



INAOE

**REGISTRO DE LA ELECTROMIOGRAFÍA SUPERFICIAL EN
GRUPOS MUSCULARES AGONISTAS Y ANTAGONISTAS DE
MUÑECA EN UNA POBLACIÓN PEDIÁTRICA DE MÉXICO**

Por:

Ing. José David Díaz Domínguez

Tesis sometida como requisito parcial para obtener el grado de:
Maestro en Ciencias y Tecnologías Biomédicas

En el:

Instituto Nacional de Astrofísica, Óptica Y Electrónica

Agosto 2024
Tonantzintla, Puebla

Supervisada Por:

Dr. Francisco Javier Renero Carrillo

Investigador del INAOE

Dra. Alina Santillán Guzmán

Investigadora BUAP

©INAOE 2024

Derechos Reservados

El autor otorga al INAOE el permiso de reproducir y distribuir copias de esta tesis en su totalidad o en partes mencionando la



Sinodales:

Dr. Wilfrido Calleja Arriaga

Instituto Nacional de Astrofísica Óptica y Electrónica (INAOE)

Dr. Carlos Alberto Reyes García

Instituto Nacional de Astrofísica Óptica y Electrónica (INAOE)

M. en C. Juan Pablo Avendaño Santiago.

Universidad Anáhuac Oaxaca

Asesor de Tesis:

Dr. Francisco Javier Renero Carrillo

Instituto Nacional de Astrofísica Óptica y Electrónica (INAOE)

Co-Asesora de Tesis:

Dra. Alina Santillán Guzmán

Benemérita Universidad Autónoma de Puebla (BUAP)

RESUMEN

En este trabajo se presenta la creación y análisis de una base de datos de señales electromiográficas superficiales de músculos agonistas y antagonistas durante la flexión y extensión de muñeca en una población infantil. Esto a través del diseño y construcción de un circuito Sensor EMGs, con su respectivo algoritmo para la identificación de las señales EMGs para poder controlar 2 micro servomotores. Los datos se obtuvieron a través de la aplicación de un protocolo propuesto. La finalidad del trabajo es que esta base de datos y su análisis pueda ser usada como base para el desarrollo de una prótesis para pacientes con una amputación trans-radial.

De acuerdo con cifras del INEGI, en el año de 2010, en México, existían aproximadamente 785 000 personas con una o varias amputaciones de alguna extremidad. Aumentando a 935 00 personas para el año de 2014. La Organización Mundial de la Salud recomienda que por cada 500 personas con discapacidad debe haber 1 que pueda atenderlos. Si se compara esto con los datos del INEGI se obtiene que México solo puede cubrir el 15% de la demanda [1]. Es por lo anterior que proyectos como el presentado en este trabajo son necesarios.

El diseño del esquemático y de la PCB del Sensor EMGs se diseñó en el software EAGLE® de la empresa Autodesk®. Los componentes usados fueron de tipo THT (Through Hole Technology). Para la comunicación entre el Sensor y la computadora se usó la placa Arduino UNO (Microcontrolador ATmega328P). El algoritmo de identificación permitió el control de los micro servomotores, donde se utilizaron las plataformas MATLAB® R2022b y Arduino IDE® 1.8.19. Para la transmisión, almacenamiento y visualización en tiempo real de los datos se utilizó el software Microsoft Excel®.

El protocolo se diseñó con la intención de obtener los datos necesarios para la creación de la base de datos. Se obtuvieron los datos antropométricos básicos (altura, peso y edad), así como los valores en voltaje de la flexión y extensión de los músculos superficiales de cada sujeto. También se obtuvo el tiempo y peso máximo que soporta cada sujeto aun teniendo control sobre los 2 micro servomotores.

Para el análisis de los datos se usó la técnica estadística de regresión y correlación, para poder establecer los coeficientes de determinación y correlación entre las variables establecidas. Es importante mencionar que los datos fueron estratificados en niños y en niñas. Para un análisis más completo, se crearon 12 *Razones EMGs*, con base en las medidas antropométricas básicas y los datos obtenidos por el protocolo, para buscar la correlación entre estas razones y la edad de los sujetos. Los resultados obtenidos dan la perspectiva que estas 12 *razones EMGs* y la edad de los sujetos mantienen una correlación *fuerte*, tanto en niños como en niñas.

DEDICATORIA

Dedico principalmente este trabajo a Dios, quien me ha permitido aprender y estudiar su maravillosa creación a través de la ciencia. También a mi esposa, Barbara Nickel, quién siempre me impulsó a alcanzar esta meta y a no rendirme, quien ha sido mi principal fuente de inspiración. A mis padres, Sergio H. Díaz Martínez y Judith Domínguez Fuentes, quienes, con mucho cariño, desde un principio me mostraron el increíble mundo de las ciencias. A mi hermano, Sergio Abraham Díaz Domínguez, por su apoyo incondicional.

José David Díaz Domínguez.

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a Dios por dejarme tener el honor de usar la ciencia para estudiar su creación y poder desarrollar un proyecto que ayude a la sociedad.

A mi esposa, Barbara Nickel, que siempre me impulsó a terminar mis estudios de posgrado. Por su apoyo, no dejar que me rindiera y animarme a dar lo mejor de mí. A mis padres, Sergio H. Díaz Martínez y Judith Domínguez Fuentes, que desde pequeño me inculcaron la importancia de honrar a quien se merece y por forjar camino para que pudiera llegar aquí. A mi hermano, Sergio Abraham Díaz Domínguez, quien me mostró el maravilloso mundo de las ciencias biológicas, y que siempre me apoyó para seguir adelante.

A mis asesores, el Dr. Francisco Javier Renero Carrillo y la Dra. Alina Santillán Guzmán, por tenerme paciencia y siempre compartir conmigo su conocimiento para poder dar lo mejor de mí en este proyecto. Por su tiempo dedicado, apoyo y orientación en esta etapa tan emocionante de mi vida.

Agradezco a los sinodales, el Dr. Carlos Alberto Reyes García, Dr. Wilfrido Calleja Arriaga y el M. en C. Juan Pablo Avendaño Santiago por su apoyo en la revisión y evaluación de esta tesis.

Finalmente, agradezco al Instituto Nacional de Astrofísica, Óptica y Electrónica, que, a través del apoyo económico, sus profesores e instalaciones me permitió realizar mis estudios de maestría.

ÍNDICE GENERAL

CAPÍTULO 1.....	13
1.1 Introducción.....	13
1.2 Motivación.....	14
1.3 Planteamiento del Problema	14
1.4 Justificación.....	14
1.5 Objetivos	15
1.5.1 Objetivo general.....	15
1.5.2 Objetivos específicos	15
CAPÍTULO 2.....	16
2.1 Estado del arte	16
CAPÍTULO 3.....	19
3.1 Sistema Muscular.....	19
3.1.1 Tipos de músculo.....	19
3.1.2 Funciones del sistema muscular	20
3.1.3 Anatomía del músculo esquelético.....	20
3.1.4 Fisiología del músculo esquelético.....	22
3.1.5 Tipos de contracción muscular.....	25
3.1.6 Músculos medidos en este proyecto	25
CAPÍTULO 4.....	28
4.1 Electromiografía (EMG).....	28
4.2 Tipos de electromiografía y colocación de electrodos.	28
4.3 Electrónica para la adquisición de una señal electromiográfica.....	29
CAPÍTULO 5.....	31
5.1 Metodología	31
5.2 Diseño del Circuito del Sensor EMGs.....	31
5.3 Identificación, transmisión y almacenamiento de datos.	35
5.4 Protocolo de adquisición de la EMGs y consentimiento informado.....	36
5.5 Método de análisis de datos.	40
CAPÍTULO 6.....	42
6.1 Prueba en Protoboard	42
6.2 Construcción del PCB	42
6.3 Dos grupos musculares.....	44
6.4 Creación del Algoritmo	47

6.5 Transmisión y almacenamiento de Datos	48
6.6 Medición de la EMGs en niños	49
6.7 Obtención y análisis de datos	51
6.7.1 Resultados del protocolo.....	52
6.7.1.1 Resultados del protocolo (H).....	52
6.7.1.2 Resultados del protocolo (M).	53
6.7.2 Correlación entre las razones 1 a 4 (C.F.P. con C.F.S.) y la edad.	53
6.7.2.1 Correlación entre razones 1 a 4 (C.F.P. con C.F.S.) y la edad (H).	54
6.7.2.2 Correlación entre las razones 1 a 4 (C.F.P. con C.F.S.) y la edad (M).	56
6.7.3 Correlaciones entre las razones 5 a 8 (valores del Sensor EMGs con C.F.S) y la edad.....	58
6.7.3.1 Correlación entre las razones 5 a 8 (Sensor EMGs con C.F.S) y la edad (H). .	58
6.7.3.2 Correlación entre las razones 5 a 8 (Sensor EMGs con C.F.S) y la edad (M)..	60
6.7.4 Correlaciones entre la razones 9 a 12 (Sensor EMGs con C.F.P.) y la edad.	62
6.7.4.1 Correlación entre las razones 9 a 12 (Sensor EMGs con C.F.P.) y la edad (H).	63
6.7.4.2 Correlación entre las razones 9 a 12 (Sensor EMGs con C.F.P.) y la edad (M).	65
CAPÍTULO 7.....	70
7.1 Conclusiones.....	70
7.2 Trabajo futuro.....	71
REFERENCIAS	72
APÉNDICE A.....	74
APÉNDICE B.....	76
APÉNDICE C.....	79

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1 Diagrama de bloques del sistema de digitalización de señales electromiográficas implementado [9].....	16
Figura 2.2 Diagrama de bloques del sistema de adquisición de señales EMG [12].....	17
Figura 2.3 Etapa de filtrado con la frecuencia de corte entre 20 y 150Hz [17].....	18
Figura 2.4 Diagrama de bloques para la captación de señales EMG [18].....	18
Figura 3.1 Clasificación de los músculos de acuerdo con la orientación de los fascículos. [20].....	19
Figura 3.2 Organización del músculo esquelético, desde nivel macroscópico hasta nivel molecular [19].....	21
Figura 3.3 Organización del sarcómero [19].....	22
Figura 3.4 Filamento de Actina, formado por F-actina, troponina y tropomiosina [19].....	22
Figura 3.5 Unión del calcio a la troponina (Izquierda). Unión de los filamentos de miosina a los puntos activos (Derecha) [20].....	22
Figura 3.6 Mecanismo de contracción del sarcómero [20].....	23
Figura 3.7 Estado de relajación del sarcómero (Superior). Estado de contracción del sarcómero (Inferior) [19].....	24
Figura 3.8 Unidad motora [20].....	24
Figura 3.9 Tipos de contracción muscular. a) Contracción isométrica. b) contracción isotónica concéntrica. c) Contracción isotónica excéntrica [20].....	25
Figura 3.10 Músculo flexor radial del carpo; la referencia usada, el epicóndilo medial (resaltados en amarillo) [22].....	26
Figura 3.11 Músculo extensor cubital del carpo (resaltado en amarillo) [22].....	27
Figura 3.12 Referencia usada para el músculo extensor, la apófisis estiloides del cúbito (resaltado en amarillo) [22].....	27
Figura 4.1 Gráfica que muestra el comportamiento de una señal electromiográfica. El área sombreada muestra la señal que se perdería si se usa un filtro notch en 60Hz [23].....	28
Figura 4.2 Ejemplo de colocación bipolar de electrodos. A) Electrodos que medirán al músculo. B) Electrodo de referencia [12].....	29
Figura 4.3 Diagrama de bloques de un Sistema de adquisición por una señal electromiográfica.	29

Figura 4.4 Contracción muscular posterior al procesamiento analógico. A) Contracción muscular. B) Relajación muscular [9].....	30
Figura 4.5 Contracción muscular rectificada con diodo de silicio. A) Contracción muscular. B) Relajación muscular [9].....	30
Figura 5.1 Diagrama del sistema de adquisición de señales electromiográficas.....	32
Figura 5.2 Etapa de adquisición.....	33
Figura 5.3 Etapa de filtrado pasa bajas.....	34
Figura 5.4 Etapa de filtrado pasa altas.....	34
Figura 5.5 Etapa de rectificación y divisor de voltaje.....	35
Figura 5.6 Diseño del esquemático del circuito Sensor EMGs para la medición de un grupo muscular realizado en EAGLE®.....	35
Figura 5.7 Diagrama de flujo de la lógica seguida en los códigos.....	36
Figura 5.8 colocación de electrodos. A) y B) son los electrodos colocados en la zona del músculo flexor radial de carpo. C) es la referencia colocada en el epicóndilo medial. D) y E) son los electrodos colocados en la zona del músculo extensor cubital del carpo. F) es la referencia colocada en la apófisis estiloides del cúbito.....	38
Figura 6.1 Circuito del Sensor EMGs diseñado para la medición de un grupo muscular en la Protoboard.....	42
Figura 6.2 Diseño de la PCB del Sensor EMGs hecha en EAGLE®.....	42
Figura 6.3 Circuito en PCB del Sensor EMGs para la medición de un grupo muscular.....	43
Figura 6.4 Posición del antebrazo para medición de la flexión (posición de prueba).....	43
Figura 6.5 Gráfica de comparación del voltaje obtenido en la medición de tres flexiones de muñeca del hombre (Barras color naranja) y la mujer (barras de color azul).....	44
Figura 6.6 Esquemático del circuito del Sensor EMGs para la medición de dos grupos musculares, flexión y extensión.....	45
Figura 6.7 Diseño del PCB del Sensor EMGs para la medición de dos grupos musculares.....	45
Figura 6.8 Placa del circuito Sensor EMGs terminado para la medición de dos grupos musculares.....	46
Figura 6.9 Sensor EMGs conectado a la computadora y a los servomotores.....	46
Figura 6.10 Gráfica obtenida en Matlab de las 3 flexiones uno de los sujetos hombres (Eje y: voltaje. Eje x: número de muestra). A) Flexiones B) Flexión cargando peso. C) Flexión sin cargar peso.....	47

Figura 6.11 Gráfica obtenida de Arduino IDE del adulto hombre. Las líneas de color azul son flexión y las líneas de color naranja son extensión. (Eje y: valor analógico entre 0 y 1023; Eje X: Número de la muestra obtenida).....	47
Figura 6.12 Conexión del Arduino Uno con Excel para la transmisión de datos.....	48
Figura 6.13 Apartado de la cinta de opciones Transmisor de datos. A) Iniciar transmisión de datos B) Almacenar datos.....	49
Figura 6.14 Hoja de Entrada de datos. Canal CH1 registró flexiones (línea azul) y Canal CH2 registró extensiones (líneas naranjas).....	49
Figura 6.15 Colocación de electrodos. Los electrodos A), B) y C) para flexión. Los electrodos D), E) y F) para extensión.....	50
Figura 6.16 Medición de la flexión de muñeca.....	51
Figura 6.17 Medición de la extensión de la muñeca.....	51
Figura 6.18 Gráfica de correlación entre peso máximo soportado con el diámetro del antebrazo y la edad.....	54
Figura 6.19. Gráfica de correlación entre el tiempo máximo soportado con el diámetro del antebrazo y la edad.....	54
Figura 6.20 Gráfica de correlación entre el peso máximo con el índice de masa corporal y la edad.....	55
Figura 6.21 Gráfica de correlación entre el tiempo máximo con el índice de masa corporal y la edad.....	55
Figura 6.22 Gráfica de correlación entre el peso máximo con el diámetro del antebrazo y la edad.....	56
Figura 6.23 Gráfica de correlación entre el tiempo máximo con el diámetro del antebrazo y la edad.....	56
Figura 6.24 Gráfica de correlación entre el peso máximo con el índice de masa corporal y la edad.....	57
Figura 6.25 Gráfica de correlación entre el tiempo máximo con el índice de masa corporal y la edad.....	57
Figura 6.26 Gráfica de correlación entre el voltaje promedio de flexión de muñeca con el diámetro del antebrazo y la edad.....	58
Figura 6.27 Gráfica de correlación entre el voltaje promedio de flexión de muñeca con el índice de masa corporal y la edad.....	59
Figura 6.28 Gráfica de correlación entre el voltaje promedio de extensión de muñeca con el diámetro del antebrazo y la edad.....	59

Figura 6.29 Gráfica de correlación entre el voltaje promedio de extensión de muñeca con el índice de masa corporal y la edad.....	60
Figura 6.30 Gráfica de correlación entre el voltaje promedio de flexión de muñeca con diámetro del antebrazo y a edad.....	60
Figura 6.31 Gráfica de correlación entre el voltaje promedio de flexión de muñeca con el índice de masa corporal y la edad.....	61
Figura 6.32 Gráfica de correlación entre el voltaje promedio de extensión de muñeca con el diámetro del antebrazo y la edad.....	61
Figura 6.33 Gráfica de correlación entre el voltaje promedio de extensión de muñeca con el índice de masa corporal y la edad.....	62
Figura 6.34 Gráfica de correlación entre el voltaje promedio de flexión de muñeca con el peso máximo y la edad.....	63
Figura 6.35 Gráfica de correlación entre el voltaje promedio de flexión de muñeca con el tiempo máximo y la edad.....	63
Figura 6.36 Gráfica de correlación entre el voltaje promedio de flexión de muñeca con el peso máximo y la edad.....	64
Figura 6.37 Gráfica de correlación entre el voltaje promedio de extensión de muñeca con el tiempo máximo y la edad.....	64
Figura 6.38 Gráfica de correlación entre el voltaje promedio de flexión de muñeca con el peso máximo y la edad.....	65
Figura 6.39 Gráfica de correlación entre el voltaje promedio de flexión de muñeca con el tiempo máximo y la edad.....	65
Figura 6.40 Grafica de correlación entre el voltaje promedio de extensión de muñeca con el peso máximo y la edad.....	66
Figura 6.41 Gráfica de correlación entre el voltaje promedio de extensión de muñeca con el tiempo máximo y la edad.....	66
Figura 6.42 Comparación del voltaje promedio de flexión en niños vs niñas.....	67
Figura 6.43 Comparación del voltaje promedio de extensión en niños vs niñas.....	68
Figura 6.44 Comparación de peso máximo (kg) aun controlando los micro servomotores entre niños y niñas conforme a la edad.....	68
Figura 6.45 Comparación del tiempo máximo (s) aun controlando los micro servomotores entre niños y niñas conforme a la edad.....	69

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 3.1 Músculos que actúan en la flexión y extensión de muñeca [20].....	25
Tabla 5.1 Escala de valores de r [27].....	40
Tabla 5.2 Abreviaturas usadas en tablas y gráficas.....	40
Tabla 6.1 Registro de la antropometría básica de los sujetos.....	50
Tabla 6.2 Voltaje máximo, promedio y desviación estándar en flexión y extensión en niños.....	52
Tabla 6.3 Resultados obtenidos de las pruebas de Peso Máximo y Tiempo Máximo en niños...	52
Tabla 6.4 Valores obtenidos en flexión y extensión en niñas.....	53
Tabla 6.5 Resultados obtenidos de las pruebas de Peso Máximo y Tiempo Máximo en niñas.....	53
Tabla 6.6 Coeficientes de determinación y correlación de las 12 razones en niños (H) y niñas (M).....	67

CAPÍTULO 1

1.1 Introducción

De acuerdo con la Biblioteca Nacional de Medicina EE. UU., una prótesis es un dispositivo diseñado para reemplazar por completo una parte faltante del cuerpo, mejorando así la calidad de vida de las personas. Estos pueden llegar a sustituir ojos, brazos, manos, piernas, piezas dentales, entre otros [2]. La American Cancer Society lo define como “sustituto artificial de una parte del cuerpo faltante (tanto en singular como en plural; se llama prótesis)” [3].

Desde los inicios de la humanidad, se ha tenido la necesidad de suplir la falta de alguna parte del cuerpo, siendo los egipcios los primeros en presentar este tipo de dispositivo. En el año de 1858, en Capua, Italia, se encontró un pie protésico fabricado con hierro y madera, que data aproximadamente del año 300 a.C. Autores del mundo antiguo como Heródoto (424 a.C.) y Plinio el Viejo (23-79 a.C.) describen personas que se vieron en la necesidad de fabricarse miembros protésicos. En la edad media, alrededor del año 476 y 1000, se describió a diferentes personas que usaban “ganchos de mano” y “patas de palo”. Desde la época de El Renacimiento (1400) hasta los principios de los 1500s, el área protésica avanzó al grado de fabricar las primeras prótesis que contaban con correa y algunos sistemas de resortes que aportaban una mejor comodidad, y un uso aplicable y no solo estético. Para los fines de los 1500s, el cirujano francés Ambroise Paré, considerado por muchos el padre de las cirugías de amputación, fabricó las primeras prótesis de miembro inferior que contaban con un mecanismo de rodilla flexible, así como un control de bloqueo; además de mejorar los sistemas de ajuste [4].

Actualmente se tienen diferentes sistemas y procedimientos que hacen de las prótesis un dispositivo esencial en el área de Ingeniería de Rehabilitación. Los sistemas actuales cuentan con métodos (procesamiento de bioseñales) como electromiografías (EMG) y electroencefalografías (EEG) para controlar, mediante sistemas robóticos, las prótesis, ya sean de miembro superior o inferior [5]. Las bioseñales son una representación gráfica del comportamiento y actividad del potencial e intensidad del campo eléctrico de los músculos y nervios [6].

El presente trabajo propone la creación de una base de datos de la electromiografía superficial de grupos musculares agonistas y antagonistas de flexión y extensión de la muñeca. La población objetivo fue la pediátrica de México. Esta base de datos facilitará la implementación en una prótesis de miembro superior para amputación trans-radial que pueda proveer los movimientos de flexo-extensión de los dedos.

1.2 Motivación

En particular, crear y analizar una base de datos del comportamiento de los músculos encargados de la flexo-extensión de la muñeca; que pueda ser usada como base para su implementación en una prótesis de miembro superior para amputación trans-radial en una población pediátrica mexicana.

1.3 Planteamiento del Problema

De acuerdo con la organización Mundial de la Salud (OMS) y la Sociedad Internacional de Prótesis y Órtesis (ISPO), alrededor del 0.5% de la población Mundial se ve en la necesidad del uso de sistemas protésicos u ortésicos [7]. La Revista Médica del Instituto Mexicano del Seguro Social reporta que, en el año de 2004 y 2013, en México las amputaciones mayores (por encima del tobillo) de extremidades inferiores fueron de 2356 y 3774 respectivamente; mientras que las cifras de sujetos con amputaciones menores en miembros inferiores (debajo del tobillo) fueron de 3940 y 5551 respectivamente [8]. De acuerdo con la Academia Nacional de Medicina de México (ANMM), en México había un total de 785 000 personas con alguna amputación. Para el año de 2014 se estimaba un número total de 935 000 personas con amputación, teniendo un estimado de 75 amputaciones diarias [1]. Es por lo anterior que se hace evidente la necesidad del diseño de elementos protésicos y todos los sistemas electrónicos y mecánicos que conlleva, ya que la adaptación de estos ayuda a recuperar la movilidad e independencia, así como también el asegurar el derecho al acceso de alimentos, educación, trabajo e igualdad de oportunidades.

1.4 Justificación

Según el libro “Los amputados y su rehabilitación” de la ANMM, 1 de cada 10 personas con amputación se rehabilita y solo el 30% puede tener acceso a una prótesis, esto debido a que el precio de éstas en México puede ascender hasta los \$110,000. Reportan que en Instituto Nacional de Rehabilitación (INR), una de las instituciones dedicadas a la creación de prótesis, fabrica alrededor de 130 prótesis al año, lo que hace evidente la falta de instituciones gubernamentales que apoyen este problema. Por otro lado, el sistema de Desarrollo Integral de la Familia (DIF) solo cuenta con 11 unidades de rehabilitación para toda la República Mexicana, logrando fabricar entre 330 y 440 prótesis al año. La OMS sugiere que, por cada 500 personas con discapacidad, debe existir una persona que con el conocimiento para proveer una prótesis u órtesis. Comparando esta cifra a lo que se tiene en México, según datos de INEGI, solo se tiene el 15% de la demanda [1].

Es por lo anterior que en el presente proyecto proveemos de una herramienta que facilitará el proceso de la creación de prótesis para amputaciones trans-radial en pacientes pediátricos. La herramienta es una base de datos y su análisis del comportamiento de músculos superficiales encargados de la flexo-extensión de la muñeca en pacientes mexicanos pediátricos sanos.

