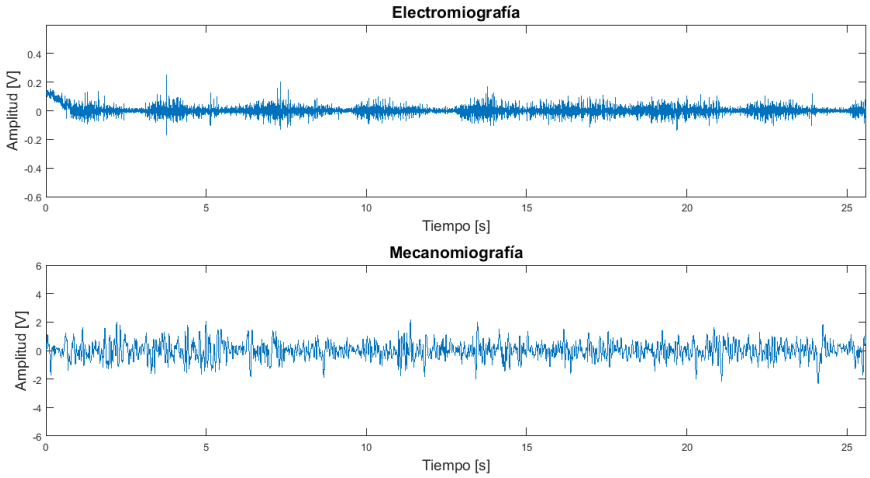


Figura 4.50: Gráfico de electromiografía y mecanomiografía de contracción muscular tomados con el mecanismo con peso adicional de 1.5[kg].

En la figura 4.50 se presentan las pruebas con 1.5 [kg]. Se observa que en electromiografía se mantiene el patrón de movimiento, pero en este caso se separa más del ruido aun así la amplitud no logra alcanzar un valor cercano a la de "Apretar objeto". En mecanomiografía aún no se observa cambios en la señal que represente la acción.

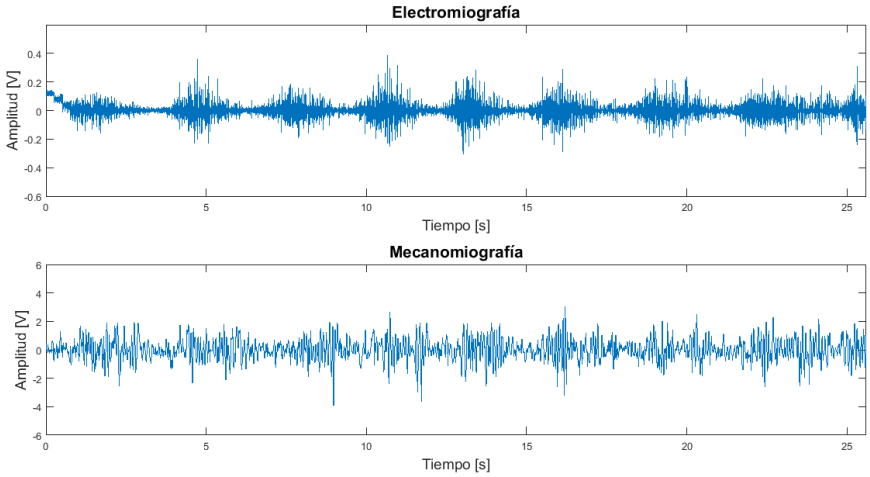


Figura 4.51: Gráfico de electromiografía y mecanomiografía de contracción muscular tomados con el mecanismo con peso adicional de 2.5[kg].

En la figura 4.51 se presentan las pruebas con 2.5 [kg]. Se observa que en

electromiografía existe un patrón claramente definido con un gradiente mayor que permite distinguir los estados y el cambio entre uno y otro. La amplitud es mayor llegando a peaks cercanos a la de “Apretar objeto”. En mecanomiografía se comienza a observar un patrón, pero sin las mismas características de amplitud del movimiento, aun así, se pueden distinguir ambos estados.