1.5 Objetivos

1.5.1 Objetivo general

- Crear y analizar una base de datos del comportamiento de la señal electromiográfica superficial durante la flexión y extensión de los músculos agonistas y antagonistas de muñeca en una población pediátrica mexicana para la activación de micro servomotores, que pueda ser usada como base para el desarrollo de prótesis para amputaciones trans-radiales.

1.5.2 Objetivos específicos

- Diseñar un circuito capaz de extraer señales electromiográficas superficiales.
- Fabricar la PCB del circuito para medir las señales electromiográficas superficiales.
- Elaborar el algoritmo de identificación de las señales electromiográficas obtenidas por el circuito Sensor EMGs.
- Elaborar un algoritmo, para activar micro servomotores a partir de las señales electromiográficas obtenidas, que refleje la flexo-extensión de muñeca.
- Verificar la funcionalidad del circuito Sensor EMGs en movimientos de flexión y extensión de la muñeca.
- Elaborar y ejecutar un protocolo para estudiar a una población pediátrica mexicana.
- Analizar los resultados obtenidos para llegar a una conclusión.

CAPÍTULO 2

Estado del Arte

2.1 Estado del arte

Armas Álvarez *et al* [9], presentan un sistema de control para un modelo de prótesis de mano basado en el análisis de señales electromiográficas. Midieron los músculos cubitales anterior, extensor de la muñeca y flexor común de los dedos, usando como referencia la base del codo. Las etapas que usaron se pueden observar en la fig. 2.1

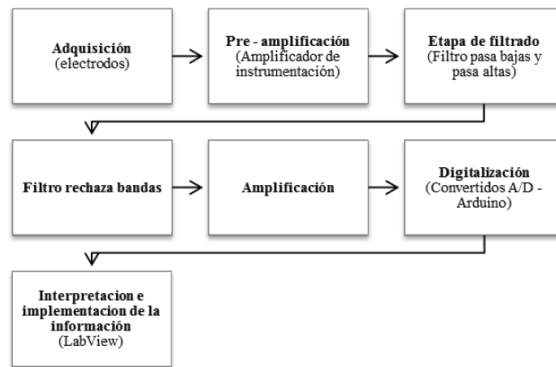


Figura 2.1 Diagrama de bloques del sistema de digitalización de señales electromiográficas implementado [9].

Para la etapa de filtrado usaron una frecuencia de corte de 20Hz para el filtro pasa altas, y 450 Hz, para el filtro pasa bajas, ambos siendo filtro tipo Butterworth.

Rodríguez García *et al* [10] presentan una prótesis para pacientes con amputación con desarticulación de muñeca. Para la adquisición de la señal EMG usaron un sistema Biopac MP36® y un circuito impreso. Para adquirir la señal usaron un amplificador de instrumentación AD620. Para su filtro pasa bajas usaron una frecuencia de corte de 500Hz y para el filtro pasa altas usaron una frecuencia de corte de 20Hz. Los músculos usados fueron el músculo flexor radial del carpo y el músculo extensor de los dedos, siendo el codo la referencia en ambos.

Eva Moliner [11] desarrolló una simulación de un sistema electrónico de capacitación de señales EMG para miembros superior. Menciona que existen 2 configuraciones para la colocación de electrodos:

1. Monopolar: Usando 1 electrodo, mide el potencial eléctrico respecto a un electrodo de referencia, sin embargo, las bioseñales próximas a la superficie pueden aumentar ruido a la medición.
2. Bipolar: Usando 2 electrodos, detecta dos potenciales en el tejido muscular, ambos entrando a un amplificador y obteniendo la diferencia entre ellas. Todo esto respecto a un electrodo de referencia.

Ambas configuraciones usan un electrodo de referencia. Este electrodo se debe colocar en un lugar eléctricamente silencioso o con señales eléctricas que no estén relacionadas con el tejido a medir. Recomienda colocar estos electrodos de referencia en tejido neutro, como puede ser el codo, un hueso palpable o en la inserción del músculo en el hueso.

Correa Figueroa [12] presenta el desarrollo de un sistema de adquisición y procesamiento de señales mioeléctricas superficiales. Los electrodos usados fueron de Ag/AgCl de gel sólido conductivo en configuración Bipolar. Para la etapa de amplificación se usó el amplificador diferencial INA 114. Para la etapa de filtrado, se usó un filtro activo integrador pasa bajas con una frecuencia de corte de 300 Hz y un filtro derivador pasa altas con una frecuencia de corte de 20Hz. El diagrama de bloques de su sistema de adquisición se puede observar en la fig. 2.2.

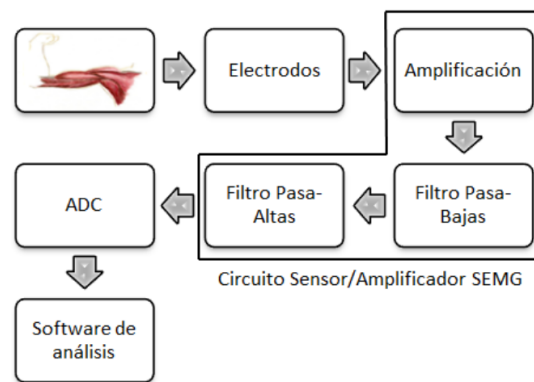


Figura 2.2 Diagrama de bloques del sistema de adquisición de señales EMG [12]

Hamaza Khan *et al* [13], proponen el diseño de un circuito de bajo costo para la adquisición de señales EMG para aplicaciones activas en prótesis. Los amplificadores de instrumentación recomendados son el INA 121 (Burr Brown) y el AD 620 (Analog Devices) ya que ambos pueden entregar una ganancia de 1 a 10,000. Explican que ambos amplificadores entregan su máximo CMRR (Common Mode Rejection Ratio) cuando la ganancia es cercana a 1000, reduciendo así el consumo de energía del circuito. La configuración de filtro Butterworth es la que entregó los mejores resultados, por lo que se colocó un filtro Butterworth pasa altas y un filtro Butterworth pasa bajas en cascada para tener las frecuencias de corte en 20Hz y en 500 Hz. Los electrodos usados fueron superficiales y de Ag/AgCl.

Alie Özdemir *et al* [14], presentan una prótesis de mano controlada por señales de EMG. Señalan que debido a que los movimientos de la mano son consecuencia de la contracción de los músculos del antebrazo, se tiene que medir en 2 superficies para obtener las señales de la flexión y la extensión. El rango de las señales musculares va de 0 a 1000 Hz, sin embargo, la mayor parte de la energía se concentra entre 20Hz a 500 Hz.

Ali Salman *et al* [15], proponen la optimización de un circuito para la obtención de señales EMG. Mencionan que a pesar de que las señales electromiográficas

pueden ir de 6 a 600 Hz, las frecuencias dominantes están entre 20Hz a 150 Hz. Al colocar los electrodos se generan 2 tipos de ruido, la corriente directa se genera debido a la diferencia de impedancia entre la superficie del electrodo y de la piel; mientras que la corriente alterna se genera debido a las variaciones de la impedancia entre el electrodo y la piel. Eso se puede evitar con el uso de electrodos Ag/AgCl.

Muhammad Shahzaid *et al* [16], presentan un circuito para la obtención de las señales electromiográficas de la mano. En el estudio se usó el amplificador de instrumentación INA128 con una ganancia de 830. Los electrodos fueron superficiales y se colocaron en configuración bipolar. Para la etapa de filtrado usaron un LM741, teniendo un rango de frecuencia de corte entre 20Hz a 300 Hz.

Sharmilla *et al* [17], desarrollaron un circuito para la obtención de señales electromiográficas para controlar una prótesis de bajo costo. Para la adquisición de la señal utilizaron el amplificador de instrumentación INA 128 con una ganancia de 1000. Para el filtrado se usó un filtro de paso bajo activo con una frecuencia de corte de 150 Hz y un filtro de paso alto con una frecuencia de corte de 20 Hz. Su etapa de filtrado se puede ver en la fig. 2.3.

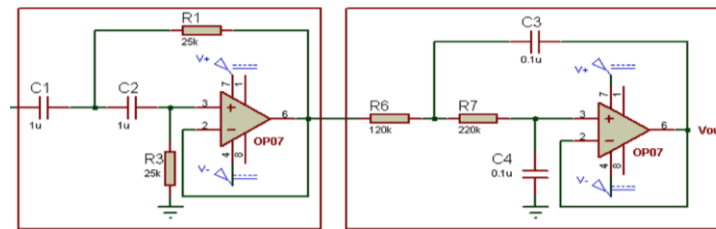


Figura 2.3 Etapa de filtrado con la frecuencia de corte entre 20 y 150Hz [17].

Sumit A. Raurale [18] presenta un sistema de adquisición y procesamiento en tiempo real de señales electromiográficas para el control de una mano protésica. Mencionan que, al utilizar electrodos superficiales, no solo se obtiene la señal del músculo, sino también la del tejido de alrededor, llamado ruido “Cross-talk”; por lo que recomiendan usar la configuración bipolar y un amplificador diferencial para atenuar este tipo de ruido. Reportan que se utilizó al amplificador de instrumentación INA128 y para la etapa de filtrado un amplificador operacional OPA4131 teniendo un rango de frecuencia entre 15Hz a 500Hz. La fig. 2.4 muestra el diagrama de bloques para la captación de las señales de EMG.

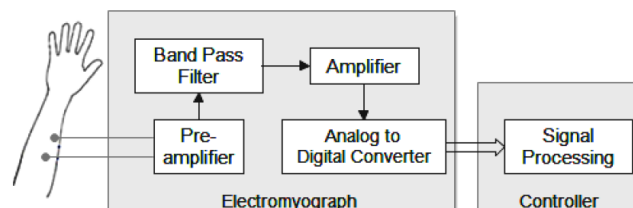


Figura 2.4 Diagrama de bloques para la captación de señales EMG [18].

CAPÍTULO 3

Marco Teórico Sistema Muscular

3.1 Sistema Muscular

El sistema muscular es de mucha importancia para las ciencias biomédicas, pues es el encargado de dar movimiento, estabilidad, entre otras acciones. Asimismo, constituye casi la mitad del peso del cuerpo humano, siendo aproximadamente 40% músculos esqueléticos y quizás otro 10% de músculo liso y cardíaco [19] [20].

3.1.1 Tipos de músculo

La clasificación del músculo depende de lo que se esté tomando en cuenta. Si se toma en cuenta la ubicación, hay 3 tipos de músculos [19]:

- Músculo estriado esquelético: se encuentra pegado a los huesos y su movimiento es voluntario.
- Músculo liso: se encuentra pegado a las vísceras y su movimiento es involuntario.
- Músculo estriado cardíaco: se encuentra en el corazón y su movimiento es involuntario.

Si se toma en cuenta la orientación de los fascículos (tejido conjuntivo que envuelve figuras musculares) hay 5 tipos de músculos [20]:

- Fusiforme: Puntiformes en los extremos y gruesos por el centro.
- Paralelo: ancho uniforme con fascículos paralelos.
- Triangular: anchos, con forma de abanico en un extremo y estrechos del otro lado.
- Peniforme: en forma de pluma, los fascículos se insertan de manera oblicua. Se subdividen en 3: Unipeniforme, Bipeniforme y Multipeniforme.
- Circular: forman anillos alrededor de algunas aberturas del cuerpo, también llamados esfínteres.

La fig. 3.1 muestra los músculos según la orientación de los fascículos.

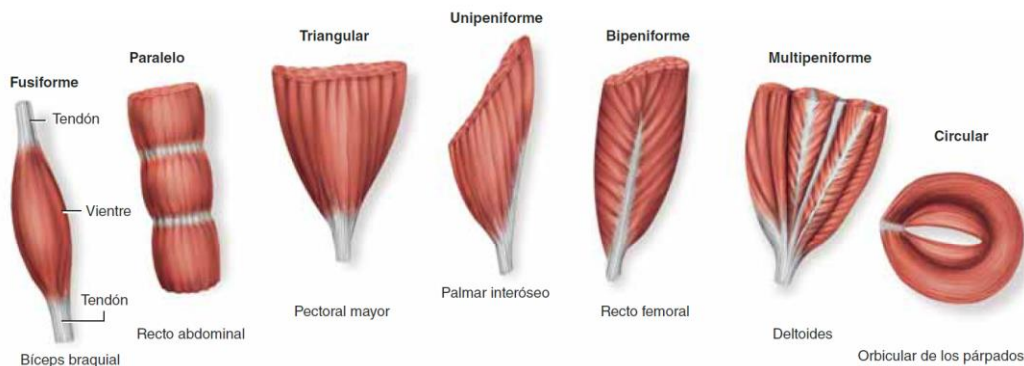


Figura 3.1 Clasificación de los músculos de acuerdo con la orientación de los fascículos. [20]

Si se toma en cuenta la función que realiza respecto al movimiento existen 2 tipos [20] [21]:

- Agonistas: Músculo que realiza el movimiento principal deseado, ya sea extender o flexionar.
- Antagonistas: Músculos que se opone al movimiento del músculo agonista, sin llegar a limitarlo, esto con el objetivo de brindar cierta tensión que otorgue estabilidad al movimiento.

3.1.2 Funciones del sistema muscular

Las funciones del sistema muscular son las siguientes [20]:

- Movimiento: permiten que el cuerpo se mueva de un lugar a otro, así como también mover partes individuales del cuerpo. También se encargan de movimientos involuntarios, como lo son la respiración y la circulación de la sangre.
- Estabilidad: mantienen la postura del cuerpo, al evitar movimientos no deseados. Estos son llamados “*músculos anti gravitacionales*”, evitando las caídas al tensarse o relajarse.
- Control de aperturas y pasajes corporales: al rodear la boca, controlan la ingesta de alimentos, así como mantenerlos en la boca al masticar. También alrededor de los ojos, controlando el paso de la luz. Los músculos que rodean la uretra y el ano controlan el paso de desechos, llamados “*esfínteres*”.
- Producción de calor: los músculos estriados pueden llegar a producir hasta el 85% del calor corporal.
- Control glucémico: ayudan a la regulación de la concentración de la glucosa.

3.1.3 Anatomía del músculo esquelético.

El músculo está formado por fibras musculares que varían de diámetro entre 10 y 80 μm . Cada músculo está formado por unidades más pequeñas llamadas fascículo muscular, que a su vez está formado de fibras musculares. Cada fibra muscular está envuelta por sarcolema, una fina membrana que en su mayoría contiene colágeno. Las fibras musculares están formadas por cientos, hasta miles de miofibrillas, que contienen aproximadamente 3,000 filamentos finos de actina y 1,500 filamentos gruesos de miosina. Los filamentos de miosina están formados por moléculas de miosina, que tienen una *cola* o *meromiosina ligera*, y una *cabeza* o *meromiosina pesada* [19] [20]. Esto se puede observar en la fig. 3.2.

Dentro de las miofibrillas podemos observar sus diferentes partes. La *banda I* solamente contiene filamentos de actina, unidos por el *disco Z*. Se le llama sarcómero a la Porción de miofibrilla que está entre dos *discos Z*. La *banda A* contienen los extremos de los filamentos de actina, y los filamentos de miosina. Dentro de la *banda A*, hay una región donde solo hay filamentos de miosina, esta es llamada *banda H*, ahí es donde se encuentra la *línea M*, que es donde se enlazan los filamentos de miosina. Los filamentos de titina mantienen a los filamentos de

actina y miosina en su lugar, extendiéndose desde el *disco z* hasta la *línea M*. Cada molécula de titina tiene un peso molecular de 3 millones g/mol, y al ser filamentosa, se vuelve muy elástica (fig. 3.3) [19] [20].

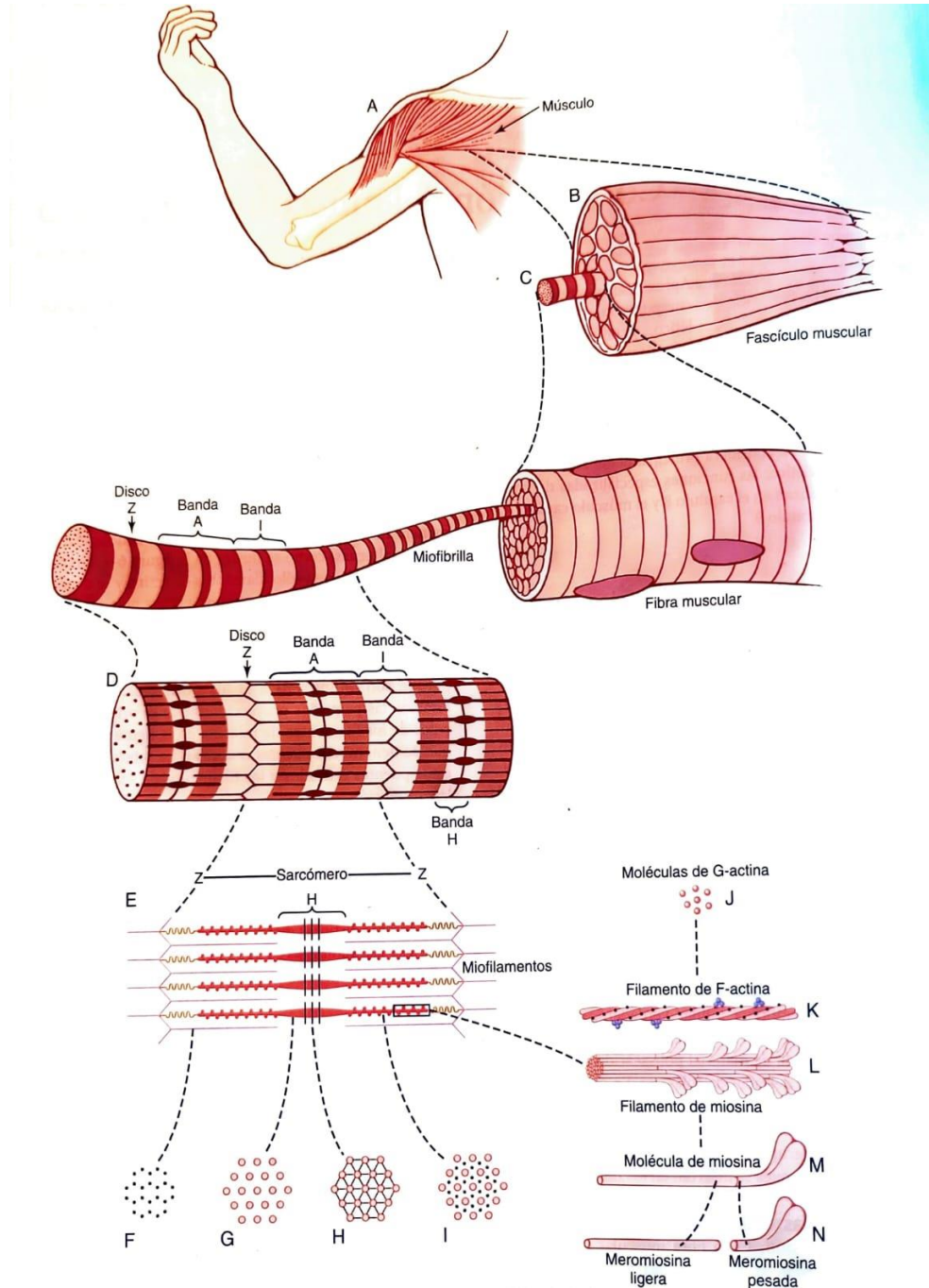


Figura 3.2 Organización del músculo esquelético, desde nivel macroscópico hasta nivel molecular [19].

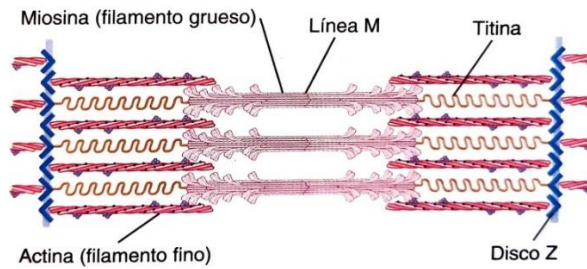


Figura 3.3 Organización del sarcómero [19].

Cada filamento de actina está formado por F-actina, tropomiosina y troponina. Cada filamento de actina tiene 2 hebras de F-actina y 2 hebras de tropomiosina. El complejo de troponina está unido a los extremos de la tropomiosina. A lo largo de las moléculas de proteína de la F-actina, se encuentran los llamados “puntos activos”, que es donde se unen las cabezas de los filamentos de miosina, (Ver fig. 3.4) [19] [20] [21].

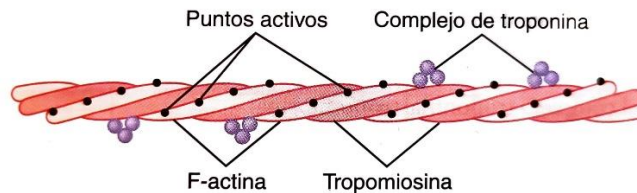


Figura 3.4 Filamento de Actina, formado por F-actina, troponina y tropomiosina [19].

3.1.4 Fisiología del músculo esquelético.

Al llegar el impulso nervioso, los canales de calcio se abren y permiten el paso de calcio hacia las cisternas donde se encuentran los sarcomas. El calcio se fija en la troponina de los filamentos de actina. La troponina, al unirse al calcio, cambia la formade la tropomiosina, exponiendo así los puntos activos en los filamentos de F-actina y dejándolo listo para su unión con las cabezas de los filamentos de miosina. Esto se puede observar en la fig. 3.5 [19] [20].

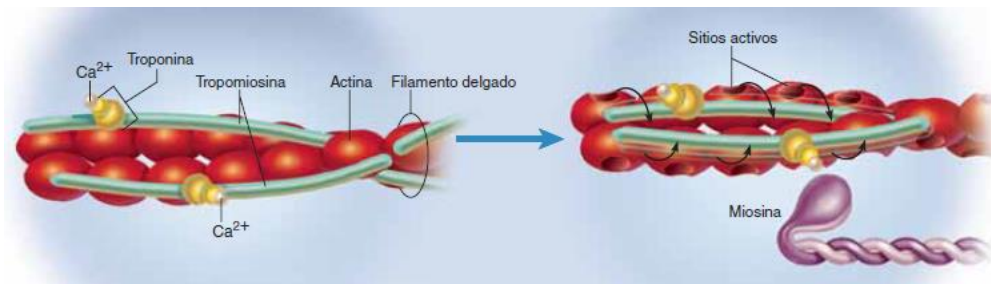


Figura 3.5 Unión del calcio a la troponina (Izquierda). Unión de los filamentos de miosina a los puntos activos (Derecha) [20].

La cabeza de miosina debe tener una molécula de ATP para iniciar el proceso de contracción. La enzima ATPasa en la miosina, hidroliza el ATP, convirtiéndolo en ADP y fosfato (P_i). La energía liberada provoca que la cabeza de miosina se extienda, conservando el ADP y el P_i . (Observar fig. 3.6-A) [20] [21].

La miosina extendida se fija en los puntos activos de los filamentos de la F-actina, formando un puente entre la miosina y la F-actina (Observar fig. 3.6-B) [20] [21].

La cabeza de miosina libera el ADP y el P_i , flexionándose y jalando al filamento de actina con ella. La cabeza de miosina se queda fijada al punto activo del filamento de F-actina, hasta que una nueva molécula de ATP se fije de nuevo a la cabeza de miosina (Observar fig. 3.6-C) [20] [21].

La unión de una nueva molécula de ATP a la cabeza de miosina rompe la unión entre la miosina y la F-actina. La cabeza de miosina queda lista para repetir el proceso y volver a hidrolizar el ATP para volver a extenderse (Observar fig. 3.6-D) [20] [21].

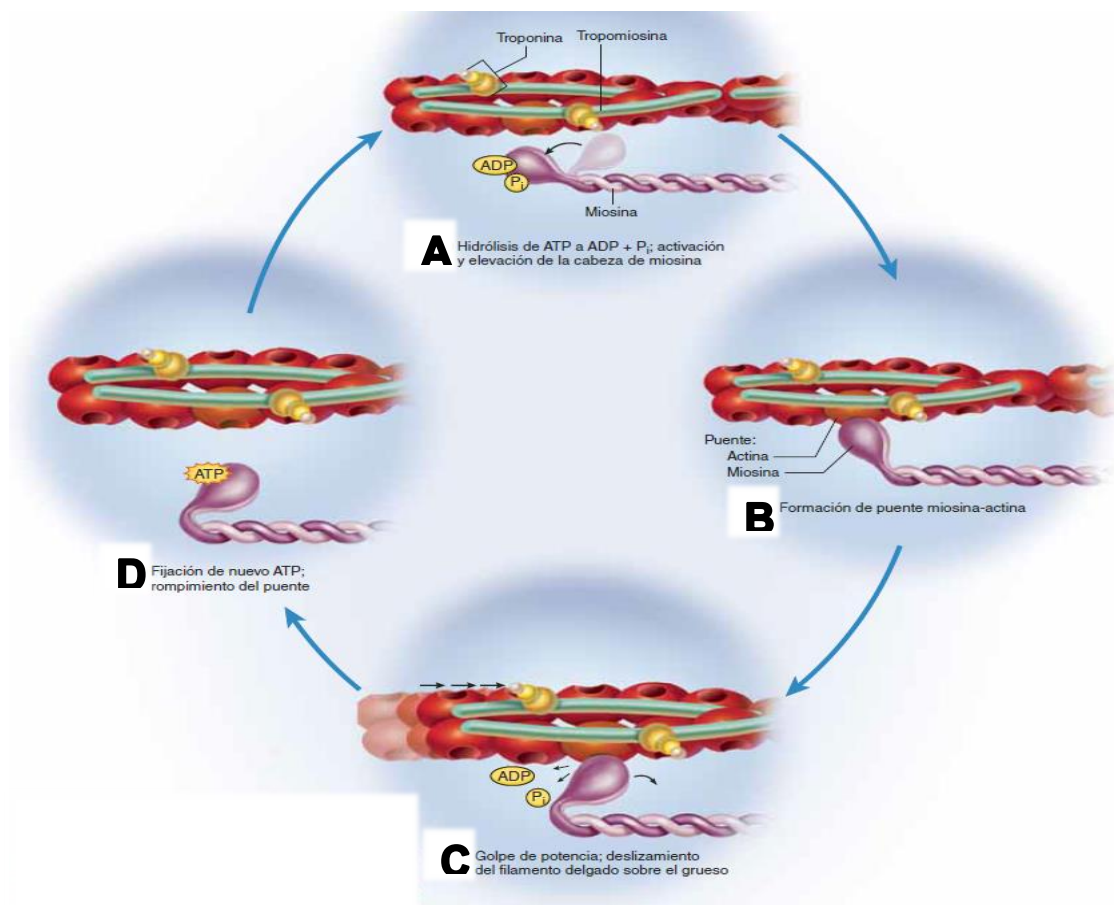


Figura 3.6 Mecanismo de contracción del sarcómero [20].

En estado de relajación, los filamentos de actina se extienden entre los *discos z*, superponiéndose entre sí solo los extremos; esto es extensión. En estado de contraído, los filamentos de actina se traccionan hacia dentro, entre los filamentos de miosina, acortando así la distancia entre los *discos z*; esto es flexión. A este proceso se le conoce como *mecanismo de deslizamiento de los filamentos* (Observa fig. 3.7) [19] [21].

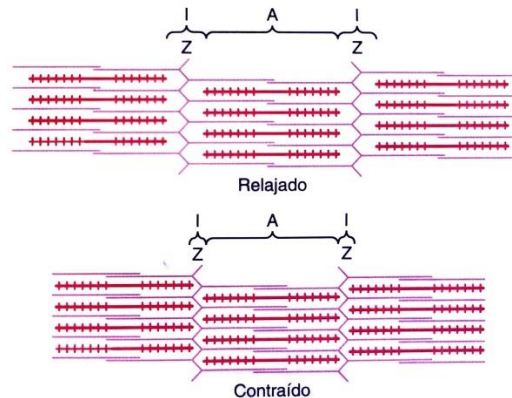


Figura 3.7 Estado de relajación del sarcómero (Superior). Estado de contracción del sarcómero (Inferior) [19].

La motoneuronas son células nerviosas que van desde el tallo del encéfalo y la médula espinal, hasta las fibras musculares del músculo esquelético. Cada fibra nerviosa abarca diferentes fibras musculares, pero para fibra muscular es inervada por una sola fibra nerviosa. Esto provoca que cada fibra nerviosa mueva varias fibras musculares al mismo tiempo. Debido a que su comportamiento es como una unidad funcional, se le da el nombre de *Unidad motora* [20]. La unidad motora se puede observar en la fig. 3.8.

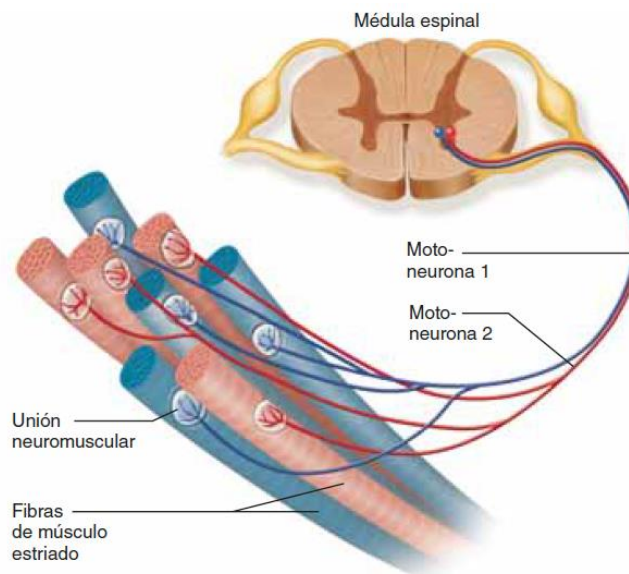


Figura 3.8 Unidad motora [20].

3.1.5 Tipos de contracción muscular.

La contracción muscular se da cuando existe una tensión entre las fibras musculares. Esto puede ser de tres maneras:

- Contracción isométrica: existe tensión muscular, mas no hay movimiento, una resistencia externa mantiene su longitud (Observe fig. 3.9-a) [20].
- Contracción isotónica concéntrica: la tensión muscular se mantiene mientras se acorta el músculo (Observe fi. 3.9-b) [20].
- Contracción isotónica excéntrica: la tensión muscular se mantiene mientras el músculo se alarga (observe fig. 3.9-c) [20].



Figura 3.9 Tipos de contracción muscular. a) Contracción isométrica. b) contracción isotónica concéntrica. c) Contracción isotónica excéntrica [20].

3.1.6 Músculos medidos en este proyecto

Los músculos medidos en este proyecto son el músculos flexor radial del carpo (referencia: epicóndilo medial) y el músculo extensor cubital del carpo (referencia: apófisis estiloides del cúbito). Estos son clasificados como músculos esqueléticos fusiformes agonistas y antagonistas. La información de los músculos se puede ver en la tabla 3.1 [20] [22].

Tabla 3.1 Músculos que actúan en la flexión y extensión de muñeca [20].

Nombre	Acción	O: Origen I: Inserción	Inervación
Flexor Radial del carpo	Flexiona a muñeca en sentido anterior	O: Epicóndilo medial del húmero I: base de los metacarpos II y III	Nervio mediano
Extensor Cubital del carpo	Extiende y fija la muñeca al cerrar el puño	O: epicóndilo lateral del húmero I: Base de la superficie de la diáfisis cubital del metacarpo.	Nervio interóseo posterior

Estos músculos y las referencias usadas se pueden observar en las figuras 3.10, 3.11 y 3.12.

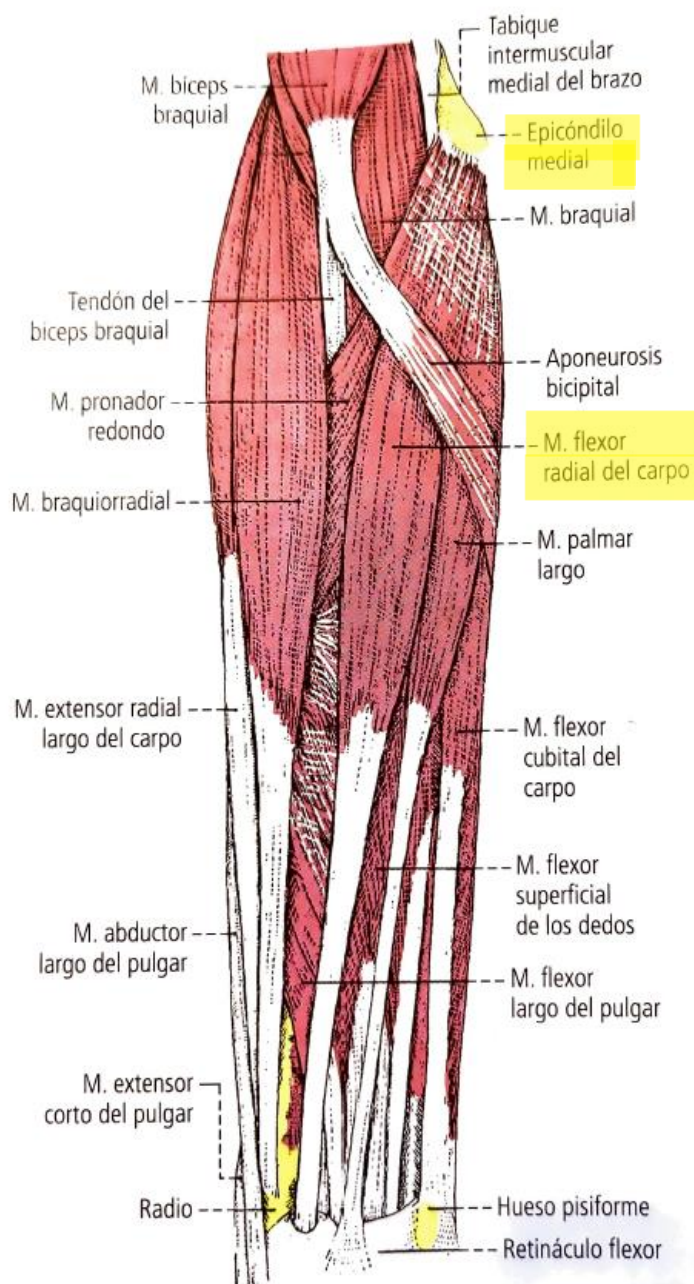


Figura 3.10 Músculo flexor radial del carpo; la referencia usada, el epicóndilo medial (resaltados en amarillo) [22]

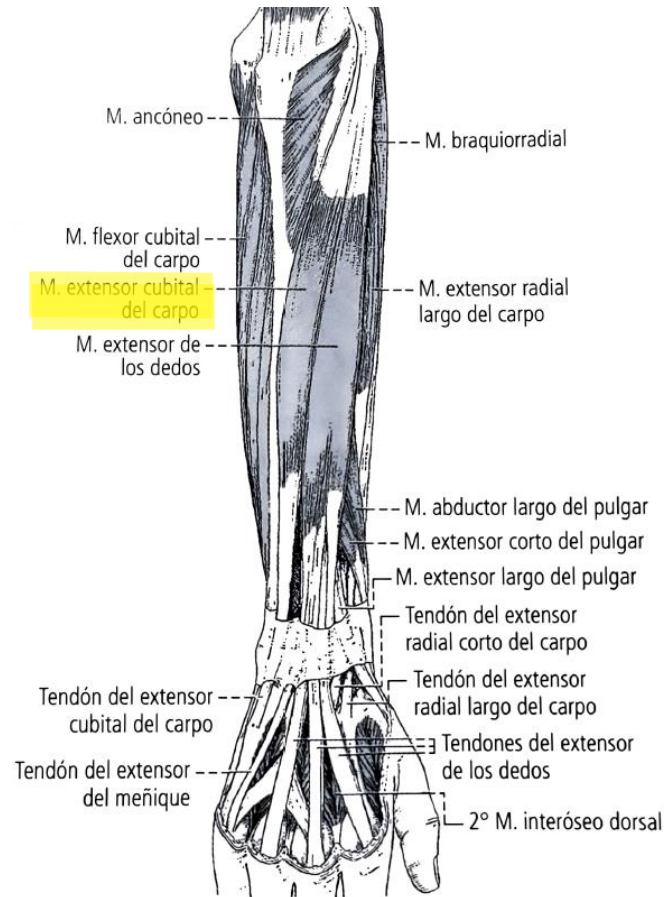


Figura 3.11 Músculo extensor cubital del carpo (resaltado en amarillo) [22]

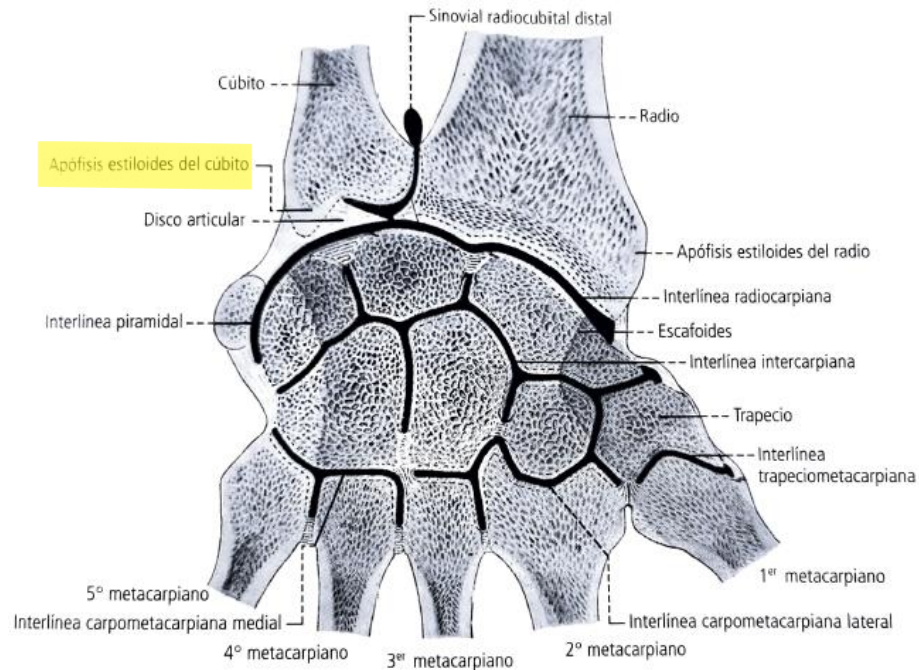


Figura 3.12 Referencia usada para el músculo extensor, la apófisis estiloides del cúbito (resaltado en amarillo) [22]

CAPÍTULO 4

Marco Teórico Electromiografía

4.1 Electromiografía (EMG).

La electromiografía (EMG) es la técnica usada para registrar la actividad eléctrica de los músculos, es decir, la sumatoria de los potenciales de acción producido por las fibras musculares. Esto puede ser utilizado como herramienta de diagnóstico, o bien, para el control de sistemas protésicos [9] [10].

Los potenciales de acción por unidad motora duran entre 3 a 8 ms. El voltaje generado por estos potenciales va desde 100 μV a 900 μV , teniendo una frecuencia de 10Hz a 500Hz, siendo entre 20Hz y 250Hz donde más se manifiesta [9] [15] [16] [23]. Esto se puede observar en la fig. 4.1.

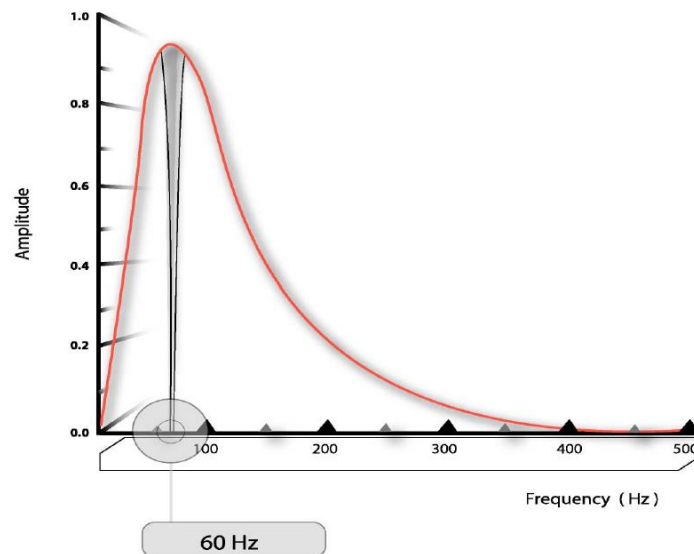


Figura 4.1 Gráfica que muestra el comportamiento de una señal electromiográfica. El área sombreada muestra la señal que se perdería si se usa un filtro notch en 60Hz [23].

4.2 Tipos de electromiografía y colocación de electrodos.

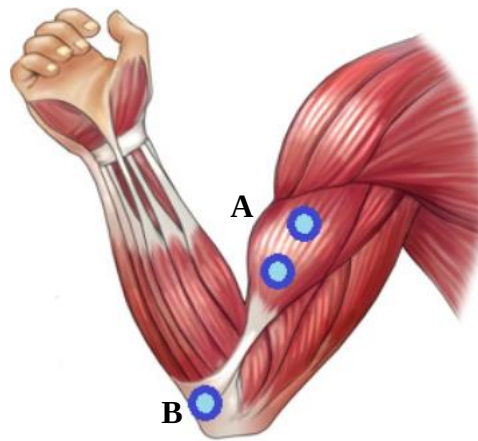
Las señales electromiográficas pueden ser medidas usando materiales eléctricamente conductivos sobre la superficie de la piel, o dentro de los músculos [13]. Actualmente existen dos métodos en los que las señales electromiográficas pueden ser medidas:

- Detección invasiva (inserción de aguja directamente en el músculo).
- Electromiografía superficial (electrodos de gel o secos sobre la piel).

Para la detección de la señal de electromiografía superficial existen 2 tipos de colocación de electrodos [11]:

- **Monopolar:** Se usan 2 electrodos, uno mide el potencial eléctrico respecto al segundo electrodo de referencia, sin embargo, los tejidos próximos a la superficie pueden generar ruido a la medición.
- **Bipolar:** Se usan 3 electrodos, 2 detectan potenciales en el tejido muscular, ambos entrando a un amplificador y obteniendo la diferencia entre ellas. Todo esto respecto al tercer electrodo de referencia.

Los electrodos de referencia deben ser colocados en un área que sea eléctricamente ajena al músculos que se está midiendo, tanto en colocación monopolar como bipolar. También se recomienda un área neutra, como puede ser un hueso palpable o la misma inserción del músculo con el hueso (Observar fig. 4.2)



[11].

Figura 4.2 Ejemplo de colocación bipolar de electrodos. A) Electrodos que medirán al músculo. B) Electrodo de referencia [12].

4.3 Electrónica para la adquisición de una señal electromiográfica

Como cualquier bioseñal, se necesitan diferentes etapas para poder adquirirla, filtrarla y amplificarla. La fig. 4.3 muestra las etapas necesarias para la adquisición de señales electromiográficas [9].

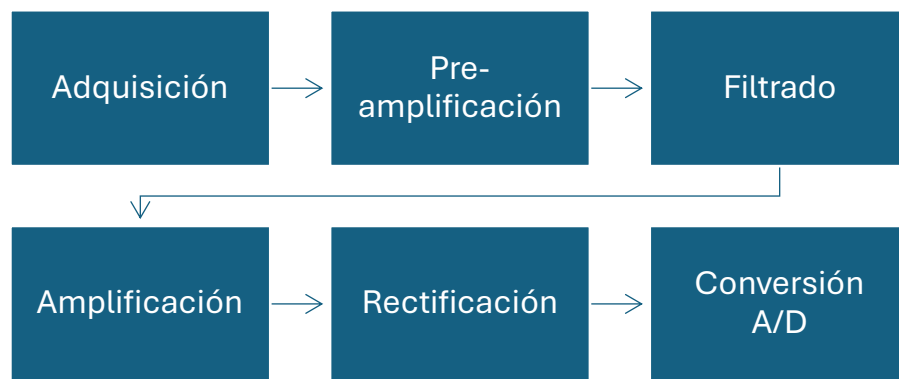


Figura 4.3 Diagrama de bloques de un Sistema de adquisición por una señal electromiográfica.

La diferencia de impedancia entre la piel y los electrodos puede llegar a generar ruido. Para poder evitar este tipo de ruido en la adquisición de señales superficiales musculares se recomiendan electrodos de Ag/AgCl [15] [23].

La literatura sugiere utilizar los amplificadores operacionales AD620 o INA121 [13], ya que estos pueden entregar una ganancia de entre 1 a 10,000. Sin embargo, es mejor darles una ganancia cercana a 1,000, ya que cuando la ganancia es cercana a este valor los amplificadores entregan su máximo CMRR (Common Mode Rejection Ratio) ayudando a reducir el consumo de energía del circuito [13].

Los filtros Butterworth son los que muestran un mejor comportamiento para este tipo de señales [13]. Para el filtro pasa bajas lo recomendable es usar una frecuencia de corte de entre 10Hz a 20Hz. En el caso del filtro pasa altas, se recomienda una frecuencia de corte de entre 150Hz, 250Hz, a 500Hz. Para evitar el ruido producido por el ambiente, se recomienda usar un filtro Notch de entre 50Hz a 60Hz [15] [16]. Posterior a ser procesada analógicamente, la señal electromiográfica se ve como en la fig. 4.4.

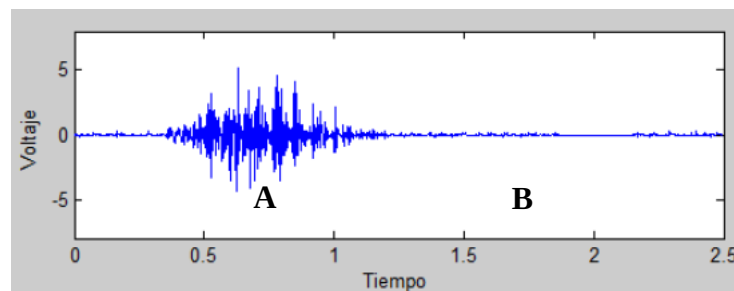


Figura 4.4 Contracción muscular posterior al procesamiento analógico. A) Contracción muscular. B) Relajación muscular [9].

Para el rectificado de la señal se recomiendan diodos de silicio, esto con la finalidad de ajustar la señal para su conversor Analógico-Digital (Conversor A/D o microcontrolador Arduino). Posterior a esto la señal se ve como en la fig. 4.5 [9].

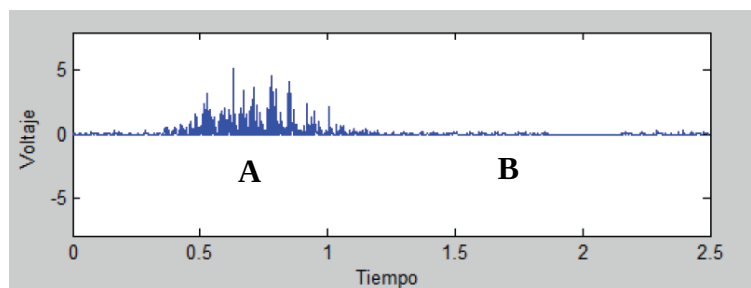


Figura 4.5 Contracción muscular rectificada con diodo de silicio. A) Contracción muscular. B) Relajación muscular [9].

CAPÍTULO 5

Metodología

5.1 Metodología

Se revisó el estado del arte referente a electromiografía superficial y su aplicación en prótesis de miembro superior, así como también la antropometría en la población pediátrica de México.

Se utilizó el programa EAGLE®, de la empresa Autodesk®, para diseñar el esquemático del circuito que obtuvo las señales electromiográficas, denominado dispositivo Sensor EMGs. Posteriormente se realizaron pruebas en Protoboard para verificar su funcionamiento. Finalmente, se usó el mismo programa, EAGLE®, para el diseño de su PCB.

Para la fabricación del Sensor EMGs se usaron componentes THT (Through Hole Technology) sobre placas fenólicas de cobre. Para la comunicación entre la computadora y el Sensor EMGs diseñado se usó la placa Arduino UNO (Microcontrolador ATmega328P).

Para el algoritmo de identificación de la señal y control de los micro servomotores, se usó MATLAB® R2022b y la interfaz de Arduino IDE® 1.8.19. Para almacenar los datos en tiempo real se usó el apartado de Transmisor de Datos del Programa Microsoft Excel®.

Se diseñó un protocolo en el que se pudieron obtener las medidas antropométricas de los sujetos, así como también la obtención de los datos, en voltaje, del comportamiento de los músculos flexores y extensores del antebrazo. Se les entregó un consentimiento informado a los padres para contar con la aprobación de la aplicación del protocolo a sus hijos, así como también poder compartir sólo los datos necesarios para la base de datos.