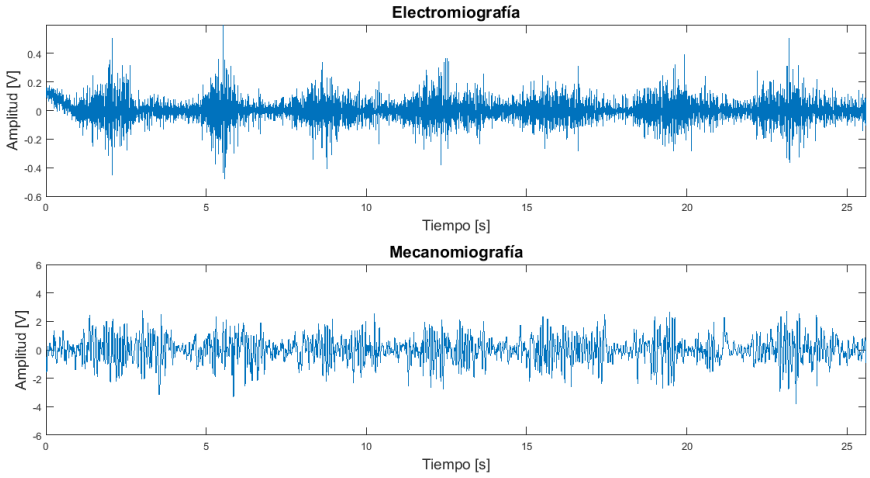


Figura 4.52: Gráfico de electromiografía y mecanomiografía de contracción muscular tomados con el mecanismo con peso adicional de 4[kg].

En la figura 4.52 se presentan las pruebas con 4 [kg]. Se observa que en electromiografía se genera el mismo patrón que en “Apretar objeto” donde se pueden distinguir de forma clara los estados de acción y reposo. En mecanomiografía ocurre lo mismo generándose una señal con características similares de amplitud del movimiento.

Capítulo 5

Análisis

Una vez aplicados los instrumentos de recolección de información y mostrados los resultados se procedió al análisis de los datos obtenidos en el contexto del objetivo general de crear un algoritmo para el control de un modelo de mano. La información extraída del análisis permitirá realizar las conclusiones respectivas.

De acuerdos a los resultados obtenidos de las pruebas usando electromiografía como única fuente de captación de señal se observa que la señal representa claramente el movimiento de apretar pudiéndose identificar cada estado de acción y reposo.

En el caso del golpe en el hombro la amplitud fue muy pequeña mientras que el golpe en la mesa obtuvo mayor amplitud en comparación. El patrón en ambos casos no se mantuvo por lo que, aunque se representaban cambios estos no permitían identificar los estados.

En la señal se mostró que al mover los dedos; índice, anular o medio se generaba contracción muscular en el sector del antebrazo, pero no así con los dedos meñique y pulgar.

El análisis arrojó que no importa la posición de la mano respecto al cuerpo ya que la forma de la señal de la contracción del músculo no posee variaciones.

No sólo existen variaciones cualitativas, sino que también cuantitativas ya que es posible encontrar un valor umbral que representa al movimiento.

En el análisis de los resultados obtenidos de las pruebas con mecanomiografía se puede observar que al igual que en el caso de electromiografía la señal representa el movimiento de apretar. Además, se advierte que los golpes en el hombro y en la mesa tienen gran amplitud y un patrón definido que representa los estados de acción y reposo.

La señal muestra, a diferencia de la electromiografía, que al mover los dedos por separado no se pueden identificar los estados de forma correcta.

También es posible observar que al igual que en el caso de la electromiografía no importa la posición de la mano respecto al cuerpo ya que la forma de la señal de la contracción del músculo no posee variaciones.