El objetivo para los sujetos fue controlar un micro servomotor (con torque de 1,8 Kg/cm a un voltaje de 5vcc) con la flexo-extensión de la muñeca, usando el dispositivo Sensor EMGs. También se obtuvieron los datos del peso y tiempo máximo que el sujeto soporta aun controlando los micro servomotores.

Se usó la técnica estadística de correlación y regresión para el análisis de los datos, usando los coeficientes de determinación y correlación. También se definieron 12 razones matemáticas para un análisis más completo. En este estudio se les llamó *“Razones EMGs”*.

5.2 Diseño del Circuito del Sensor EMGs

El primer paso fue realizar el circuito del Sensor EMGs para un grupo muscular (flexión del antebrazo), el cual se dividió en 6 etapas:

1. Adquisición y amplificación de la señal.
2. Filtro pasa bajas.
3. Filtro pasa altas.
4. Rectificación de la señal
5. Identificación de señal con tarjeta de adquisición de datos.
6. Transmisión y almacenamiento de datos.

El diagrama de la figura 5.1 muestra el sistema diseñado para la medición y almacenamiento de la señal.

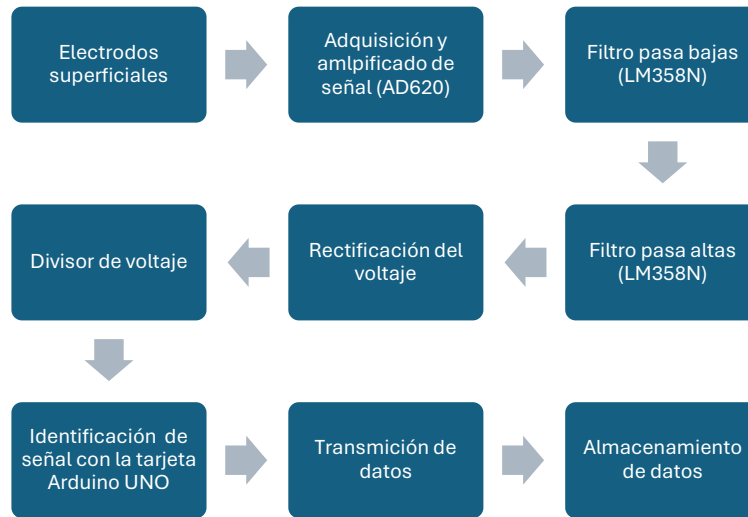


Figura 5.1 Diagrama del sistema de adquisición de señales electromiográficas.

Para la etapa de adquisición (Fig. 5.2) se hizo uso de un amplificador de instrumentación *AD620* de la empresa *Analog Devices Inc* [13]. Basado en la hoja de datos, se decidió alimentar al amplificador con $\pm 9\text{V}$. Así mismo, tomando en cuenta que las señales mioeléctricas están en el orden de los milivolts, se le proporcionó una ganancia de 883.14, considerando a $R_G = 56\Omega$ para obtener la ganancia deseada [16] [17]. De acuerdo con los autores ya mencionados [10] [13], y basado en la hoja de datos, se usó la siguiente ecuación para el amplificador *AD620* [24]:

$$G = \frac{49.4K\Omega}{R_G} + 1$$

Donde:

- G es la ganancia.
- R_G es la resistencia que define la ganancia.

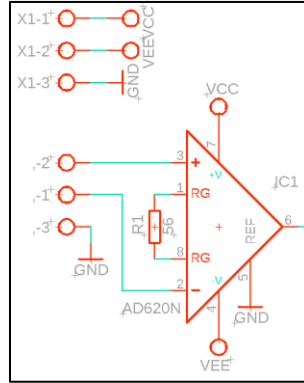


Figura 5.2 Etapa de adquisición

Para el filtrado y amplificación se hizo uso del amplificador operacional dual LM358N, para implementar un filtro pasa altas y un filtro pasa bajas con la configuración Butterworth [9] [10]. De acuerdo con la literatura, se decidió tomar como frecuencia de corte 30Hz y 230 Hz. En la práctica, dichos valores se ven modificados por los valores de R y C utilizados, esto sin afectar el funcionamiento del Sensor EMGs [12] [13].

Para la segunda etapa se usó un filtro Butterworth pasa altas activo de primer orden (Fig. 5.3). La frecuencia de corte es de 28.4Hz, siendo calculada con la siguiente ecuación [24]:

$$F_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (1)$$

Donde:

- F_c es la frecuencia de corte.
- R es 56kΩ
- C es 0.1 μF.

La ganancia elegida para esta etapa fue de $G = 1.1$, calculada por la siguiente fórmula [24]:

$$G = 1 + \frac{R4}{R3} \quad (2)$$

Donde:

- G es la ganancia.
- R4 es la resistencia 4.
- R3 es la resistencia 3.

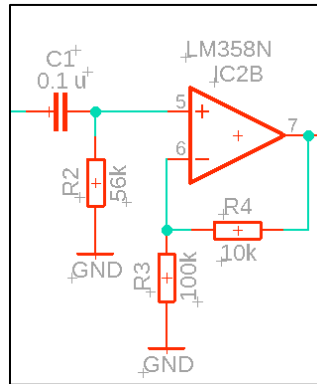


Figura 5.3 Etapa de filtrado pasa bajas

Para la tercera etapa se usó un filtro Butterworth pasa bajas activo de primer orden (fig. 5.4) [13] [15]. La frecuencia de corte fue de 234Hz [16] [17], siendo calculada con la ecuación (1) teniendo a $R = 6.8k\Omega$ y a $C = 0.1 \mu F$ [24].

La ganancia elegida para esta tercera etapa fue de $G=2$, calculada por la fórmula (2), tomando a $R6$ y $R7$ con un valor de $10k\Omega$ [24].

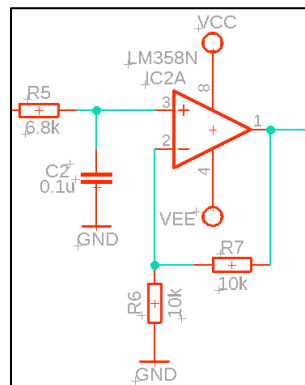


Figura 5.4 Etapa de filtrado pasa altas

En la cuarta etapa se usó un diodo rectificador 1N4004, para obtener una señal solamente positiva (Fig. 2.5). Finalmente, para limitar el voltaje y poder usar el Arduino UNO, se usó un divisor de voltaje con base en la siguiente formula [24]:

$$V_{out} = V_x \frac{R_9}{R_8 + R_9}$$

Donde:

- V_{out} es voltaje de salida.
- V_x es el voltaje para reducir.
- R_8 y R_9 son ambas de $10k\Omega$

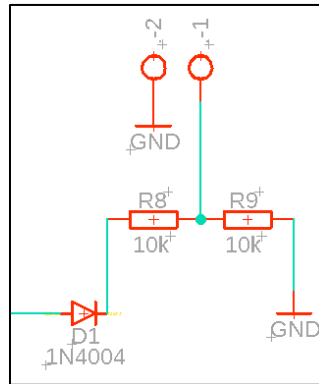


Figura 5.5 Etapa de rectificación y divisor de voltaje

El esquemático del circuito se diseñó en el programa EAGLE®. El circuito del Sensor EMGs completo para la medición de un grupo muscular se puede observar en la fig. 5.6.

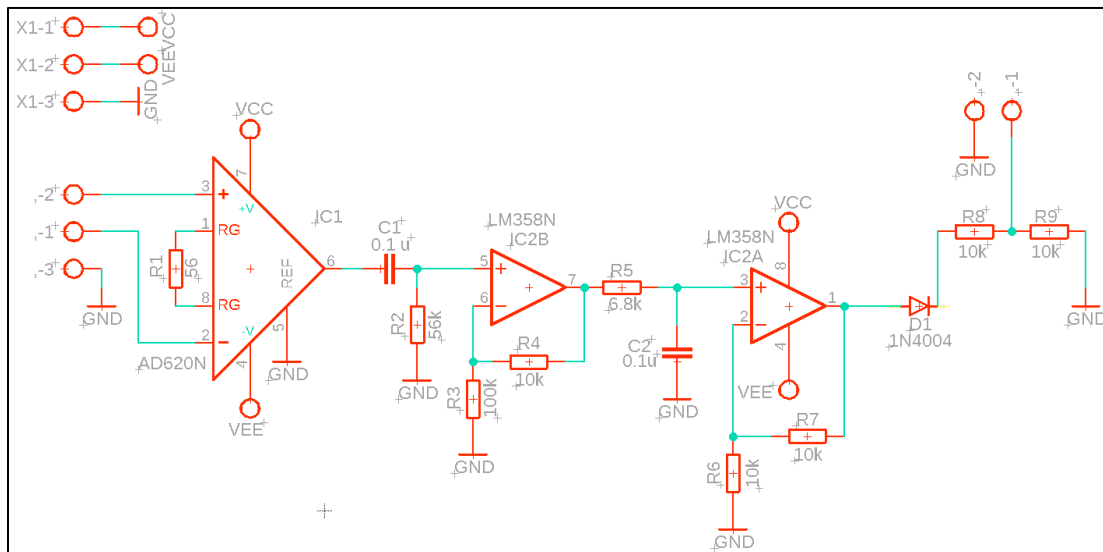


Figura 5.6 Diseño del esquemático del circuito Sensor EMGs para la medición de un grupo muscular realizado en EAGLE®.

5.3 Identificación, transmisión y almacenamiento de datos.

Para la etapa de identificación de la señal se usó la tarjeta el Arduino UNO®, la cual se encargó de mover los micro servomotores en función de la señal obtenida. Para el algoritmo de identificación de la señal y control de los micro servomotores, se usó MATLAB® R2022b y la interfaz de Arduino IDE® 1.8.19. Ambos códigos se encuentran en el Apéndice B. El diagrama de flujo de la figura 5.7 muestra la lógica del código.

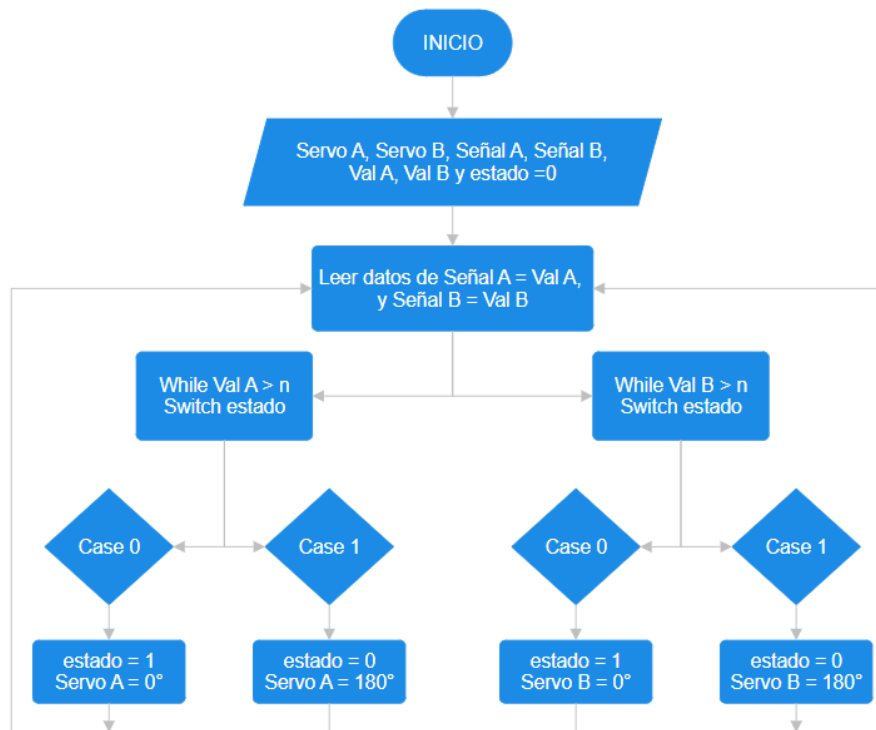


Figura 5.7 Diagrama de flujo de la lógica seguida en los códigos.

Para la última etapa de transmisión y almacenamiento de los datos de la señal en tiempo real se usará el apartado de Transmisor de Datos del Programa Microsoft Excel®.

5.4 Protocolo de adquisición de la EMGs y consentimiento informado

La población objetivo fueron niños sin amputación de miembro superior, sin historia de fractura, y/o problemas neuromusculares de miembro superior.

Para analizar el físico de cada sujeto. el protocolo se consideró las siguientes medidas antropométricas básicas [25]:

- Altura.
- Edad.
- Peso.

También se tomaron en cuenta las siguientes dos variables fisiológicas, ya que el número de fibras musculares y el diámetro del antebrazo varía según el género [19] [20]:

- Sexo.
- Diámetro del antebrazo.

Así mismo, con el dispositivo Sensor EMGs se obtuvieron los datos en voltaje de los músculos encargados de la flexo-extensión de la muñeca. El protocolo diseñado ayudó a la obtención de los siguientes datos:

- Voltaje en flexión y extensión de muñeca.
- Peso máximo soportado controlando los micro servomotores.
- Tiempo máximo controlando los micro servomotores.

Debido a que el objetivo del proyecto es que la base de datos pueda ser usada para el desarrollo de una prótesis para amputaciones trans-radiales, se debe considerar el peso máximo, y el tiempo máximo sobre el control de los micro servomotores, ya que los sujetos tendrán a soportar el mismo peso de la prótesis por y poder aun controlarla.

En el protocolo se consideraron 5 etapas:

1. Medición de la antropometría del sujeto.
2. Familiarización del sujeto con el dispositivo.
3. Control de micro servomotores
4. Prueba de peso máximo.
5. Prueba de tiempo máximo.

Como parte del protocolo, a los padres se les explicó el proyecto, sus objetivos, los materiales que se usarían, el tiempo que duraría la prueba, y los resultados esperados. Después de responder todas las dudas y preguntas, se les entregó y firmaron el consentimiento informado (Apéndice A).

Antes de ejecutar el protocolo se les explicó a los sujetos el propósito del estudio y lo que se realizaría en el mismo. Durante la ejecución del protocolo se les solicitó a los sujetos descubrir ambos brazos. Se le colocaron seis electrodos adheribles en total [11] [14] [15] (el material de adherencia es gel base agua), de la siguiente manera: dos en la región del músculo extensor cubital del carpo y uno en la apófisis estiloides del cúbito, usado como referencia. Por el otro lado del antebrazo se colocaron dos electrodos en la región del músculo flexor radial de carpo y uno en el epicóndilo medial como referencia (ver fig. 5.8) [14].

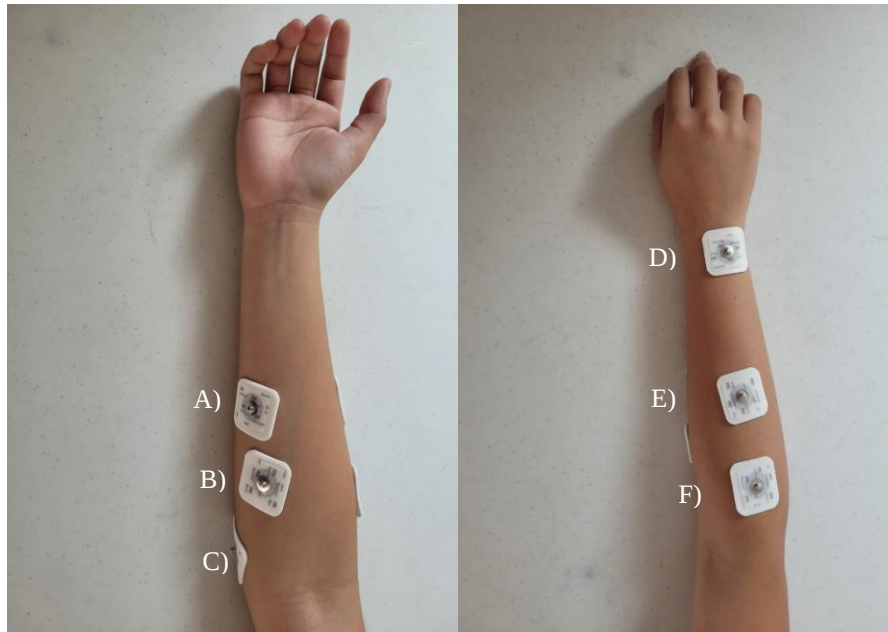


Figura 5.8 colocación de electrodos. A) y B) son los electrodos colocados en la zona del músculo flexor radial de carpo. C) es la referencia colocada en el epicóndilo medial. D) y E) son los electrodos colocados en la zona del músculo extensor cubital del carpo. F) es la referencia colocada en la apófisis estiloides del cúbito.

1. Medición de la antropometría.

Se tomaron las medidas de altura, peso (se cuantificó el índice de masa corporal) y diámetro del antebrazo. Para la altura, se le pidió al sujeto retirarse el calzado y tomar posición de firmes con la espalda pegada a la pared. Con la ayuda de una cinta métrica se tomó la medida. Para el peso, se usó una báscula analógica, de igual manera se le pidió al usuario retirarse el calzado. Para la medida del diámetro del antebrazo se usó una cinta métrica en la parte más ancha del antebrazo. Para el índice de masa corporal se tomó en cuenta la siguiente fórmula:

$$IMC = \frac{P}{H^2}$$

Donde:

- IMC = índice de masa corporal.
- P = peso (kg).
- H = Altura (m).

2. Familiarización del sujeto con el dispositivo.

Para esta segunda etapa, se conectaron los electrodos al Sensor de EMGs, y se le enseñó cómo al flexionar o extender su muñeca los micro servomotores se movían a voluntad, variando entre dos posiciones, 0° o 180°. Para ambos movimientos (flexión y extensión), movían una vez, y el micro servomotor se colocaba en 0°, movían por segunda vez, y el micro servomotor se colocaba en 180°, y así las veces necesarias para que el usuario estuviera familiarizado con el control sobre los micro servomotores.

Es importante mencionar que cuando se le decía la palabra “flexión” al sujeto, tenían que flexionar la muñeca y apretar el puño, mientras cuando se le decía la palabra “extensión” el sujeto extendía la muñeca y abría la mano. Se le mostró al sujeto en tiempo real las gráficas, que el dispositivo Sensor EMGs entregaba a través del software Arduino, tanto de flexión como de extensión; esto para proveerle una ayuda visual sobre el comportamiento en sus músculos. Se le dio el tiempo necesario para que los sujetos se familiarizaran con el control de los micro servomotores.

3. Control de micro servomotores.

Sentados y con la espalda en el respaldo de la silla, se les pidió a los sujetos tener la *posición de prueba*, que es con el antebrazo y muñeca en posición neutral y formando un ángulo de 90° con el brazo, sin que recargue su brazo en su cuerpo o mesa (los músculos del brazo están en contracción isométrica y los del antebrazo con contracción isotónica concéntrica/excéntrica. A cada sujeto se le pidió hacer 3 flexiones y 3 extensiones; esto se repitió dos veces en total, sumando 6 flexiones y 6 extensiones en total. El sujeto tenía que esperar 1 segundo entre cada movimiento. Los movimientos se hicieron en el siguiente orden:

1. Flexión
2. Flexión
3. Flexión
4. Extensión
5. Extensión
6. Extensión

4. Prueba de peso máximo.

La prueba se realizó sentado, con la espalda en el respaldo de la silla. Se le pidió al sujeto que sostuviera una bolsa, con la *posición de prueba*, a la cual se fueron agregando 1/4kg (250g). Cada que se le agregó peso, sentado y mirando al evaluador, se le pidió al sujeto mover su antebrazo (flexionar y extender la muñeca) para mover los micro servomotores. Se le dio al sujeto 1 minuto para que descansara el antebrazo cada que se agregó peso. Se midió cuál es el máximo de peso que soporta el usuario aun pudiendo controlar al motor.

5. Prueba de tiempo máximo.

Con base en el peso máximo obtenido en la prueba de peso, y manteniendo la misma *posición de prueba*, se le pidió al sujeto sostener la bolsa hasta que se cansara. Se tomó el tiempo total que soportó el sujeto.

Al final se les agradeció a los sujetos su disponibilidad y atención por haber atendido el estudio. Una vez obtenidos los resultados, se analizaron para poder llegar a una conclusión y crear la base de datos, que sirva como base para su implementación en una prótesis de miembro superior trans-radial.

5.5 Método de análisis de datos.

Para lograr realizar un análisis más completo, se usó la técnica estadística de correlación y regresión, buscando la correlación de las razones EMGs y la edad de los sujetos.

R^2 , el cual es el coeficiente de determinación, nos permitirá determinar el nivel de confiabilidad de las variables correlacionadas; expresada como un porcentaje. Por otro lado, el coeficiente de correlación r (raíz cuadrada del coeficiente de determinación), indica la intensidad de relación entre las dos variables, yendo de -1 a 1. La tabla 5.1 muestra la escala de los valores de r [26] [27].

Tabla 5.1 Escala de valores de r [27].

Rango de r	Tipo de correlación
± 0.96 a ± 1	Perfecta
± 0.85 a ± 0.95	Fuerte
± 0.70 a ± 0.84	Significativa
± 0.50 a ± 0.69	Moderada
± 0.20 a ± 0.49	Débil
± 0.10 a ± 0.19	Muy débil
± 0.0 a ± 0.09	Nula

Para la facilidad del estudio, se crearon abreviaturas de las variables utilizadas para el análisis. La tabla 5.2 muestra las abreviaturas usadas en las tablas y gráficas.

Tabla 5.2 Abreviaturas usadas en tablas y gráficas.

Abreviatura	Significado
PM	Peso máximo de carga
TM	Tiempo máximo de carga
DA	Diámetro del antebrazo
IMC	Índice de masa corporal
FI	Flexión
Ex	Extensión
PmFI	Promedio del voltaje de Flexión
PmEx	Promedio del voltaje de Extensión

Una de las estrategias matemáticas para comparar cantidades es la relación entre variables a través de razones matemáticas [26]; en este estudio se definieron las siguientes 12 razones EMGs, divididas en 3 grupos:

A) Características físicas obtenidas del protocolo (C.F.P.) con las características físicas del sujeto (C.F.S.):

1. PM / DA
2. TM / DA
3. PM / IMC
4. TM / IMC

B) Valores entregados por el Sensor EMGs con las características físicas del sujeto (C.F.S):

5. PmFI / DA
6. PmFI / IMC
7. PmEx / DA
8. PmEx / IMC

C) Valores entregados por el Sensor EMGs con las características físicas obtenidas del protocolo (C.F.P):

9. PmFI / PM
10. PmFI / TM
11. PmEx / PM
12. PmEx / TM

Estas 12 *razones EMGs* son las que, en las gráficas de correlación, se usaron como variable dependiente (eje y), mientras que como variable independiente (eje x) se usó a la edad de los sujetos, tanto en niños como en niñas. El motivo de buscar la correlación con la edad es debido a que lo que se busca es estudiar a una población pediátrica.

CAPÍTULO 6

Resultados y Discusión

En este capítulo se muestran y discuten los resultados obtenidos, tanto del circuito diseñado, como del algoritmo y los datos obtenidos del protocolo.

6.1 Prueba en Protoboard

Una vez terminado el esquemático, se construyó y probó el circuito del Sensor EMG en una Protoboard. El circuito funcionó de manera exitosa, es decir, logró obtener la EMGs del musculo flexor radial del carpo. El circuito del Sensor EMGs en la Protoboard se muestra en la fig. 6.1.

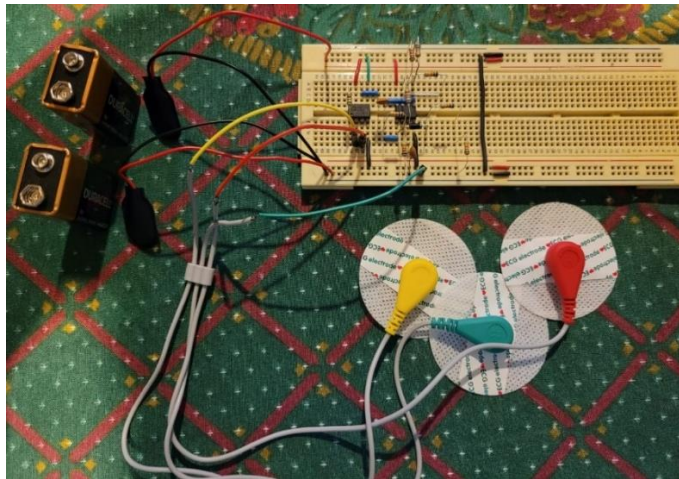


Figura 6.1 Circuito del Sensor EMGs diseñado para la medición de un grupo muscular en la Protoboard.