Las variaciones en la señal no sólo son cualitativas, sino que también cuantitativas ya que es posible encontrar un valor umbral que representa al movimiento.

Con las dos pruebas adicionales con mecanomiografía se pudo obtener que al rascar se genera ruido y una señal de gran amplitud.

Además, el ruido ambiente no es captado por el micrófono a menos que se toque el brazo por lo que los resultados en la mayoría de los casos representaban efectivamente las pruebas realizadas.

En cuanto a las pruebas en conjunto se observó que el movimiento quedaba representado cuando ambas señales indicaban el cambio de estado al mismo tiempo. En los casos en que una de las señales indicaba movimiento, pero la otra no, representaba que no era el movimiento el que estaba captando sino otros factores como ruidos, golpes, rascar entre otros, ajenos al estudio.

Al utilizar diferentes pesos la señal de mecanomiografía no respondía a pesos inferiores a 2.5 [kg] mientras que la electromiografía sí. El peso ideal encontrado fue el de 4 [kg] ya que es el que mejor representaba el estado de acción. Al analizar la Transformada de Fourier no se pudo obtener mayor información para discriminar los estados.

En los resultados de las pruebas a distintas horas del día se observó la existencia de pequeñas diferencias entre los tiempos del electrodo pegado a la piel, pero no necesariamente un problema.

El valor de la frecuencia media para electromiografía cambia entre el estado de reposo y el estado de contracción, pero no así para el de mecanomiografía.

El análisis de la frecuencia a través del tiempo no entrega un resultado exacto, aun cuando su comportamiento parece seguir un patrón diferenciable al calcularla directamente. Esto es debido a que la transformada solo está representado el valor de la amplitud de la onda y no una característica física, a través del cálculo de la transformada y luego normalizándola dividiéndola por el valor RMS se puede observar gráficamente que no existe ninguna diferencia entre una contracción muscular y el estado de reposo.

Capítulo 6

Conclusiones y Recomendaciones

Actualmente en el ámbito de control de máquinas o prótesis existen pocas posibilidades para la aplicación del control aun cuando la tecnología y los procesadores de datos han ido avanzando además del desarrollo de nuevas técnicas de control e implementación de procesos informáticos autónomos como lo son las maquinas que aprenden o el neural Network. Las técnicas más difundidas tienen problemas de homologación de movimientos o de ergonomía al usuario, siendo algunos de los métodos invasivos los cuales requieren cirugía para su utilización. Y otros métodos no invasivos con pocas investigaciones tales como la mecanomiografía y la electromiografía. Existen diversas áreas más allá del área de prótesis donde se utiliza el control a través de señales físicas, ya sea electromiografía o mecanomiografía como se discute en este trabajo, desde el desarrollo del control para aviones no tripulados hasta videojuegos.

El análisis de los datos obtenidos por mecanomiografía a través del software Matlab indicó que la señal de mecanomiografía no es utilizada de forma masiva en ningún tipo de control aún. Existen trabajos relacionados a la fatiga muscular pero no existen tal cantidad en el área del control. Al trabajar con vibraciones, la señal de mecanomiografía es más susceptible a captar interferencias del entorno físico, ya sea en forma de ruido propiamente tal como también captando el sonido generado al mover el sensor o las áreas cercanas a este. Para generar un desarrollo a futuro de este trabajo se recomiendan algunas alternativas a los procedimientos utilizados aquí y también se sugieren métodos alternativos de control.

El análisis de los datos obtenidos por electromiografía a través del software Matlab pudo arrojar que la señal de electromiografía es una de la más sencilla de obtener, pero también es poco confiable al momento de replicarla. En este punto entra en una figura fundamental los circuitos utilizados y el correcto uso de filtros tanto electrónicos como digitales para poder sacar utilizar la señal de forma eficiente y así obtener el máximo de resultados. La señal de electromiografía está en el orden de los milivolts por lo que es de primera necesidad el tener un circuito amplificador asociado. Las frecuencias de la señal de los movimientos pueden verse afectada al no trabajar con filtros produciendo ruido y no siendo capaz de identificar movimientos

Para el diseño del algoritmo se utilizaron los análisis obtenidos de ambos métodos usados en conjunto de la siguiente forma:

Se tomaron vectores de datos y se compararon con un valor umbral de cada uno de los dos métodos. De esta forma al tomar el vector se evitaban errores de estados falsos de movimiento ya que al tomar un solo dato éste puede estar bajo el umbral, aunque no signifique que está en reposo. Si se cumplía la condición de que los valores tanto de mecanomiografía como electromiografía estaban sobre el umbral al igual que la frecuencia media entonces se activaba el movimiento, en caso de realizar extensión de muñeca se debía cumplír que el valor de mecanomiografía estuviera sobre el valor umbral y en ese caso se activaba la función secundaria.

Finalmente, luego de diseñado el algoritmo se puede concluir que se logró el objetivo principal de desarrollar un algoritmo para interpretar las señales obtenidas de los músculos del antebrazo basadas en mecanomiografía y electromiografía para el control de un modelo mecánico de mano ya que éste indica los momentos de contracción muscular cuando se realizan movimientos de agarre además es posible configurar un segundo movimiento como lo es la extensión de muñeca pudiendo usarse como un movimiento adicional o como un switch de selección de formas de agarre.

Recomendaciones

Electromiografía

En primer lugar, se recomienda el estudio de la factibilidad de realizar las mediciones a través de un circuito que tenga integrado un filtro en la vecindad de los 50 Hz a fin de eliminar el ruido generado por la corriente eléctrica, cabe mencionar que dependerá del país donde se realice la medición, ya que en ciertas regiones del mundo la red eléctrica es en 60 Hz.

Como segunda recomendación se sugiere buscar una alternativa a los sensores de electromiografía utilizados en este trabajo, ya que estos son desechables, por lo que a largo plazo se debe tener una gran cantidad si se desea utilizar en repetidas ocasiones.

Mecanomiografía

Para la mecanomiografía el punto más importante es lo relacionado con la captación de la señal, en este trabajo se utilizó un estetoscopio con un micrófono integrado para medir las vibraciones del sonido generado en las fibras musculares. En trabajos similares estudiados en la bibliografía se pueden encontrar sensores de captación basados en acelerómetros, punto el cual no fue tratado en el trabajo, pero se recomienda verificar la capacidad de estos y compararlos con el método aquí presente.

En cuanto a la señal propiamente tal, es importante revisar e implementar un algoritmo y/o filtro para los momentos en que el brazo en el cual se encuentran los sensores reciba un golpe o el sensor mismo reciba algún tipo de roce lo que genera vibraciones siendo estas captadas por el sensor. En este trabajo se registraron estas dos instancias y se sugiere el estudio de otros casos diferentes donde se puedan encontrar otro tipo de variables que puedan interferir con la medición de mecanomiografía.

Finalmente se recomienda para ambos métodos realizar pruebas con la mano en diferentes planos ya que en este trabajo se realizaron con la palma hacia abajo.

Bibliografía

[1] Claudio Castellini and Patrick van der Smagt. Surface emg in advanced hand prosthetics. Biological cybernetics, 100(1):35–47, 2009.

[2] Aimee E Schultz and Todd A Kuiken. Neural interfaces for control of upper limb prostheses: the state of the art and future possibilities. PM&R, 3(1):55–67, 2011.

[3] VE Belen'kii, VS Gurfinkel, and EI Pal'tsev. On the control elements of voluntary movements. Biofizika, 1967.

[4] Alfonso Lázaro Lázaro. El equilibrio humano: un fenómeno complejo. Das menschliche, 2000.

[5] Gert Pfurtscheller, Doris Flotzinger, and Christa Neuper. Differentiation between finger, toe and tongue movement in man based on 40 hz eeg. Electroencephalography and clinical neurophysiology, 90(6):456–460, 1994.