6.2 Construcción del PCB

Mediante el software EAGLE®, se diseñó la distribución de los componentes en la PCB. El diseño de la PCB del Sensor EMGs para un grupo muscular se muestra en la fig. 6.2.

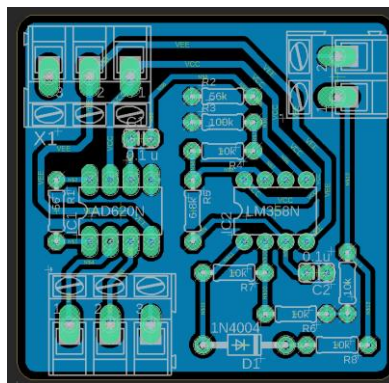


Figura 6.2 Diseño de la PCB del Sensor EMGs hecha en EAGLE®.

La construcción del PCB se realizó con componentes THT (Through Hole Technology). Se utilizó una placa fenólica de 5cm x 5cm. El circuito terminado se muestra en la fig. 6.3.

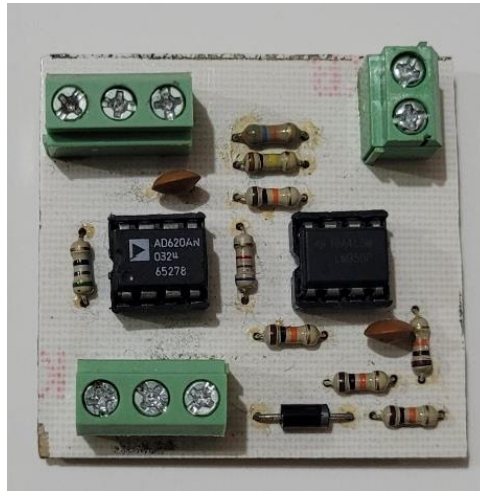


Figura 6.3 Circuito en PCB del Sensor EMGs para la medición de un grupo muscular.

El funcionamiento del dispositivo Sensor EMGs se probó con 6 adultos, 3 hombres de y 3 mujeres de. Con el antebrazo y muñeca en posición neutral y formando un ángulo de 90° con el brazo sin que se recargue en su cuerpo o mesa (*posición de prueba*) se les pidió hacer tres flexiones de muñeca, dejando dos segundos entre ellas. A ambos sujetos se midió la mano dominante (observe fig. 6.4).



Figura 6.4 Posición del antebrazo para medición de la flexión (posición de prueba).

La comparación del voltaje obtenido de un hombre y una mujer se pudo observar en la fig. 6.5. De esta primera prueba se pudo observar una diferencia entre el voltaje en flexión de ambos sujetos, siendo el hombre quien obtuvo valores mayores, teniendo una diferencia de 0.225v en la primera flexión, 0.518v en la segunda flexión y 0.4v en la tercera flexión.

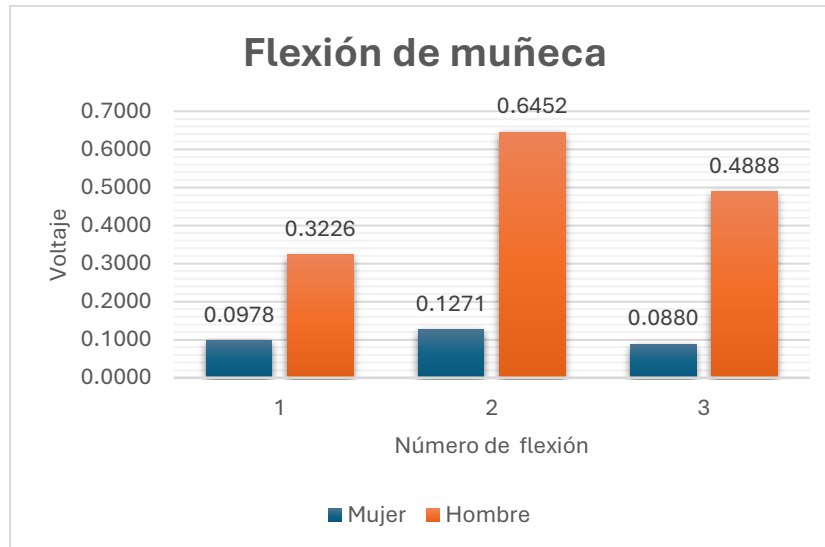


Figura 6.5 Gráfica de comparación del voltaje obtenido en la medición de tres flexiones de muñeca del hombre (Barras color naranja) y la mujer (barras de color azul).

6.3 Dos grupos musculares

Una vez que se corroboró el funcionamiento del dispositivo Sensor EMGs para un grupo muscular, se diseñó el circuito para dos grupos musculares, que consiste en dos circuitos de un grupo muscular puestos en una sola PCB; esto con el objetivo de poder medir la flexión y extensión del antebrazo en un solo circuito [14]. Se agregó un LED de color verde con un regulador de voltaje LM7805 para indicar que el circuito este encendido y funcionando. El esquemático completo para los dos grupos musculares se puede ver en la fig. 6.6.

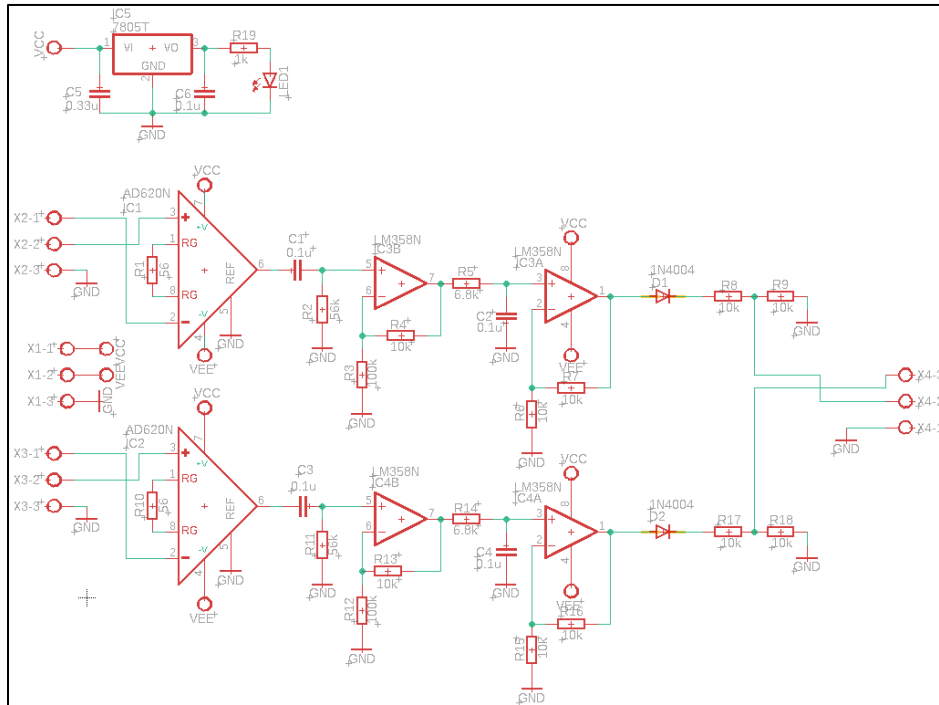


Figura 6.6 Esquemático del circuito del Sensor EMGs para la medición de dos grupos musculares, flexión y extensión.

Con el uso del software EAGLE®, se diseñó la distribución de los componentes en la PCB para el circuito del Sensor EMGs de dos grupos musculares, el cual se muestra en la fig. 6.7. Las medidas fueron de aproximadamente de 4.9 cm de ancho por 8.1 cm de largo.

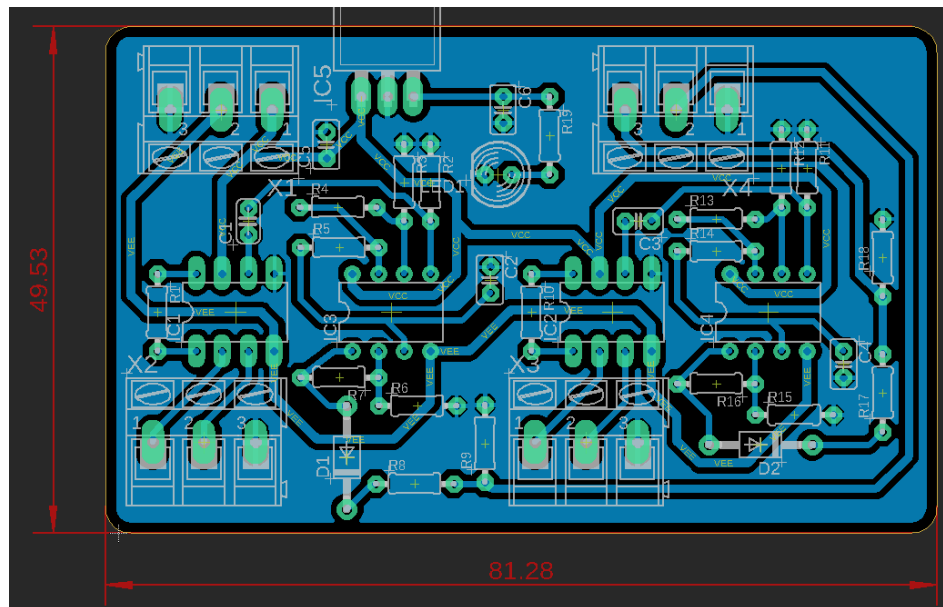


Figura 6.7 Diseño del PCB del Sensor EMGs para la medición de dos grupos musculares.

Al igual que para el Sensor EMGs de un grupo muscular, se utilizaron componentes THT (Through Hole Technology) en una placa fenólica. El circuito del Sensor EMGs para dos grupos musculares terminado se muestra en la fig. 6.8

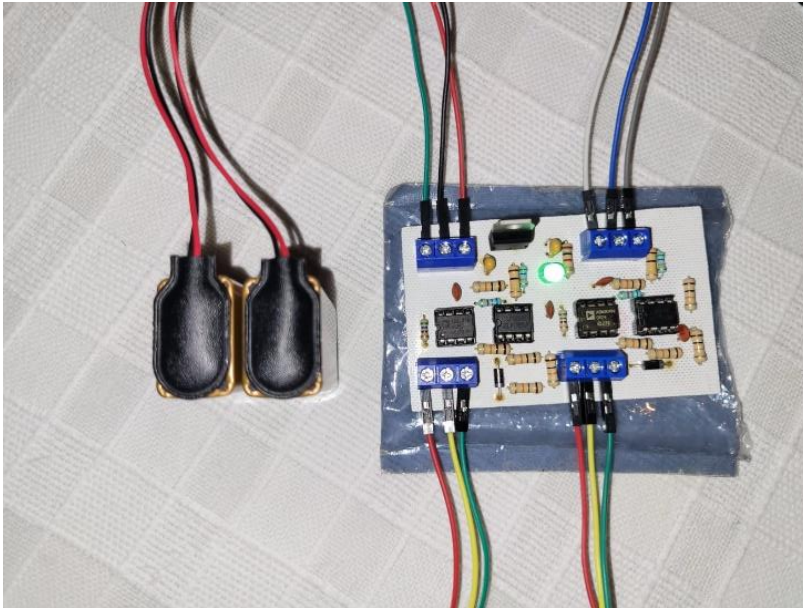


Figura 6.8 Placa del circuito Sensor EMGs terminado para la medición de dos grupos musculares.

El circuito Sensor EMGs conectado a la tarjeta Arduino UNO y a los micro servomotores se observa en la fig. 6.9.

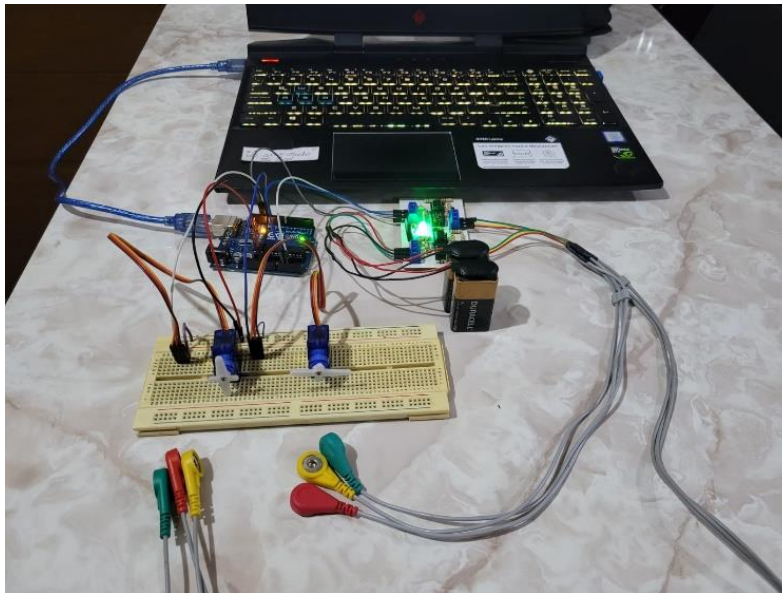


Figura 6.9 Sensor EMGs conectado a la computadora y a los servomotores.

6.4 Creación del Algoritmo

Valor de flexión o extensión:

Como primer paso, se hizo una lectura analógica de los valores que entregaba el Sensor EMGs cuando se flexionaba o extendía la muñeca. Este valor fue individual para cada sujeto, esto con la finalidad de saber cuál es el valor que tenía que alcanzar cada sujeto en cada movimiento y el algoritmo pudiera interpretar cuando el sujeto estaba realizando uno de los dos movimientos. En la fig. 6.10 se muestra el gráfico del sujeto adulto hombre realizando 3 flexiones, cargando 1 Kg, y sin cargar peso. Esto fue obtenido con el primer circuito.

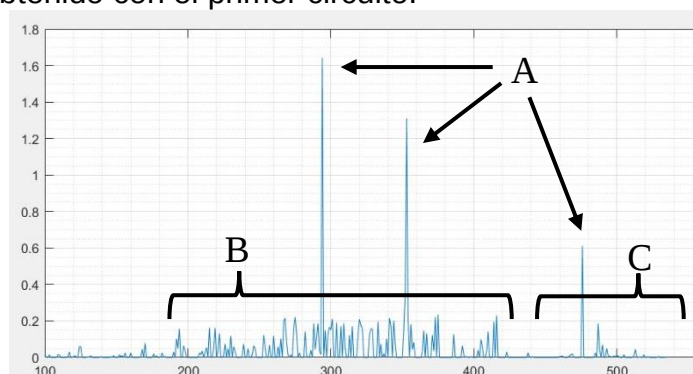


Figura 6.10 Gráfica obtenida en Matlab de las 3 flexiones uno de los sujetos hombres (Eje y: voltaje. Eje x: número de muestra). A) Flexiones B) Flexión cargando peso. C) Flexión sin cargar peso.

El valor de flexión y extensión de cada sujeto se usó en un ciclo “while”, así cada que el sujeto alcanzara este valor, es decir, hiciera una flexión o extensión, el algoritmo identificara que hubo un movimiento. La fig. 6.11 muestra la gráfica obtenida del sujeto adulto hombre con el circuito para 2 grupos musculares.

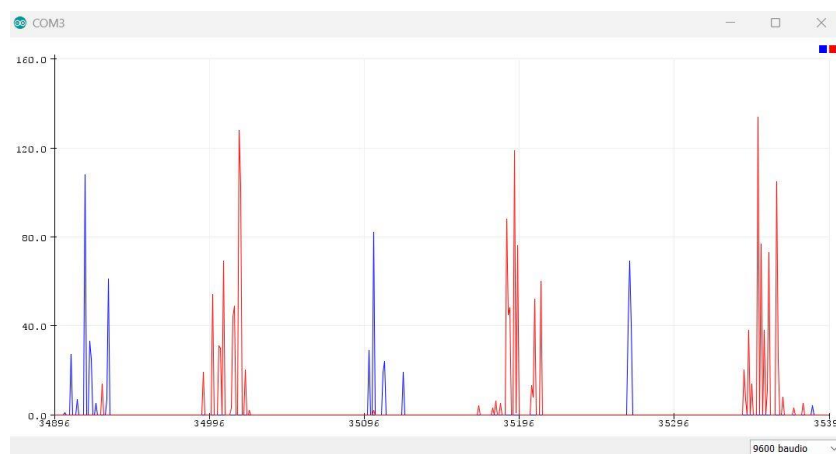


Figura 6.11 Gráfica obtenida de Arduino IDE del adulto hombre. Las líneas de color azul son flexión y las líneas de color naranja son extensión. (Eje y: valor analógico entre 0 y 1023; Eje X: Número de la muestra obtenida).

Identificación de señal con el algoritmo:

En el algoritmo las variables asignadas son la “emg A” para flexión y “emg B” para extensión. Además, cada variable tenía su propio *switch case*, para que cada movimiento controlara un micro servomotor diferente. Cada switch case tenía su propia variable “estado”, que podía tener los valores de “1” o “0”. Cuando se entraba al caso “0”, el micro servomotor se movía a 0° y la variable “estado” cambiaba a “1”. Cuando se entraba al caso “1” el micro servomotor se movía a 180° y la variable “estado” cambiaba a “0”.

De esta manera los sujetos pudieron controlar un micro servomotor “A” con movimiento de flexión, y a otro micro servomotor “B” con movimientos de extensión. Los códigos del algoritmo completo en MATLAB® R2022b y en Arduino IDE® 1.8.19 se encuentran en el Apéndice B.

6.5 Transmisión y almacenamiento de Datos

El siguiente paso fue transmitir los datos obtenidos del sensor de EMG y almacenarlos en la computadora. Para este paso se utilizó el software Microsoft Excel®, el apartado de Transmisor de datos de la cinta de opciones. Para conectar el Arduino se siguen los pasos: Transmisor de datos → Orígenes de datos → Conectar dispositivo → Arduino Uno (COM). Esto se muestra en la fig. 6.12.

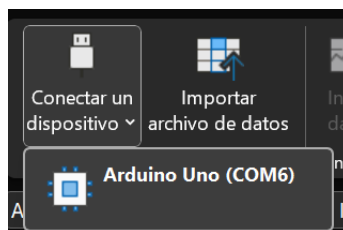


Figura 6.12 Conexión del Arduino Uno con Excel para la transmisión de datos.

Una vez conectada la tarjeta de datos, se siguieron los siguientes pasos para transmitir los datos (Ver fig. 6.13):

Transmisor de datos → Transmisión de datos → Iniciar datos.

Ya iniciada la transmisión de datos, se siguieron los siguientes pasos para su almacenamiento en tiempo real (Ver fig. 6.13):

Transmisor de datos → Grabación de datos → Grabar datos.



Figura 6.13 Apartado de la cinta de opciones Transmisor de datos. A) Iniciar transmisión de datos B) Almacenar datos

Se creó un archivo por sujeto, almacenando los datos obtenidos por el sensor durante la prueba de Control de micro servomotores. Estos son parte de los datos que se usaron para el análisis de resultados.

En la Hoja “Entrada de datos” se observaron los datos entregados por el sensor en tiempo real. En CH1 se observaron los datos de la flexión (Azul), y en CH2 los datos de la extensión (Naranja). Esto se puede observar en la fig. 6.14.

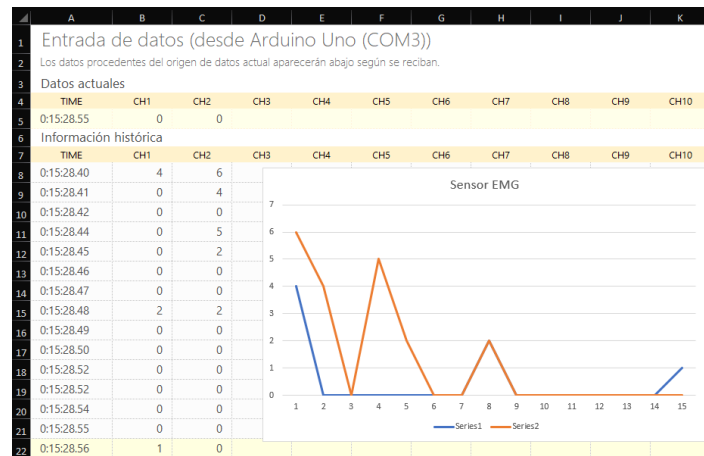


Figura 6.14 Hoja de Entrada de datos. Canal CH1 registró flexiones (línea azul) y Canal CH2 registró extensiones (líneas naranjas)

6.6 Medición de la EMGs en niños

Como primer paso, se les pidió a los sujetos que llegaran descansados, sin haber hecho ejercicio antes de la prueba, para que sus músculos no estuvieran fatigados. Es importante mencionar que solo se midió a los sujetos que entregaron el consentimiento informado firmado por sus padres. En total se midieron a 10 sujetos, de los cuales 5 fueron niños y 5 fueron niñas. La tabla 6.1 muestra la información de las medidas antropométricas básicas de cada sujeto.

Tabla 6.1 Registro de la antropometría básica de los sujetos

No.	Identificación	Edad	Género	Peso (Kg)	Altura (m)	IMC	Diámetro Antebrazo (cm)
1	Reg_EMG_H1	11	Masculino	29	1.48	13.24	20.8
2	Reg_EMG_M1	11	Femenino	32	1.5	14.22	18.0
3	Reg_EMG_H2	12	Masculino	64	1.66	23.23	24.0
4	Reg_EMG_M2	12	Femenino	52	1.53	22.21	22.0
5	Reg_EMG_H3	13	Masculino	59	1.61	22.76	24.2
6	Reg_EMG_M3	14	Femenino	53	1.62	20.20	22.0
7	Reg_EMG_H4	14	Masculino	64	1.69	22.41	25.0
8	Reg_EMG_M4	15	Femenino	51	1.55	21.23	22.5
9	Reg_EMG_H5	17	Masculino	67	1.76	21.63	26.0
10	Reg_EMG_M5	17	Femenino	51	1.51	22.37	22.7

En total se midieron a 1 sujeto de cada género de las edades de 11 años, 12 años, 14 años y 17 años, y un sujeto niño de 13 años y un sujeto niña de 15 años.

En la fig. 6.15 se puede observar la colocación de los electrodos para la medición de la flexión y extensión de muñeca [11] [14]. A cada sujeto se le midió la mano dominante. En este estudio todos los sujetos fueron diestros, ninguno zurdo. Esta colocación fue la misma para todos los sujetos. Los electrodos utilizados fueron de la marca Ambiderm™ (Ag/AgCl) y 3M™ Red Dot™ 2228.

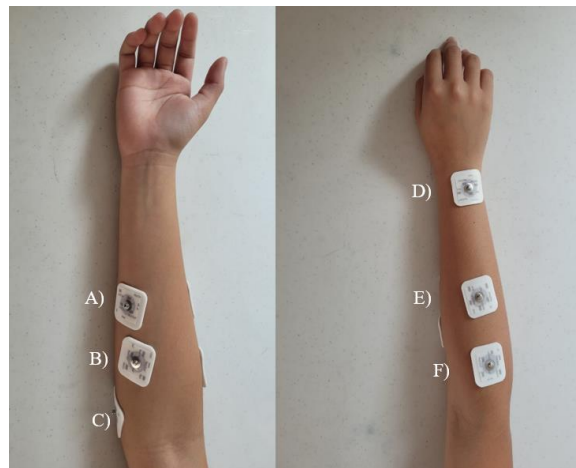


Figura 6.15 Colocación de electrodos. Los electrodos A), B) y C) para flexión. Los electrodos D), E) y F) para extensión.

Antes de comenzar se les pidió a los sujetos poner el antebrazo y muñeca en posición neutral y formando un ángulo de 90° con el brazo sin que se recargara en su cuerpo o mesa. A esto se le llamo posición inicial.

Para los movimientos de flexión, se les pidió a los sujetos flexionar la muñeca y apretar el puño luego regresar a la posición inicial. Esto se observa en la fig. 6.16.

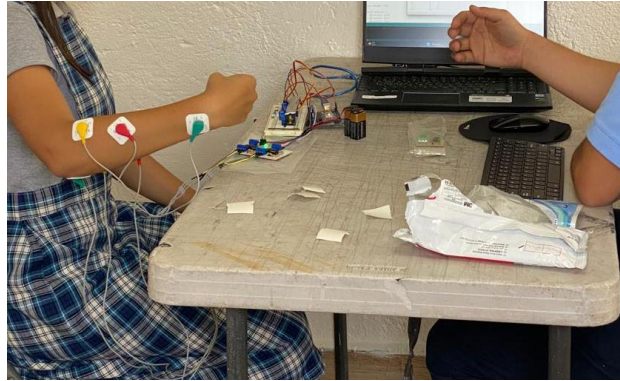


Figura 6.16 Medición de la flexión de muñeca.