[6] José María Smith-Ágreda. Anatomía de los órganos del lenguaje, visión y audición. Ed. Médica Panamericana, 2004.

[7] Michel Desmurget, Karen T Reilly, Nathalie Richard, Alexandru Szathmari, Carmine Mottolese, and Angela Sirigu. Movement intention after parietal cortex stimulation in humans. science, 324(5928):811–813, 2009.

[8] Thomas D Pollard, Robert R Weihing, and MR Adelman. Actin and myosin and cell movemen. CRC critical reviews in biochemistry, 2(1):1–65, 1974.

[9] Michael A Nitsche and Walter Paulus. Excitability changes induced in the human motor cortex by weak transcranial direct current stimulation. The Journal of physiology, 527(3):633–639, 2000.

[10] Mikhail A Lebedev and Miguel AL Nicolelis. Brain–machine interfaces: past, present and future. TRENDS in Neurosciences, 29(9):536–546, 2006.

[11] Apostolos P Georgopoulos, John F Kalaska, Roberto Caminiti, and Joe T Massey. On the relations between the direction of two-dimensional arm movements and cell discharge in primate motor cortex. Journal of Neuroscience, 2(11):1527–1537, 1982.

[12] Dawn M Taylor, Stephen I Helms Tillery, and Andrew B Schwartz. Direct cortical control of 3d neuroprosthetic devices. Science, 296(5574):1829–1832, 2002.

[13] Leigh R Hochberg, Mijail D Serruya, Gerhard M Friehs, Jon A Mukand, Maryam Saleh, Abraham H Caplan, Almut Branner, David Chen, Richard D Penn, and John P Donoghue. Neuronal ensemble control of prosthetic devices by a human with tetraplegia. Nature, 442(7099):164–171, 2006.

[14] Richard A Andersen, Sam Musallam, and Bijan Pesaran. Selecting the signals for a brain–machine interface. Current opinion in neurobiology, 14(6):720–726, 2004.

[15] Bijan Pesaran, John S Pezaris, Maneesh Sahani, Partha P Mitra, and Richard A Andersen. Temporal structure in neuronal activity during working memory in macaque parietal cortex. Nature neuroscience, 5(8):805–811, 2002.

[16] Carsten Mehring, Martin Paul Nawrot, Simone Cardoso de Oliveira, Eilon Vaadia, Andreas Schulze-Bonhage, Ad Aertsen, and Tonio Ball. Comparing information about arm movement direction in single channels of local and epicortical field potentials from monkey and human motor cortex. Journal of Physiology-Paris, 98(4):498–506, 2004.

[17] Wilder Penfield and Theodore Rasmussen. The cerebral cortex of man; a clinical study of localization of function. 1950.

[18] David G Amaral. The functional organization of perception and movement. Principles of neural science, 4, 2000.

[19] Brian M London, Luke R Jordan, Christopher R Jackson, and Lee E Miller. Electrical stimulation of the proprioceptive cortex (area 3a) used to instruct a

behaving monkey. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 16(1):32–36, 2008.

[20] JOJWGSJ Kubanek, KJ Miller, JG Ojemann, JR Wolpaw, and G Schalk. Decoding flexion of individual fingers using electrocorticographic signals in humans. Journal of neural engineering, 6(6):066001, 2009.

[21] John P Donoghue. Bridging the brain to the world: a perspective on neural interface systems. Neuron, 60(3):511–521, 2008.

[22] Niels Birbaumer, Nimr Ghanayim, Thilo Hinterberger, Iver Iversen, Boris Kotchoubey, Andrea Kübler, Juri Perelmouter, Edward Taub, and Herta Flor. A spelling device for the paralysed. Nature, 398(6725):297–298, 1999.