Para los movimientos de extensión, se les pidió a los sujetos extender su muñeca y abrir la mano, luego regresar a la posición inicial. Esto se observa en la fig. 6.17.



Figura 6.17 Medición de la extensión de la muñeca.

Una vez que los sujetos lograron familiarizarse con el dispositivo y controlar los micro servomotores a voluntad, se comenzó con la prueba de Control de micro servomotores, obteniendo 12 mediciones por sujeto; 6 flexiones y 6 extensiones. Con esto se obtuvieron los valores individuales y promedios de los voltajes máximos en flexión y extensión de cada sujeto.

6.7 Obtención y análisis de datos.

Esta sección se divide en 4 apartados, cada uno estratificado en niños (Representados con "H") y niñas (representadas con "M"):

1. Resultados del protocolo.
2. Correlación entre las razones características físicas obtenidas del protocolo (C.F.P.) con las características físicas del sujeto (C.F.S.) y la edad.
3. Correlación entre las razones de los valores entregados por el Sensor EMGs con las Características físicas del sujeto (C.F.S.) y la edad.
4. Correlación entre las razones de los valores entregados por el Sensor EMGs con Características físicas obtenidas del protocolo (C.F.P.) y la edad.

6.7.1 Resultados del protocolo

A continuación, se muestran los resultados obtenidos de las pruebas del protocolo en niños (H) y niñas (M).

6.7.1.1 Resultados del protocolo (H).

De la prueba de *Control de micro servomotores* se obtuvieron los voltajes de 6 flexiones y 6 extensiones. Con estos datos se calculó el valor máximo de voltaje alcanzando, el promedio del voltaje y su desviación estándar, tanto en flexión como extensión de muñeca (Los valores individuales de cada sujeto se encuentran en el Apéndice C). La tabla 6.2 muestra los resultados obtenidos de la prueba *Control de micro servomotores*.

Tabla 6.2 Voltaje máximo, promedio y desviación estándar en flexión y extensión en niños.

Identificación	Edad	Valor máx. voltaje Fl. (V)	Promedio voltaje Fl. (V)	Desviación Estándar Fl.	Valor máx. voltaje Ex. (V)	Promedio voltaje Ex. (V)	Desviación Estándar Ex.
Reg_EMG_H1	11	0.8309	0.5743	0.1605	0.5230	0.3038	0.1739
Reg_EMG_H2	12	0.2786	0.1776	0.0730	0.3372	0.2582	0.0638
Reg_EMG_H3	13	0.4301	0.1857	0.1406	0.3812	0.2240	0.0818
Reg_EMG_H4	14	0.7771	0.4920	0.2180	0.7087	0.3763	0.1863
Reg_EMG_H5	17	2.1310	0.9091	0.6235	1.5249	0.8521	0.4588

La tabla 6.3 muestra los resultados de las pruebas de *peso máximo de carga* (Kg) y *tiempo máximo de carga* (s) de los sujetos niños. Ambos valores son cuando los niños aún controlaban a voluntad a los micro servomotores, tanto en flexión como en extensión.

Tabla 6.3 Resultados obtenidos de las pruebas de Peso Máximo y Tiempo Máximo en niños.

Identificación	Edad	Peso máximo de carga (Kg)	Tiempo máximo de carga (s)
Reg_EMG_H1	11	2.25	37.41
Reg_EMG_H2	12	2.50	104.06
Reg_EMG_H3	13	2.50	93.05
Reg_EMG_H4	14	2.50	110.22
Reg_EMG_H5	17	4.00	115.46

6.7.1.2 Resultados del protocolo (M).

Con las niñas se repitió el mismo proceso. En la prueba *Control de micro servomotores* se obtuvieron los voltajes de 6 flexiones y 6 extensiones. Con base en esto se calculó el valor máximo de voltaje alcanzado, el promedio del voltaje y su desviación estándar, tanto en flexión como extensión (Los valores individuales de cada sujeto se encuentran en el Apéndice C). La tabla 6.4 muestra los resultados obtenidos de la prueba *Control de micro servomotores*.

Tabla 6.4 Valores obtenidos en flexión y extensión en niñas.

Identificación	Edad	Valor máx. voltaje Fl. (V)	Promedio voltaje Fl. (V)	Desviación Estándar Fl.	Valor máx. voltaje Ex. (V)	Promedio voltaje Ex. (V)	Desviación Estándar Ex.
Reg_EMG_M1	11	0.2933	0.1988	0.0731	0.2639	0.1075	0.0815
Reg_EMG_M2	12	0.6549	0.2794	0.1940	0.7038	0.3951	0.2003
Reg_EMG_M3	14	0.5376	0.2558	0.1946	0.3079	0.2403	0.0467
Reg_EMG_M4	15	0.3177	0.2224	0.0869	0.2688	0.1792	0.0426
Reg_EMG_M5	17	0.6598	0.4285	0.1762	1.3636	0.6875	0.3998

La tabla 6.5 muestra los resultados de prueba de *peso máximo de carga* (Kg) y prueba *tiempo máximo de carga* (s) de los sujetos niñas. Ambos valores son cuando las niñas aún controlaban a voluntad a los micro servomotores, tanto en flexión como extensión.

Tabla 6.5 Resultados obtenidos de las pruebas de Peso Máximo y Tiempo Máximo en niñas.

Identificación	Edad	Peso máximo de carga (Kg)	Tiempo máximo de carga (s)
Reg_EMG_M1	11	1.00	62.13
Reg_EMG_M2	12	1.25	135.00
Reg_EMG_M3	14	1.00	29.76
Reg_EMG_M4	15	1.25	23.26
Reg_EMG_M5	17	1.50	55.52

6.7.2 Correlación entre las razones 1 a 4 (C.F.P. con C.F.S.) y la edad.

A continuación, se muestran las gráficas de correlación usando las *Razones EMGs* de la 1 a la 4: variables físicas obtenidas del protocolo (C.F.P.) con las variables físicas del sujeto (C.F.S). En estas 4 razones se mantuvo a C.F.P. como numerador y a C.F.S. como denominador; tanto en niños como en niñas. Estas razones fueron la variable dependiente (eje y), y la edad en años fue la variable independiente (eje x).

6.7.2.1 Correlación entre razones 1 a 4 (C.F.P. con C.F.S.) y la edad (H).

La fig. 6.18 muestra la gráfica de correlación entre la razón 1. (PM/DA) y la edad.

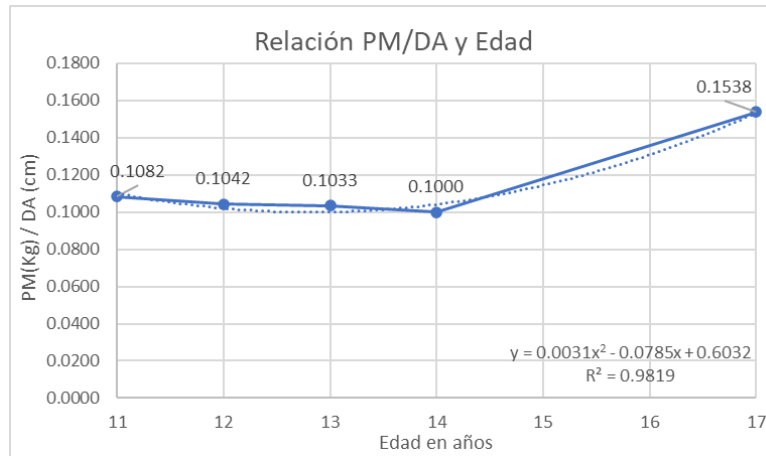


Figura 6.18 Gráfica de correlación entre peso máximo soportado con el diámetro del antebrazo y la edad.

El nivel de confiabilidad de la razón entre el peso máximo soportado aun controlando los micro servomotores con el diámetro del antebrazo y la edad es del $R^2 = 98.19\%$. El coeficiente de correlación es *perfecto*, con $r = .9909$.

En la Fig. 6.19 se observa la gráfica de correlación entre la razón 2. (TM/DA) y la edad.

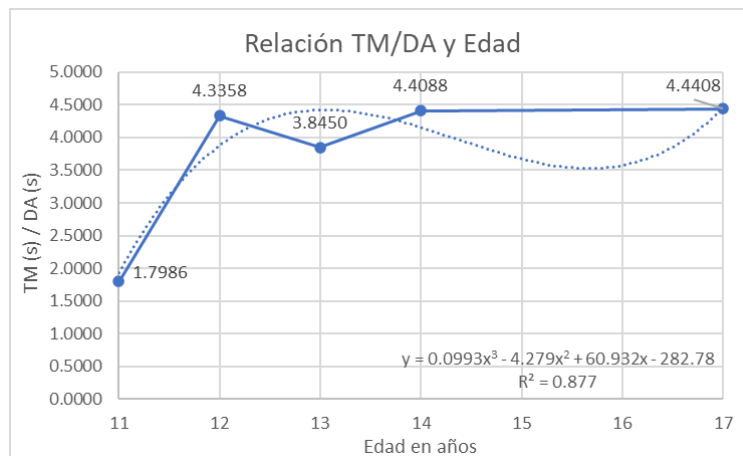


Figura 6.19. Gráfica de correlación entre el tiempo máximo soportado con el diámetro del antebrazo y la edad.

La variabilidad de la razón del tiempo máximo aun controlando los micro servomotores con el diámetro del antebrazo es causada por la edad con un factor de 87.7%. La intensidad de correlación que estas variables están relacionadas es *fuerte*, con $r = 0.9364$.

La fig. 6.20 muestra la gráfica de correlación entre las variables razón 3. (PM/IMC) y la edad.

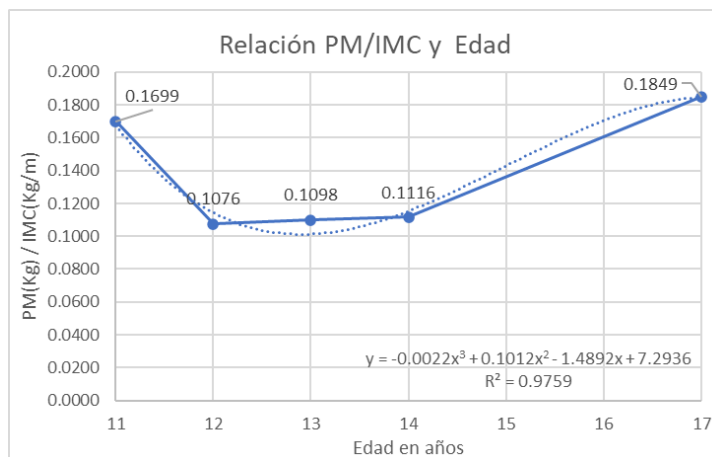


Figura 6.20 Gráfica de correlación entre el peso máximo con el índice de masa corporal y la edad.

El nivel de confiabilidad de la razón entre el peso máximo aun controlando los micro servomotores con el índice de masa corporal y la edad es del $R^2 = 97.59\%$. El coeficiente de correlación es *perfecto*, con $r = 0.9878$.

En la fig. 6.21 podemos observar la gráfica de correlación entre las variables razón 4. (TM/IMC) y la edad.

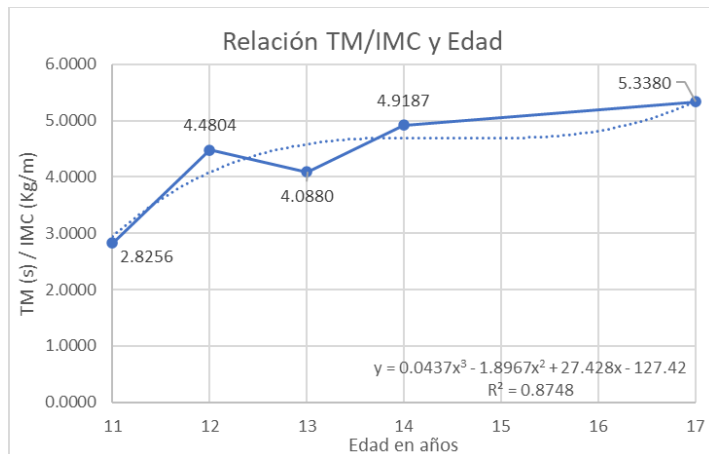


Figura 6.21 Gráfica de correlación entre el tiempo máximo con el índice de masa corporal y la edad.

La variabilidad de la razón del tiempo máximo aun controlando los micro servomotores con el índice de masa corporal es causada por la edad con un factor de 87.48% . La intensidad de correlación que estas variables están relacionadas es *fuerte*, con $r = 0.9353$.

6.7.2.2 Correlación entre las razones 1 a 4 (C.F.P. con C.F.S.) y la edad (M).

En la fig. 6.22 podemos observar la gráfica de correlación entre las variables razón 1. (PM/DA) y la edad.

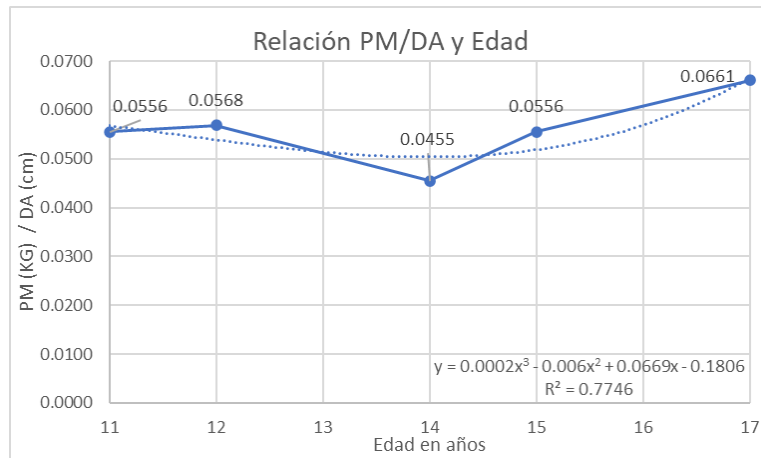


Figura 6.22 Gráfica de correlación entre el peso máximo con el diámetro del antebrazo y la edad.

El nivel de confiabilidad de la razón entre el peso máximo aun controlando los micro servomotores con el diámetro del antebrazo y la edad es del $R^2 = 77.46\%$. El coeficiente de correlación es *fuerte*, con $r = 0.8801$.

La fig. 6.23 muestra la gráfica de correlación de las variables razón 2. (TM/DA) y la edad.

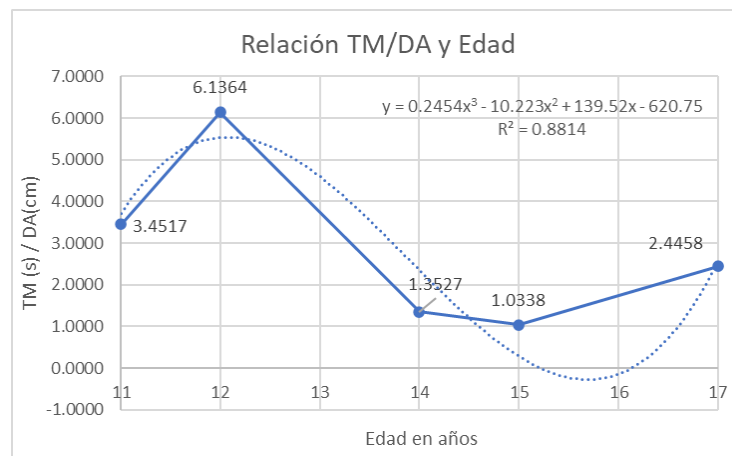


Figura 6.23 Gráfica de correlación entre el tiempo máximo con el diámetro del antebrazo y la edad.

La variabilidad de la razón del tiempo máximo aun controlando los micro servomotores con el diámetro del antebrazo es causada por la edad con un factor de 88.14% . La intensidad de correlación que estas variables están relacionadas es *fuerte*, con $r = 0.9388$.

En la fig. 6.24 se observa la gráfica de correlación entre la razón 3. (PM/IMC) y la edad.

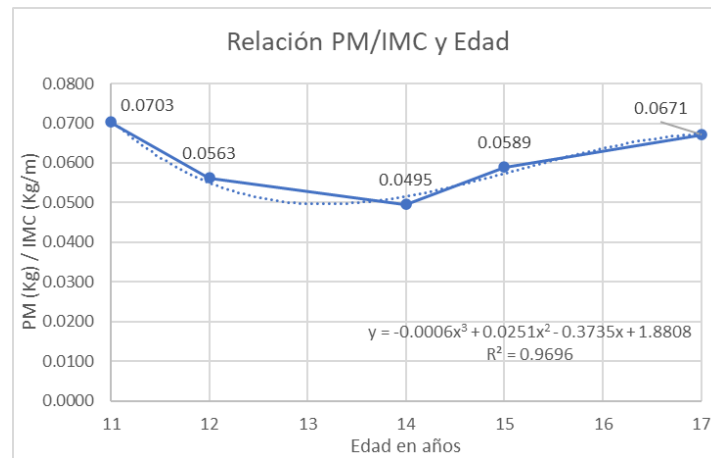


Figura 6.24 Gráfica de correlación entre el peso máximo con el índice de masa corporal y la edad.

El nivel de confiabilidad de la razón entre el peso máximo aun controlando los servomotores con el índice de masa corporal y la edad es del $R^2 = 96.96\%$. El coeficiente de correlación es *perfecto*, con $r = 0.9846$.

La fig. 6.25 muestra la gráfica de correlación entre la razón 4. (TM/IMC) y la edad.

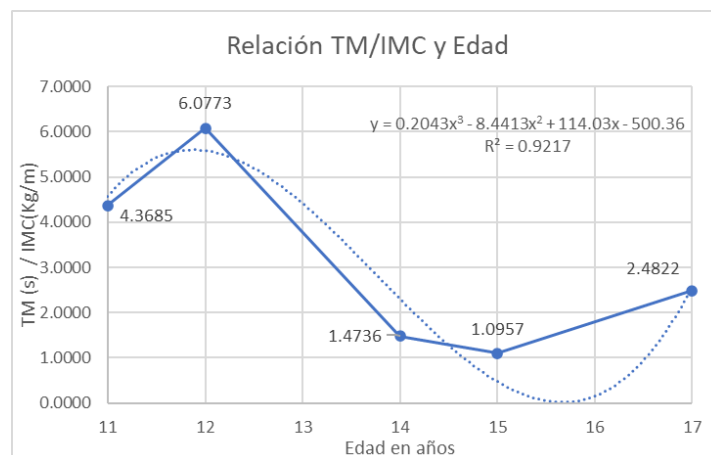


Figura 6.25 Gráfica de correlación entre el tiempo máximo con el índice de masa corporal y la edad.

La variabilidad de la razón del tiempo máximo aun controlando los micro servomotores con el índice de masa corporal es causada por la edad con un factor de 92.17% . La intensidad de correlación que estas variables están relacionadas es *perfecta*, con $r = 0.96$.

6.7.3 Correlaciones entre las razones 5 a 8 (valores del Sensor EMGs con C.F.S) y la edad.

A continuación, se muestran las gráficas de correlación usando las *Razones EMGs* de la 5 a la 8: valores entregados por el Sensor EMGs con las variables físicas del sujeto (C.F.S). En estas 4 razones se mantuvo a los valores del Sensor de EMGs como numerador, y a C.F.S. como denominador; tanto en niños como en niñas. Estas razones fueron la variable dependiente (eje y), y la edad fue la variable independiente (eje x).

6.7.3.1 Correlación entre las razones 5 a 8 (Sensor EMGs con C.F.S) y la edad (H).

La fig. 6.26 muestra la gráfica de correlación entre la razón 5 (PmFl/DA) y la edad.

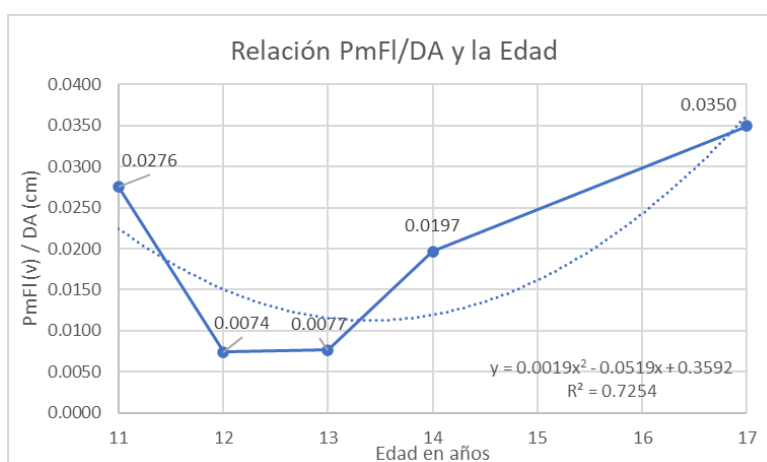


Figura 6.26 Gráfica de correlación entre el voltaje promedio de flexión de muñeca con el diámetro del antebrazo y la edad.

El nivel de confiabilidad de la razón entre el voltaje promedio de flexión de muñeca con el diámetro del antebrazo y la edad es del $R^2 = 72.54\%$. El coeficiente de correlación es *fuerte*, con $r = 0.8517$.

En la fig. 6.27 se observa la gráfica de correlación entre la razón 6 (PmFI/IMC) y la edad.

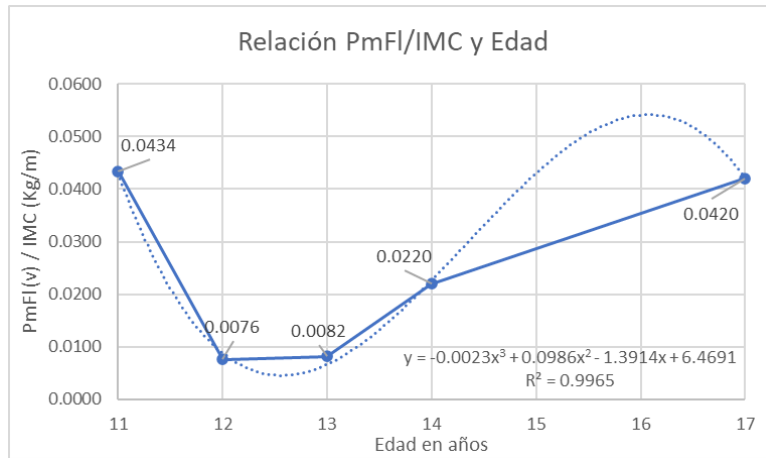


Figura 6.27 Gráfica de correlación entre el voltaje promedio de flexión de muñeca con el índice de masa corporal y la edad.

La variabilidad de la razón entre el voltaje promedio de flexión de muñeca con el índice de masa corporal es causada por la edad con un factor de 99.65%. La intensidad de correlación que estas variables están relacionadas es perfecta, con $r = 0.9982$.

La fig. 6.28 muestra la gráfica de correlación entre la razón 7. (PmEx/DA) y la edad.

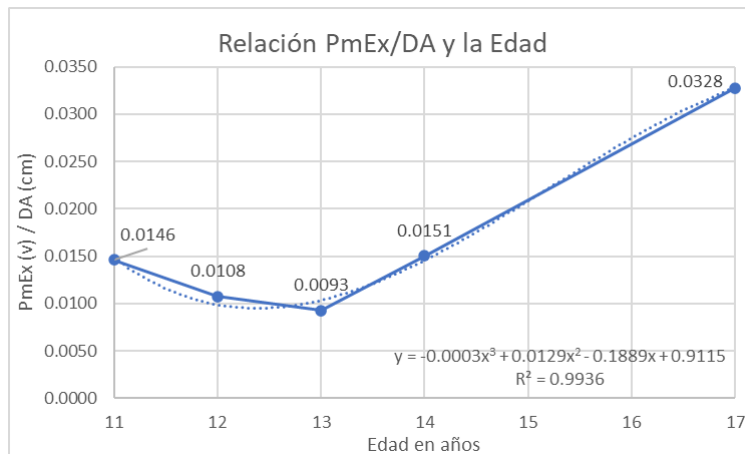


Figura 6.28 Gráfica de correlación entre el voltaje promedio de extensión de muñeca con el diámetro del antebrazo y la edad.

El nivel de confiabilidad de la razón entre el voltaje promedio de extensión de muñeca con el diámetro del antebrazo y la edad es del $R^2 = 99.36 \%$. El coeficiente de correlación es *perfecto*, con $r = 0.9968$.