[23] Jonathan R Wolpaw, Niels Birbaumer, Dennis J McFarland, Gert Pfurtscheller, and Theresa M Vaughan. Brain–computer interfaces for communication and control. Clinical neurophysiology, 113(6):767–791, 2002.

[24] Andrea Kübler, Femke Nijboer, Jürgen Mellinger, Theresa M Vaughan, Hannelore Pawelzik, Gerwin Schalk, Dennis J McFarland, Niels Birbaumer, and Jonathan R Wolpaw. Patients with als can use sensorimotor rhythms to operate a brain-computer interface. Neurology, 64(10):1775–1777, 2005.

[25] BG Cragg and PK Thomas. Changes in conduction velocity and fibre size proximal to peripheral nerve lesions. The Journal of physiology, 157(2):315–327, 1961.

[26] Silvestro Micera, Xavier Navarro, Jacopo Carpaneto, Luca Citi, Oliver Tonet, Paolo Maria Rossini, Maria Chiara Carrozza, Klaus Peter Hoffmann, Meritxell Vivo, Ken Yoshida, et al. On the use of longitudinal intrafascicular peripheral interfaces for the control of cybernetic hand prostheses in amputees. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 16(5):453–472, 2008.

[27] Stephen M Lawrence, Gurpreet S Dhillon, and Kenneth W Horch. Fabrication and characteristics of an implantable, polymer-based, intrafascicular electrode. Journal of neuroscience methods, 131(1):9–26, 2003.

[28] Natalia Lago, Dolores Ceballos, Francisco J Rodriguez, Thomas Stieglitz, and Xavier Navarro. Long term assessment of axonal regeneration through polyimide regenerative electrodes to interface the peripheral nerve. Biomaterials, 26(14):2021–2031, 2005.

[29] Natalia Lago, Esther Udina, Anup Ramachandran, and Xavier Navarro. Neurobiological assessment of regenerative electrodes for bidirectional interfacing injured peripheral nerves. IEEE transactions on biomedical engineering, 54(6):1129–1137, 2007.

[30] Max Ortiz-Catalan, Rickard Brånemark, Bo Håkansson, and Jean Delbeke. On the viability of implantable electrodes for the natural control of artificial limbs: Review and discussion. Biomedical engineering online, 11(1):33, 2012.

[31] Robert J Schwarz. The anatomy and mechanics of the human hand. Artificial limbs, 22, 1955.

[32] Carlo J De Luca. The use of surface electromyography in biomechanics. Journal of applied biomechanics, 13:135–163, 1997.

[33] JA Hoffer and GE Loeb. Implantable electrical and mechanical interfaces with nerve and muscle. Annals of biomedical engineering, 8(4):351–360, 1980.

[34] Md Anamul Islam, Kenneth Sundaraj, R Badlishah Ahmad, and Nizam Uddin Ahamed. Mechanomyogram for muscle function assessment: a review. PloS one, 8(3):e58902, 2013.

[35] Anders Fougner, Øyvind Stavdahl, Peter J Kyberd, Yves G Losier, Philip Parker, et al. Control of upper limb prostheses: terminology and proportional myoelectric control—a review. Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on, 20(5):663–677, 2012.

[36] MBI Reaz, MS Hussain, and Faisal Mohd-Yasin. Techniques of emg signal analysis: detection, processing, classification and applications. Biological procedures online, 8(1):11–35, 2006.

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

[38] Daniel T Barry, JA Leonard Jr, Andrew J Gitter, and Richard D Ball. Acoustic myography as a control signal for an externally powered prosthesis. Archives of physical medicine and rehabilitation, 67(4):267–269, 1986.

[39] Jorge Silva, Winfried Heim, and Tom Chau. Mmg-based classification of muscle activity for prosthesis control. In Engineering in Medicine and Biology Society, 2004. IEMBS'04. 26th Annual International Conference of the IEEE, volume 1, pages 968–971. IEEE, 2004.

[40] Kevin Englehart, Bernard Hudgins, Philip A Parker, and Maryhelen Stevenson. Classification of the myoelectric signal using time-frequency based representations. Medical engineering & physics, 21(6):431–438, 1999.

[41] P Parker, K Englehart, and B Hudgins. Myoelectric signal processing for control of powered limb prostheses. Journal of electromyography and kinesiology, 16(6):541–548, 2006.

[42] Jorge Silva, Winfried Heim, and Tom Chau. A self-contained, mechanomyography-driven externally powered prosthesis. Archives of physical medicine and rehabilitation, 86(10):2066–2070, 2005.

[43] Hong-Bo Xie, Yong-Ping Zheng, and Jing-Yi Guo. Classification of the mechanomyogram signal using a wavelet packet transform and singular value decomposition for multifunction prosthesis control. Physiological measurement, 30(5):441, 2009.

[44] Natasha Alves and Tom Chau. Stationarity distributions of mechanomyogram signals from isometric contractions of extrinsic hand muscles during functional grasping. Journal of electromyography and kinesiology, 18(3):509–515, 2008.

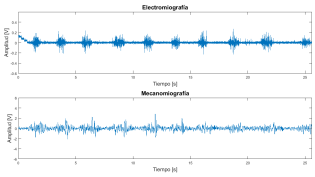
[45] Carlo J De Luca, L Donald Gilmore, Mikhail Kuznetsov, and Serge H Roy. Filtering the surface emg signal: Movement artifact and baseline noise contamination. Journal of biomechanics, 43(8):1573–1579, 2010.

[46] Li-juan Yang, BH Zhang, and YE Xuzhen. Fast fourier transform and its applications. Opto-Electronic Engineering, 31:1–7, 2004.

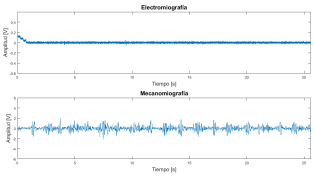
[47] Louig Litwin. Fir and iir digital filters. IEEE potentials, 19(4):28–31, 2000.

Anexo A

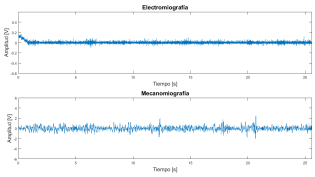
Apéndice



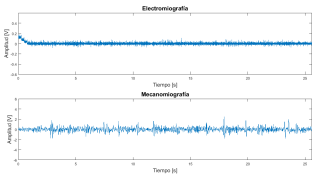
(a) Movimiento lateral de la muñeca con la palma hacia abajo, hacia el pulgar.



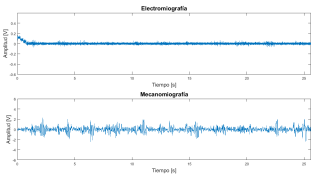
(b) Movimiento lateral de la muñeca con la palma hacia abajo, hacia el meñique.



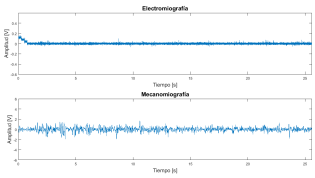
(c) Movimiento lateral de la muñeca con la palma hacia arriba, hacia el pulgar.



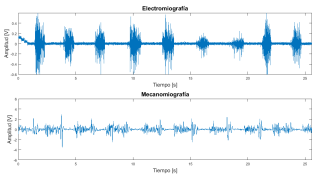
(d) Movimiento lateral de la muñeca con la palma hacia arriba, hacia el meñique.



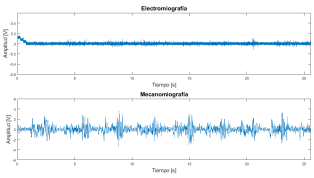
(e) Movimiento lateral de la muñeca con la palma hacia izquierda, hacia el pulgar.