En la fig. 6.29 se observa la gráfica de correlación entre la razón 8. (PmEx/IMC) y la edad.

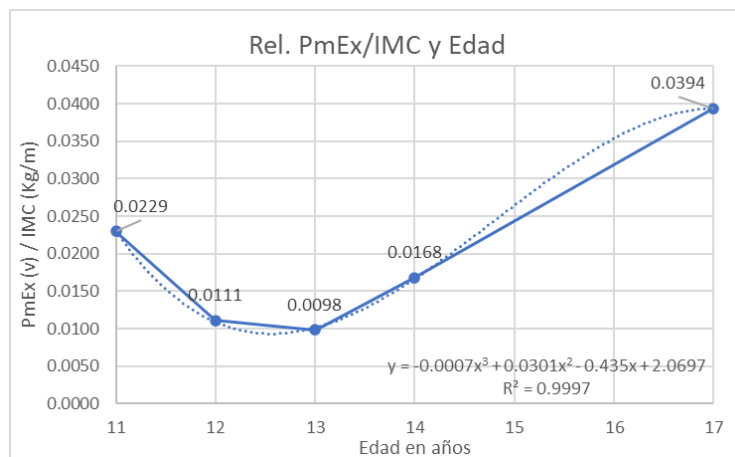


Figura 6.29 Gráfica de correlación entre el voltaje promedio de extensión de muñeca con el índice de masa corporal y la edad.

La variabilidad de la razón entre el voltaje promedio de extensión de muñeca con el índice de masa corporal es causada por la edad con un factor de 99.97%. La intensidad de correlación que estas variables están relacionadas es *perfecta*, con $r = 0.9998$.

6.7.3.2 Correlación entre las razones 5 a 8 (Sensor EMGs con C.F.S) y la edad (M).

La fig. 6.30 muestra la gráfica de correlación entre la razón 5. (PmFI/DA) y la edad.

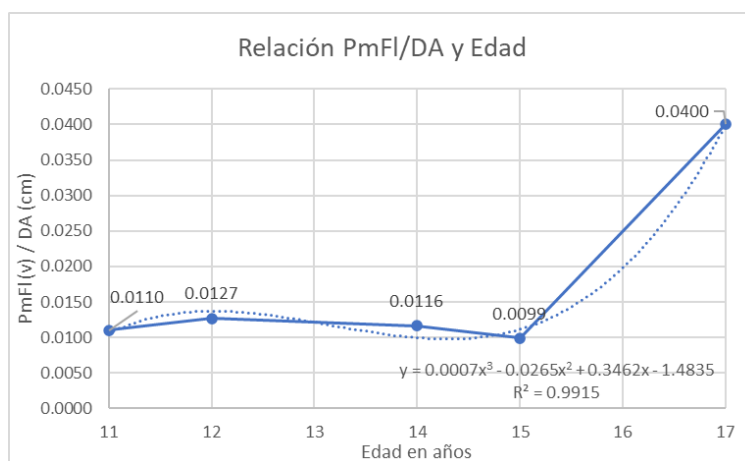


Figura 6.30 Gráfica de correlación entre el voltaje promedio de flexión de muñeca con diámetro del antebrazo y a edad.

El nivel de confiabilidad de la razón entre el voltaje promedio de flexión de muñeca con el diámetro del antebrazo y la edad es del $R^2 = 99.15\%$. El coeficiente de correlación es *perfecto*, con $r = 0.9957$.

En la fig. 6.31 se observa la gráfica de correlación entre la razón 6. (PmFI/IMC) y la edad.

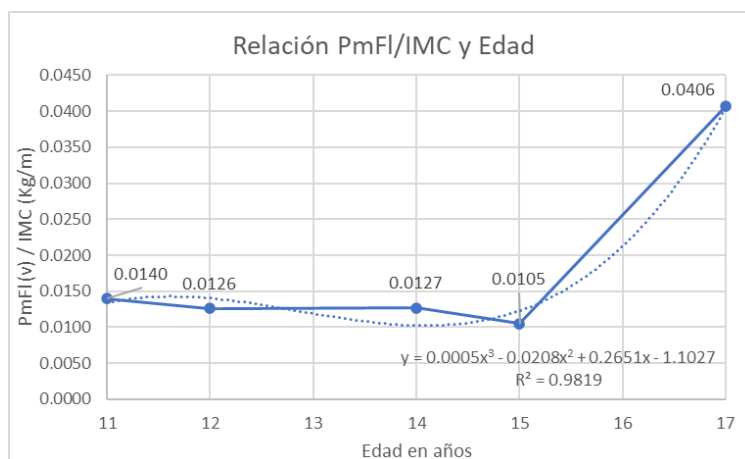


Figura 6.31 Gráfica de correlación entre el voltaje promedio de flexión de muñeca con el índice de masa corporal y la edad.

La variabilidad de la razón entre el voltaje promedio de flexión de muñeca con el índice de masa corporal es causada por la edad con un factor de 98.19%. La intensidad de correlación que estas variables están relacionadas es *perfecta*, con $r = 0.9909$.

La fig. 6.32 muestra la gráfica de correlación entre la razón 7. (PmEx/DA) y la edad.

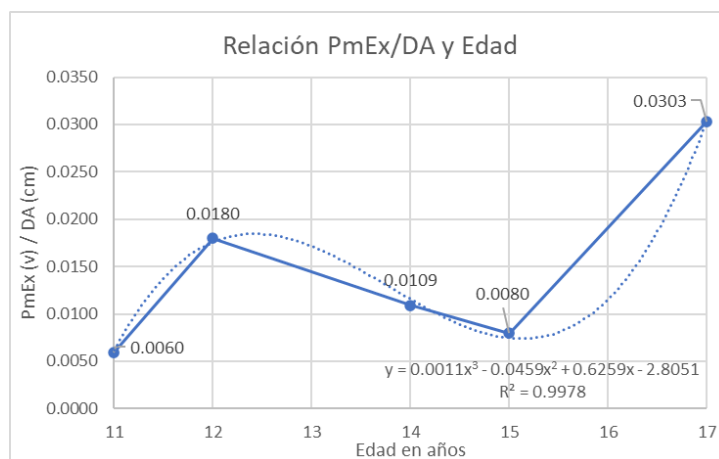


Figura 6.32 Gráfica de correlación entre el voltaje promedio de extensión de muñeca con el diámetro del antebrazo y la edad.

El nivel de confiabilidad de la razón entre el voltaje promedio de extensión de muñeca con el diámetro del antebrazo y la edad es del $R^2 = 99.78\%$. El coeficiente de correlación es *perfecto*, con $r = 0.9989$.

En la fig. 6.33 se observa la gráfica de correlación entre la razón 8. (PmEx/IMC) y la edad.

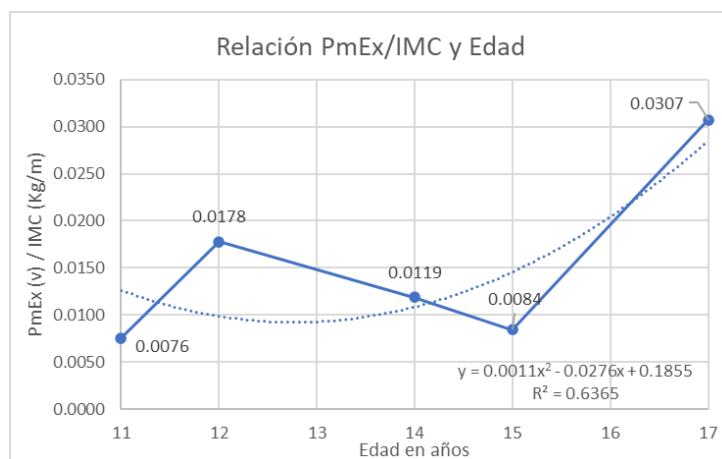


Figura 6.33 Gráfica de correlación entre el voltaje promedio de extensión de muñeca con el índice de masa corporal y la edad.

La variabilidad de la razón entre el voltaje promedio de extensión de muñeca con el índice de masa corporal es causada por la edad con un factor de 63.65%. La intensidad de correlación que estas variables están relacionadas es *significativa*, con $r = 0.7978$.

6.7.4 Correlaciones entre las razones 9 a 12 (Sensor EMGs con C.F.P.) y la edad.

A continuación, se muestran las gráficas de correlación usando las *Razones EMGs* de la 9 a la 12: valores entregados por el Sensor EMGs con las variables físicas obtenidas del protocolo (C.F.P). En estas 4 razones se mantuvo a los valores del Sensor de EMGs como numerador, y a C.F.P. como denominador; tanto en niños como en niñas. Estas razones fueron la variable dependiente (eje y), y la edad fue la variable independiente (eje x).

6.7.4.1 Correlación entre las razones 9 a 12 (Sensor EMGs con C.F.P.) y la edad (H).

La fig. 6.34 muestra a gráfica de correlación entre la razón 9. (PmFI/PM) y la edad.

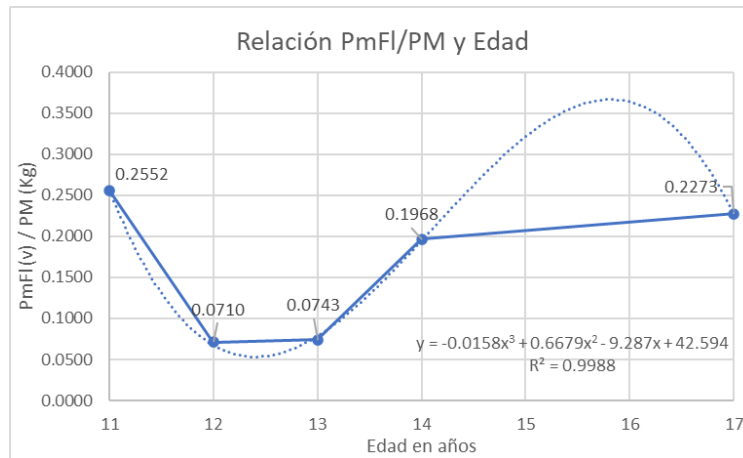


Figura 6.34 Gráfica de correlación entre el voltaje promedio de flexión de muñeca con el peso máximo y la edad.

El nivel de confiabilidad de la razón entre el voltaje promedio de flexión de muñeca con el peso máximo aun controlando los micro servomotores y la edad es del $R^2 = 99.88\%$. El coeficiente de correlación es *perfecto*, con $r = 0.9994$.

En la fig. 6.35 se observa la gráfica de correlación entre la razón 10. (PmFL/TM) y la edad.

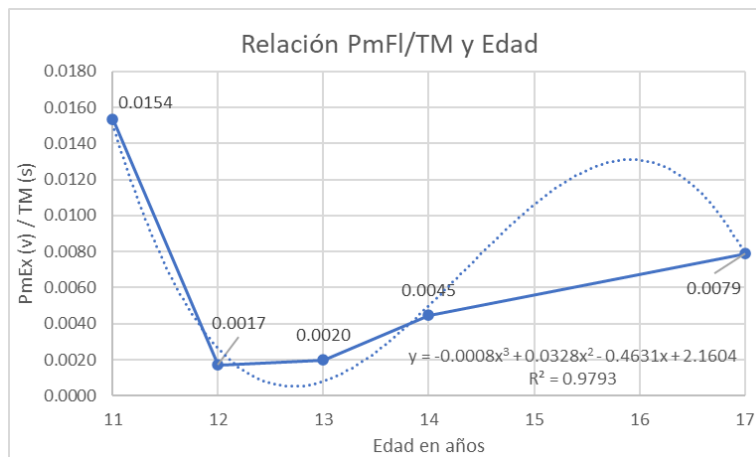


Figura 6.35 Gráfica de correlación entre el voltaje promedio de flexión de muñeca con el tiempo máximo y la edad.

La variabilidad de la razón del voltaje promedio de flexión de muñeca con el tiempo máximo aun controlando los micro servomotores es causada por la edad con un factor de 97.93% . La intensidad de correlación que estas variables están relacionadas es *perfecta*, con $r = 0.9896$.

La gráfica 6.36 muestra la gráfica de correlación entre la razón 11. (PmEx/PM) y la edad.

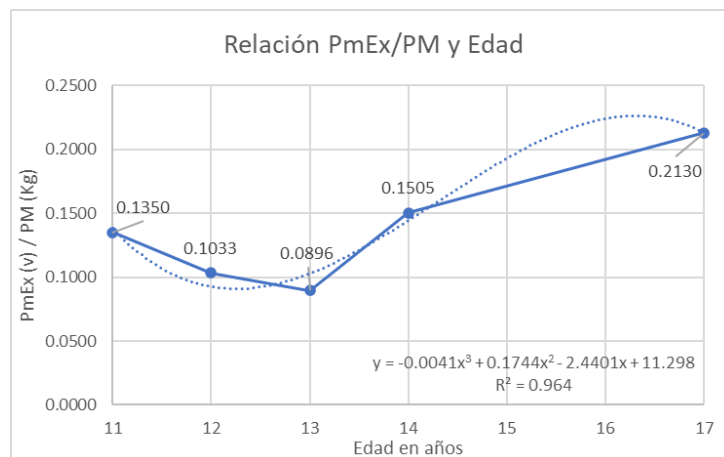


Figura 6.36 Gráfica de correlación entre el voltaje promedio de flexión de muñeca con el peso máximo y la edad.

El nivel de confiabilidad de la razón entre el voltaje promedio de extensión de muñeca con el peso máximo aun controlando los micro servomotores y la edad es del $R^2 = 96.4\%$. El coeficiente de correlación es *perfecto*, con $r = 0.9818$.

En la fig. 6.37 se observa la gráfica de correlación entre la razón 12. (PmEx/TM) y la edad.

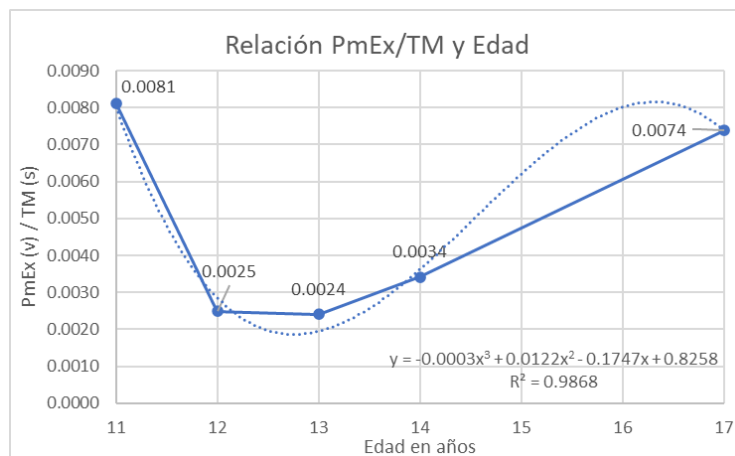


Figura 6.37 Gráfica de correlación entre el voltaje promedio de extensión de muñeca con el tiempo máximo y la edad.

La variabilidad de la razón entre el voltaje promedio de extensión de muñeca con el tiempo máximo aun controlando lo micro servomotores es causada por la edad con un factor de 98.68% . La intensidad de correlación que estas variables están relacionadas es *perfecta*, con $r = 0.9934$.

6.7.4.2 Correlación entre las razones 9 a 12 (Sensor EMGs con C.F.P.) y la edad (M).

La fig. 6.38 muestra la gráfica de correlación entre la razón 9. (PmFI/PM) y la edad.

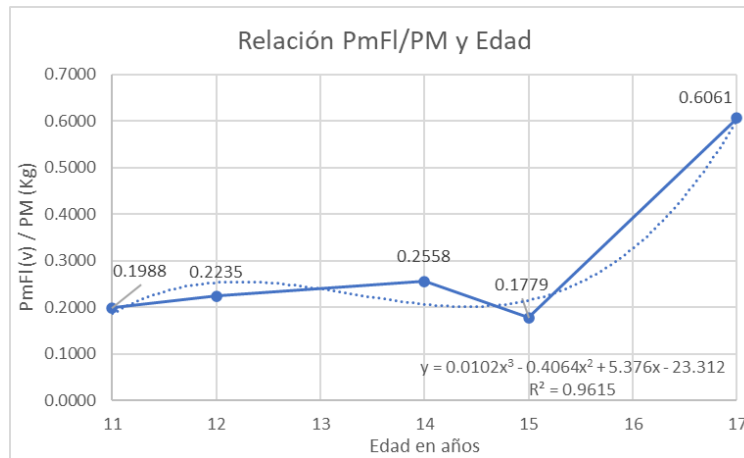


Figura 6.38 Gráfica de correlación entre el voltaje promedio de flexión de muñeca con el peso máximo y la edad.

El nivel de confiabilidad de la razón entre el voltaje promedio de flexión de muñeca con el peso máximo aun controlando los micro servomotores y la edad es del $R^2 = 96.15\%$. El coeficiente de correlación es *perfecto*, con $r = 0.9806$.

En la fig. 6.39 e observa la gráfica de correlación entre la razón 10. (PmFI/TM) y la edad.

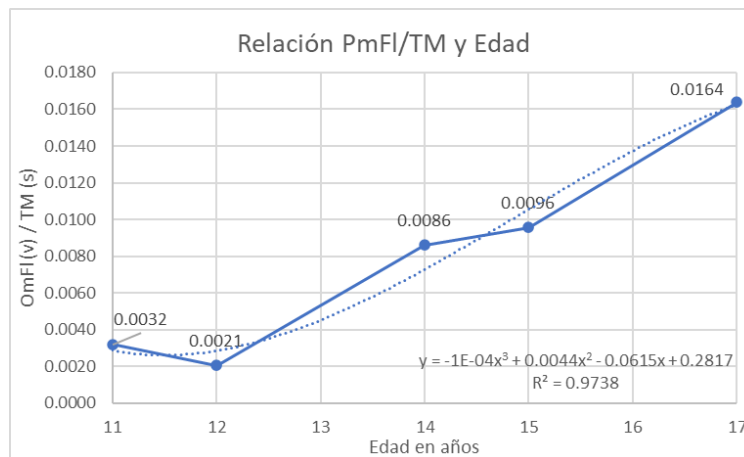


Figura 6.39 Gráfica de correlación entre el voltaje promedio de flexión de muñeca con el tiempo máximo y la edad.

La variabilidad de la razón entre el voltaje promedio de flexión de muñeca con el tiempo máximo aun controlándolos micro servomotores es causada por la edad con un factor de 97.38%. La intensidad de correlación que estas variables están relacionadas es *perfecta*, con $r = 0.9868$.

La fig. 6.40 muestra la gráfica de correlación entre la razón 11. (PmEx/PM) y la edad.

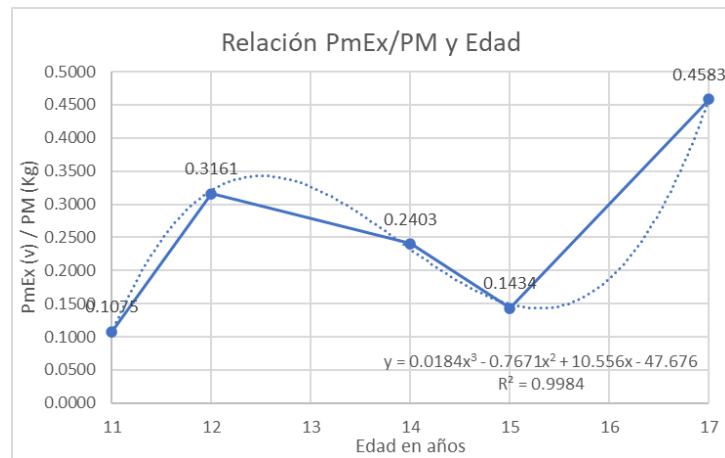


Figura 6.40 Gráfica de correlación entre el voltaje promedio de extensión de muñeca con el peso máximo y la edad.

El nivel de confiabilidad de la razón entre el voltaje promedio de extensión de muñeca con el peso máximo aun controlando los micro servomotores y la edad es del $R^2 = 99.84\%$. El coeficiente de correlación es *perfecto*, con $r = 0.9992$.

En la fig. 6.41 se observa la gráfica de correlación entre la razón 12. (PmEx/TM) y la edad.

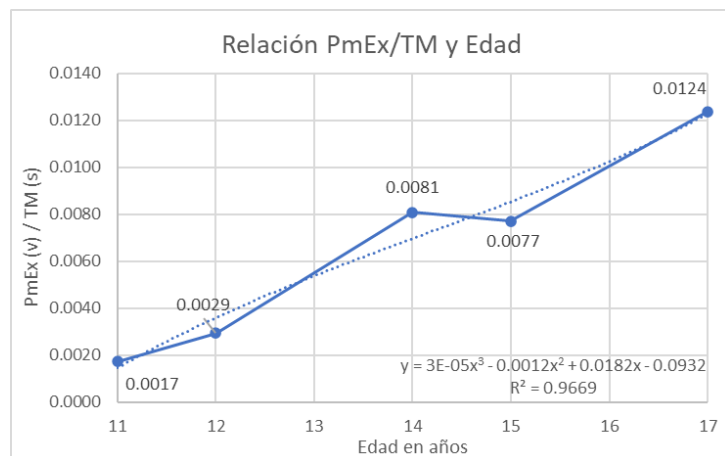


Figura 6.41 Gráfica de correlación entre el voltaje promedio de extensión de muñeca con el tiempo máximo y la edad.

La variabilidad de la razón del voltaje promedio de extensión de muñeca con el tiempo máximo aun controlando los micro servomotores es causada por la edad con un factor de 96.69% . La intensidad de correlación que estas variables están relacionadas es *perfecta*, con $r = 0.9833$.

La tabla 6.6 muestra los resultados obtenidos de los coeficientes de correlación y determinación en las 12 *Razones EMGs*, tanto en niños (H) como en niñas (M).

Tabla 6.6 Coeficientes de determinación y correlación de las 12 razones en niños (H) y niñas (M)

Razón EMGs		Niños (H)			Niñas (M)		
Número	Nombre	R ²	r	Tipo de r	R ²	r	Tipo de r
1	PM/DA	0.9819	0.9909	Perfecta	0.7746	0.8801	Fuerte
2	TM/DA	0.877	0.9365	Fuerte	0.8814	0.9388	Fuerte
3	PM/IMC	0.9759	0.9879	Perfecta	0.9696	0.9847	Perfecta
4	TM/IMC	0.8748	0.9353	Fuerte	0.9217	0.9601	Perfecta
5	PmFI/DA	0.7254	0.8517	Fuerte	0.9915	0.9957	Perfecta
6	PmFI/IMC	0.9965	0.9982	Perfecta	0.9819	0.9909	Perfecta
7	PmEx/DA	0.9936	0.9968	Perfecta	0.9978	0.9989	Perfecta
8	PmEx/IMC	0.9997	0.9998	Perfecta	0.6365	0.7978	Significativa
9	PmFI/PM	0.9988	0.9994	Perfecta	0.9615	0.9806	Perfecta
10	PmFI/TM	0.9793	0.9896	Perfecta	0.9738	0.9868	Perfecta
11	PmEx/PM	0.964	0.9818	Perfecta	0.9984	0.9992	Perfecta
12	PmEx/TM	0.9868	0.9934	Perfecta	0.9669	0.9833	Perfecta

En la tabla se observa como la mayoría de las *razones EMGs* correlacionadas con la edad, en su mayoría tienden a *perfecto* (9 en niños y 9 en niñas) y *fuerte* (3 en niños y 2 en niñas), salvo la razón 8. (PmEx/IMC) en niñas (M), que es *significativa*.

El análisis nos permite afirmar que, en esta población pediátrica estudiada, los voltajes promedio en flexo-extensión de muñeca de niños de 11, 15 y 17 años son mayores que al voltaje promedio de la niñas, mientras que en las edades de 12 y 14 las niñas tienen un voltaje promedio mayor que al voltaje promedio de los niños, Esto se puede observar en las fig. 6.42 y fig. 6.43.