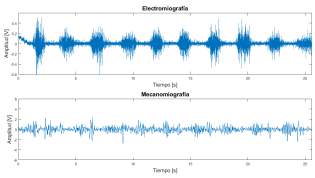
(f) Movimiento lateral de la muñeca con la palma hacia izquierda, hacia el meñique.



(g) Contracción en la muñeca con la palma hacia abajo.

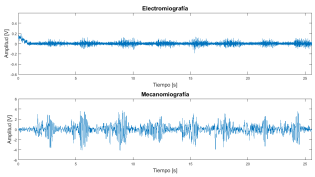


(h) Extensión en la muñeca con la palma hacia abajo.

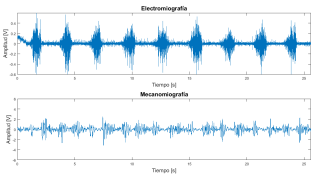


(i) Contracción en la muñeca con la palma hacia arriba.

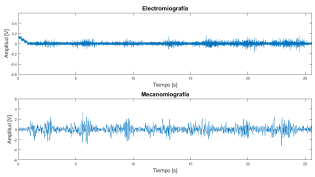
Figura A.1: Gráficos de ambos métodos juntos en diferentes tipos de movimientos



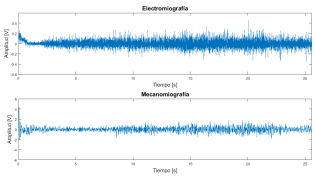
(a) Extensión en la muñeca con la palma hacia arriba.



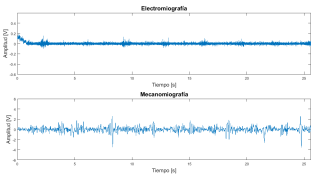
(b) Contracción en la muñeca con la palma hacia la izquierda.



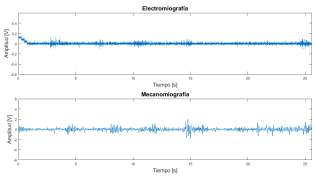
(c) Extensión en la muñeca con la palma hacia la izquierda.



(d) Contracción en la mano desde baja intensidad hasta máxima intensidad.



(e) Rotación de la mano respecto al eje del antebrazo.



(f) Contracción en la mano sin ningun objeto en la palma.

Figura A.2: Continuación gráficos de ambos métodos juntos en diferentes tipos de movimientos

```
function [prob cont cont2 control raz]=movimiento(aa,bb,comparar,cont,cont2,mfa,control,raz)
vv=99;
vala=ones(1,vv+1)*0.03;
valb=ones(1,vv+1)*0.45;
for t=1:1:length(aa)-vv
    if (prod(bb(t:t+vv)>valb) && prod(aa(t:t+vv)>vala) && mfa<80)
        if comparar==2 || comparar==3
            cont=cont+1;

            if control==1;
                disp(cont);
            elseif control==2;
                disp(cont*1000);
            end

            comparar=1;
        end

    elseif (prod(bb(t:t+vv)<valb) && prod(aa(t:t+vv)<vala) && mfa>80)
        if comparar==1 || comparar==3
            if comparar==1
                disp('OFF');
            end

            comparar=2;
        end

    elseif (prod(bb(t:t+vv)>valb/0.45*0.5) && prod(aa(t:t+vv)<vala/0.03*0.02) && mfa>100)
        if (comparar==1 || comparar==2)
            cont2=cont2+1;

            if cont2-raz>100

                comparar=3;


                if control==1
                    disp('----------------')
                    disp('Cambio a conf. 2')
                    disp('----------------')
                    control=2;
                                    raz=cont2;
                elseif control==2
                    disp('----------------')
                    disp('Cambio a conf. 1')
                    disp('----------------')
                    control=1;
                                    raz=cont2;
                end

            end
        end

    end
end

prob=comparar;
```

Figura A.3: Algoritmo de movimiento programado en MATLAB.