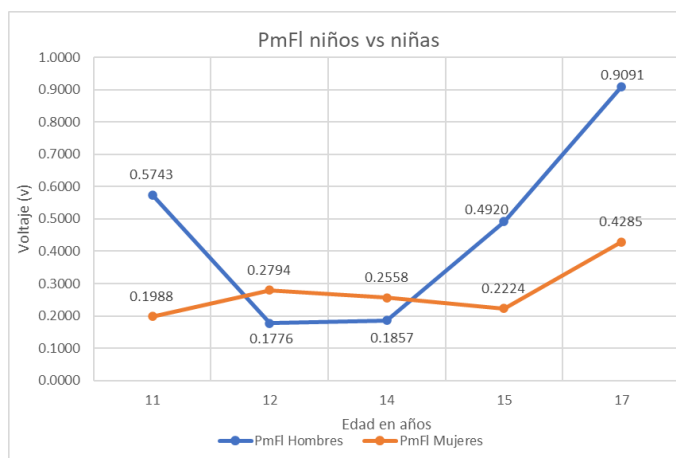


Figura 6.42 Comparación del voltaje promedio de flexión en niños vs niñas.

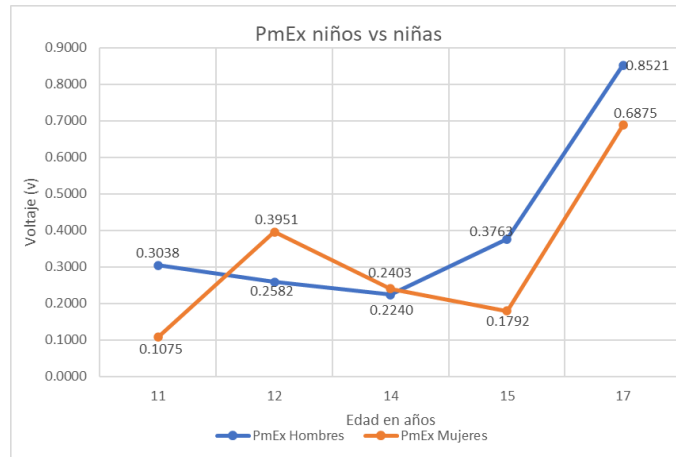


Figura 6.43 Comparación del voltaje promedio de extensión en niños vs niñas.

Comparando los datos obtenidos de la aplicación del protocolo, observamos que el peso máximo soportado, aun teniendo control sobre los micro servomotores, es mayor en los niños en todas las edades. Esto se puede observar en la fig. 6.44.

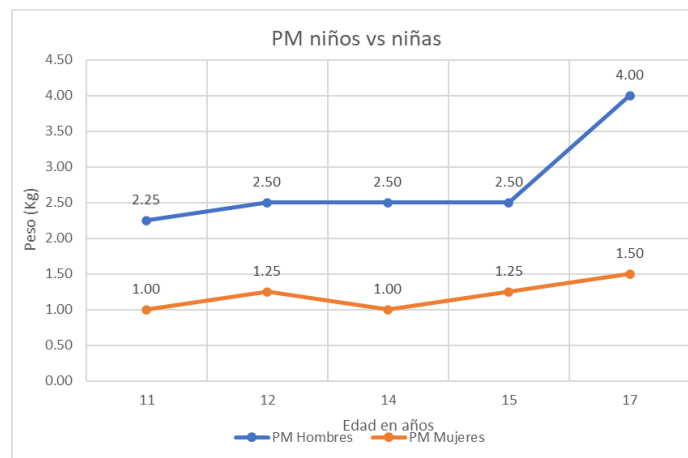


Figura 6.44 Comparación de peso máximo (kg) aun controlando los micro servomotores entre niños y niñas conforme a la edad

En el caso del tiempo máximo, se observa en la fig. 6.45 que, en las edades de 11 y 12 años de esta población, las niñas soportan un mayor tiempo que los niños, mientras que, en las edades de 14, 16 y 17 años, son los niños quienes soportan mayor tiempo en comparación a las niñas.

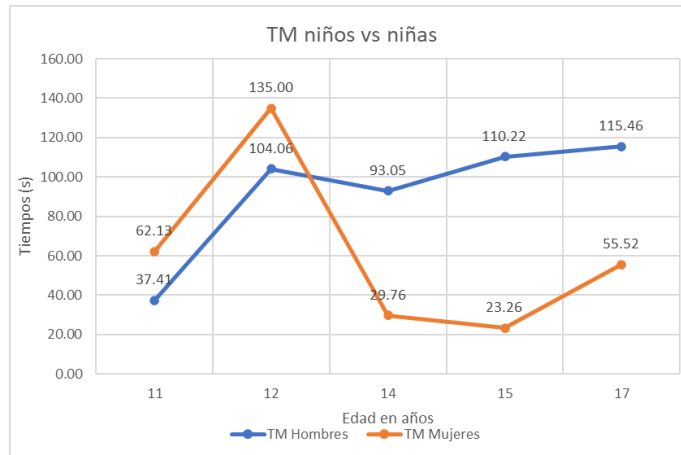


Figura 6.45 Comparación del tiempo máximo (s) aun controlando los micro servomotores entre niños y niñas conforme a la edad.

Tomando en cuenta lo anterior, se observa como conforme la edad va avanzando, los niños son quienes van obteniendo un valor mayor. A partir de edades de entre 14 a 15 años, se comienza a evidenciar como los niños obtienen valores mayores en voltaje promedio de flexión y extensión, así como también en el peso máximo soportado y el tiempo máximo soportado aun teniendo control sobre los micro servomotores. Esto muestra que, en el análisis de esta población, el género fue un factor importante a considerar al momento de medir señales EMGs, puesto que, aunque los sujetos tenían la misma edad, los valores variaron según el género.

CAPÍTULO 7

7.1 Conclusiones

De acuerdo con lo planteado en el Capítulo 6, se comprobó el objetivo general, junto con los objetivos específicos. Se creó y analizó una base de datos que permitió el análisis del comportamiento de los músculos agonistas y antagonistas durante la flexión y extensión de la muñeca en una población pediátrica mexicana.

El software EAGLE® permitió el diseño del esquemático del circuito con la capacidad de obtener la señales electromiográficas superficiales para la flexo extensión de la muñeca de un grupo muscular. Este circuito se desarrollan las etapas:

- Adquisición de la señal.
- Amplificación.
- Filtrado (pasa altas y pasa bajas).
- Rectificación.

La comprobación de funcionamiento en protoboard permitió proceder a la fabricación de la PCB, también en EAGLE®. La funcionalidad de este circuito se comprobó en 6 adultos, 3 hombre y 3 mujeres. Una vez que se verifica la funcionalidad del circuito, se fabricó el *Sensor EMGs*, que consiste en el circuito diseñado, pero para dos grupos musculares. Esto permitió medir la flexión y extensión de muñeca al mismo tiempo. La funcionalidad de este circuito se comprobó en los adultos ya mencionados.

Los resultados favorables permitieron proceder a la elaboración del algoritmo de identificación de la señal EMGs. La placa Arduino UNO® fue el medio de comunicación entre el *Sensor EMGs* y la computadora; así mismo posibilitó el control de los micro servomotores. Mediante el uso de Arduino IDE® 1.8.19 y MATLAB® R2022b, se logró la implementación de un algoritmo que pudo distinguir los movimientos flexión y extensión de muñeca, permitiendo así que cada movimiento controlar a un micro servomotor por separado.

Se logró la transmisión y almacenados de los datos obtenidos mediante el software Microsoft Excel®. Se usó el apartado “Transmisor de datos” para conectar a la placa Arduino UNO® con Excel® y poder así almacenar y visualizar los datos en tiempo real de cada sujeto estudiado.

El diseño del protocolo fue el óptimo para obtener los datos necesarios para la realización de la base de datos. El protocolo facilitó la obtención de datos como la antropometría de los sujetos, el voltaje de los músculos en flexión y extensión de muñeca, y las variables utilizadas en las *Razones EMGs*.

El uso de razones matemáticas permitió la creación de 12 razones con los datos obtenidos, llamadas *Razones EMGs*. Estas 12 razones permitieron un análisis más completo. Se dividieron en 3 categorías:

1. Características físicas del protocolo (C.F.P.) con las características físicas del sujeto (C.F.S).
2. Valores del Sensor EMGs con las características físicas del sujeto (C.F.S.).
3. Valores del Sensor EMGs con las características físicas del protocolo (C.F.P.).

Esto se complementó con el uso de la técnica estadística de correlación y regresión. Los coeficientes de determinación y correlación nos dejaron ver el tipo de relación que hay entre las 12 razones obtenidas y la edad de los sujetos, estratificado en niños y niñas.

Por lo anterior se concluye: se obtuvo un circuito funcional, llamado Sensor EMGs, que permitió la obtención de las señales electromiográficas superficiales de los sujetos analizados en este estudio. El algoritmo logró identificar las señales EMGs para permitir el control sobre los micro servomotores, tanto en flexión como extensión. Los datos obtenidos de cada sujeto facilitaron la creación de las 12 *razones EMGs*, que ayudaron al análisis de estas variables. La técnica estadística usada nos permitió encontrar la correlación entre las 12 razones creadas y la edad de los sujetos. Es por lo anterior que se puede afirmar que las *Razones EMGs* mantienen una correlación *fuerte* con la edad de los sujetos, tanto en niños como en niñas.

7.2 Trabajo futuro

- Extender la muestra de niños sanos a analizar.
- Implementar un filtro Notch de 60Hz en el *Sensor EMGs* en la etapa de filtrado.
- Diseñar un circuito con componentes SMD (Surface Mount Device) para reducir el tamaño del Sensor EMGs.
- Implementar el protocolo diseñado en niños con amputación trans-radial y comparar los resultados con los obtenidos en este estudio.
- Con base en esta base de datos, diseñar una prótesis para pacientes pediátricos con amputación trans-radial.

REFERENCIAS

- [1] Academia Nacional de medicina México, Los Amputados y su rehabilitación. Un reto para el estado., D. E. V. V. Sánchez, Ed., México: Intesistemas S.A. de C.V., 2020.
- [2] Medline Plus, «Prótesis,» 2020. [En línea]. Available: <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/002286.htm>. [Último acceso: 2022].
- [3] American Cancer Society, «¿Qué es una prótesis?,» 2020. [En línea]. Available: <https://www.cancer.org/es/tratamiento/tratamientos-y-efectos-secundarios/efectos-secundarios-fisicos/protesis.html#:~:text=Una%20pr%C3%B3tesis%20es%20un%20sustituto,en%20la%20ca%C3%ADda%20del%20cabello..> [Último acceso: 2022].
- [4] K. Norton, «A Brief History of Prosthetics,» *Amputee Coalition*, vol. 17, nº 7, 2007.
- [5] M. K. Q. e. a. Jofre L. Brito, «Estudio del estado del arte de las prótesis de mano,» *Revista de Ciencia y Tecnología INGENIUS*, nº 9, pp. 57-64, 2013.
- [6] B. Rodríguez Tapia y Á. I. Soto Marrufo, «Métodos de adquisición de bioseñales con sensores sEMG: revisión de sistemas actuales.,» *Somi Congreso de Medción*, Octubre 2017.
- [7] World Health Organization & International Society for Prosthetics and Orthotics, «Guildens for training personal in developing countries for Porsthetics and orthetic services,» 2005.
- [8] d. J. A.-M. I. e. a. Cisneros-González N., «Índice de amputaciones de extremidades inferiores en pacientes con diabetes,» *Revista Médica del Instituto Mexicano del Seguro Social*, vol. 4, nº 54, pp. 472-479, 2016.
- [9] e. a. A. E. Armas-Álvarez, «Control de modelo de prótesis de mano por señal mioeléctrica,» *Sociedad Mexicana de Ingeniería Biomédica*, vol. 2, nº 1, 2015.
- [10] e. a. M. E. Rodríguez-García, «Desarrollo de una Prótesis para Desarticulado de Muñeca Controlada por Señales de Electromiografía,» *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, vol. 385, nº 3, pp. 602-620, 2017.
- [11] M. A. Eva, *Diseño, desarrollo y simulación de un sistema electrónico de captación de señal de electromiografía para el control de una prótesis de miembro superior*, Universitat Politècnica de València, 2020.
- [12] e. a. J. L. Correa Figueroa, «Sistema de Adquisición de Señales SEMG para la Detección de Fatiga Muscular,» *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, vol. 37, nº 1, pp. 17-27, 2016.
- [13] M. H. e. a. Khan, «Design of Low Cost And Portable EMG Circuitry For Use in Active Prosthesis Applications,» *IEEE (International Conference of Robotics and Artificial Intelligence)*, pp. 204-207, 2012.

- [14] A. e. a. Özdemir, «A Real-Time EMG Driven Virtual Prosthesis Hand,» *In Mobile Robotics: Solutions and Challenges*, pp. 250-257, 2009.
- [15] A. S. e. al., «Optimized Circuit for EMG Signal Processing,» *IEEE (International Conference of Robotics and Artificial Intelligence)*, pp. 208-2013, 2012.
- [16] M. Shahzaib, «Hand Electromyography Circuit and Signals Classification Using Artificial Neural Network,» *IEEE (International Conference on Emerging Technologies)*, pp. 1-6, 2018.
- [17] S. K., «EMG Controlled Low Cost Prosthetic Arm,» *IEEE (Distributed Computing, VLSI, Electrical Circuits and Robotic)*, pp. 169-172, 2016.
- [18] S. A. Raurale, «Acquisition and processing real-time EMG signals for prosthesis active hand movements,» *IEEE (International Conference on Green Computing Communication and Electrical Engineering)* , pp. 1-6, 2014.
- [19] J. E. Hall y A. C. Guyton , *Fisiología Médica*, arcelona, España: Elsevier, 2011.
- [20] K. S. Saladin, *Anatomía y Fisiología*, México: McGraw-Hill, 2013.
- [21] S. A. D. Domínguez, Interviewee, *Dr. Especialista en ginecología y obstetricia*. [Entrevista]. 25 Julio 2023.
- [22] M. Latarjet y A. Ruiz Liard, *Anatomía Humana*, Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana , 2009.
- [23] S. Day, *Important Factors in Surface EMG Measurement*, Carlgary: Bortec Biomedical , 2002.
- [24] R. Boylestad y L. Nashelsky, *Electrónica: Teoría de circuitos y Dispositivo Electrónicos*, México: Pearson Education Inc. , 2009.
- [25] R. Ávila Chaurand y L. R. Prado león , *Dimensiones antropométricas de población latinoamericana*, Guadalajara, Jalisco: Universidad de Guadalajara, 2007.
- [26] S. H. Díaz Martínez, Interviewee, *M. en C. por INAOE*. [Entrevista]. 10 Agosto 2023.
- [27] H. Elorza, *Estadística para ciencias del comportamiento*, México: Harla, 1992.

APÉNDICE A

Consentimiento informado

Fecha: 19 / sept / 2023

Registro de la electromiografía superficial en grupos musculares agonistas y antagonistas del codo en población infantil

Responsables: Dr. Francisco Javier Renero Carrillo, Ing. José David Díaz Domínguez
Maestría en Ciencias y Tecnologías Biomédicas, INAOE.

Por favor, lea cuidadosamente, no dude en hacer todas las preguntas que considere necesarias para comprender este formulario.

Objetivos del estudio:

1. Registrar, al mismo tiempo, las señales de Electromiografía Superficial en los músculos agonistas y antagonistas en la flexión del codo derecho.
2. Registrar, al mismo tiempo, las señales de Electromiografía Superficial en los músculos agonistas y antagonistas en la extensión del codo derecho.
3. Registrar, al mismo tiempo, las señales de Electromiografía Superficial en los músculos agonistas y antagonistas en la flexión del codo izquierdo.
4. Registrar, al mismo tiempo, las señales de Electromiografía Superficial en los músculos agonistas y antagonistas en la extensión del codo izquierdo.

Duración aproximada del estudio: 15 a 20 minutos.

Recomendaciones previas al estudio:

El día de la cita

- Llegar 5 minutos antes al lugar donde se realizará el estudio.
- Usar camisa sin mangas o de manga corta.
- No poner crema en los brazos.

Previo al estudio

- Descansar adecuadamente (dormir bien).

INSTRUCCIONES

Registro de la señal electromiográfica superficial

Se le solicitará descubrir ambos brazos. Se le colocaran seis electrodos adheribles (el material de adherencia es gel base agua), tres en la región del músculo extensor común de dedos, y tres en la región del músculo flexor superficial de dedos (antebrazo).

Prueba de peso:

Se le pedirá al usuario que sostenga una bolsa, con el antebrazo brazo en posición supino y formando un ángulo de 90° con el brazo, en la cual se irán agregando 1/4kg (250g). Cada que se le agregue peso, en posición de pie, mirando al evaluador, se le pedirá al usuario mover su antebrazo para mover un motor. Se le dará al usuario 1 minuto para que descansa el antebrazo cada que se agregue peso. Se medirá cuál es el máximo de peso que soporta el usuario aun pudiendo controlar al motor.

Prueba de tiempo:

Con base en el peso máximo obtenido en la prueba de peso, y manteniendo la misma posición, se le pedirá a usuario sostener la bolsa hasta que se canse. Se tomará el tiempo total de soporta el usuario. Fin del estudio.

La información para usar será: género, edad, índice de masa corporal (IMC), diámetro del antebrazo y los datos obtenidos de las pruebas de peso y tiempo antes mencionadas.

Entiendo que:

1. Se le descubrirán los brazos a mi hijo/a.
2. En la región del antebrazo se le colocarán seis electrodos adhesivos (gel base agua).

Se me ha explicado y comprendo que:

1. El gel base agua podría generar irritación en la piel donde se coloque el electrodo.
2. La función de los electrodos es registrar la actividad eléctrica generada por la contracción muscular, es decir, por los electrodos no se introducirá movimiento de carga eléctrica.

Consentimiento – informado

La información que proporcione y la obtenida durante el estudio podrá ser utilizada para analizarla y publicarla en revistas científicas especializadas. La participación de mi hijo/a es voluntaria y no hay impedimento que afecte su participación. Se que lo puedo retirar del estudio en el momento que lo desee. Accedo a que se adquieran fotografías (solo del antebrazo, no rostro) durante el estudio, y que esta información pueda usarse científicamente. La identidad de mi hijo/a será resguardará y se mantendrá en confidencialidad.

Se me ha informado, lo más preciso posible, sobre la preparación previa para asegurar que el estudio se realice en cumplimiento con este protocolo. Puedo revisar, cuando lo desee, toda la información y datos obtenidos sobre mi hijo/a, y decidir que todo o una parte no sea utilizada.

Habiendo entendido lo anterior, y recibido respuestas satisfactorias a todas y cada una de las preguntas que he tenido sobre el propósito y el resultado, los factores de riesgo y los beneficios de estudio, así como la utilización del procedimiento, por la presente doy mi consentimiento tanto inicial y posterior al estudio.

Nombre y firma del padre/madre o tutor: _____

Identificación del participante Reg. EMG. _____ (para preservar su privacidad).

Fecha _____

APÉNDICE B

Código en Arduino.

```
#include <Servo.h>
Servo b1;
Servo b2;
Servo b3;
Servo b4;
Servo b5;

float EMG_A = A1;
float EMG_B = A2;
float valA;
float valB;

int estado = 0;

void setup() {
  b1.attach (13);
  b2.attach (12);
  Serial.begin(9600);
}

void loop() {
  valA = analogRead (EMG_A);
  valB = analogRead (EMG_B);
  Serial.print(valA);
  Serial.print(",");
  Serial.println(valB);
  while (valA > 60) {
    switch (estado) {
      case 1:
        b1.write(0);
        //b2.write(0);
        estado = 0;
        delay(200);
        break;

      case 0:
        b1.write(180);
        //b2.write(180);
        estado = 1;
        delay(200);
        break;

      default:
        break;
    }
    break;
  }
}
```

```

while (valB > 90) {
  switch (estado) {
    case 1:
      //b1.write(0);
      b2.write(0);
      estado = 0;
      delay(200);
      break;

    case 0:
      //b1.write(180);
      b2.write(180);
      estado = 1;
      delay(200);
      break;

    default:
      break;
  }
  break;
}
}

```

Código Matlab.

```

clear all
a=arduino ('COM3','UNO');
s1=servo(a,'D11');
s2=servo(a,'D10');
s3=servo(a,'D9');
s4=servo(a,'D6');
s5=servo(a,'D5');

writePosition(s5, 0);
pause(0.2);
writePosition(s4, 0);
pause(0.2);
writePosition(s3, 0);
pause(0.2);
writePosition(s2, 0);
pause(0.2);
writePosition(s1, 0);
pause(0.2);

m='A1';
c=0;
d=0;
estado=0;

```

```

while 1
    emgA=readVoltage(a,m);
    c=c+1;
    datos(c)=valA;

    s=['Valor del sensor: ', num2str(emgA)];
    e=['Estado: ', num2str(estado)];
    disp (s)

    plot(datos);
    grid on
    grid minor

    while emgA>0.5
        switch estado
            case 0
                writePosition(s1, 0);
                pause(0.2);
                writePosition(s2, 0);
                pause(0.2);
                writePosition(s3, 0);clc
                pause(0.2);
                writePosition(s4, 0);
                pause(0.2);
                writePosition(s5, 0);
                estado=1;
                pause(0.2);
                break;

            case 1
                writePosition(s5, 1);
                pause(0.2);
                writePosition(s4, 1);
                pause(0.2);
                writePosition(s3, 1);
                pause(0.2);
                writePosition(s2, 1);
                pause(0.2);
                writePosition(s1, 1);
                estado=0;
                pause(0.2);
                break;
        end
    end
end
end

```

APÉNDICE C

Datos individuales Reg_EMG_H1.

Tabla 1 Datos Individuales de Reg_EMG_H1.

No. De Fl.	Voltaje	No. De Ex.	Voltaje
1	0.8309	1	0.2248
2	0.5376	2	0.2884
3	0.3861	3	0.4888
4	0.5132	4	0.2346
5	0.4839	5	0.0635
6	0.6940	6	0.5230
Promedio	0.574	Promedio	0.304
σ	0.1605	σ	0.1739

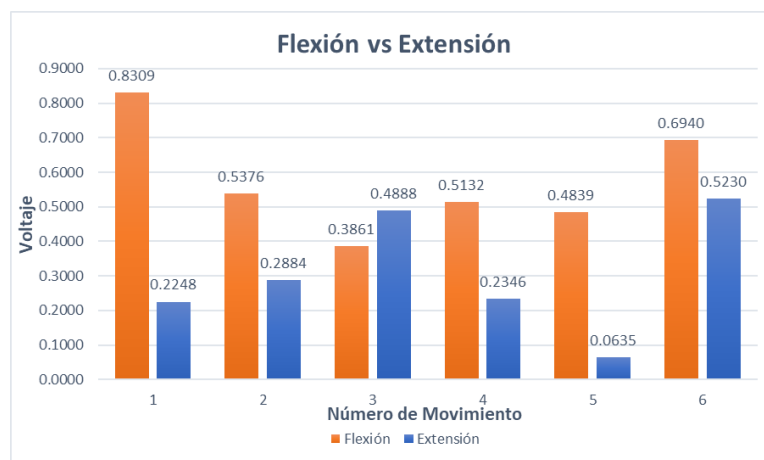


Figura 1 Flexiones y extensiones individuales de Reg_EMG_H1.

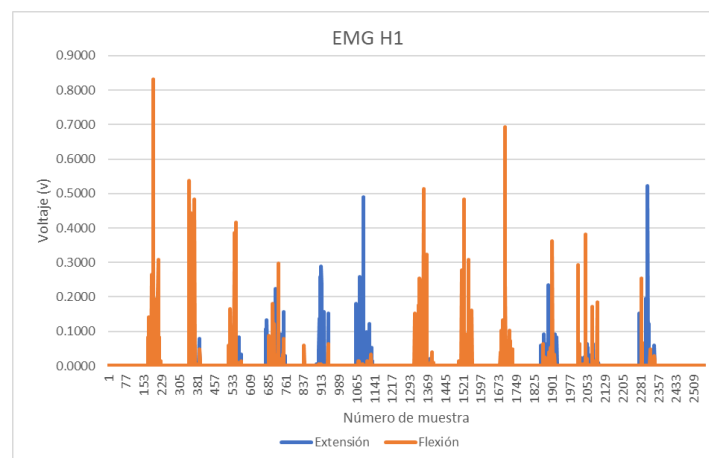


Figura 2 Electromiografía sujeto H1

Datos individuales Reg_EMG_H2.

Tabla 2 Datos Individuales de Reg_EMG_H2.

No. De Fl.	Voltaje	No. De Ex.	Voltaje
1	0.0978	1	0.2444
2	0.1760	2	0.3372
3	0.2786	3	0.2493
4	0.2297	4	0.3079
5	0.1906	5	0.2590
6	0.0929	6	0.1515
Promedio	0.178	Promedio	0.258
σ	0.0730	σ	0.0638

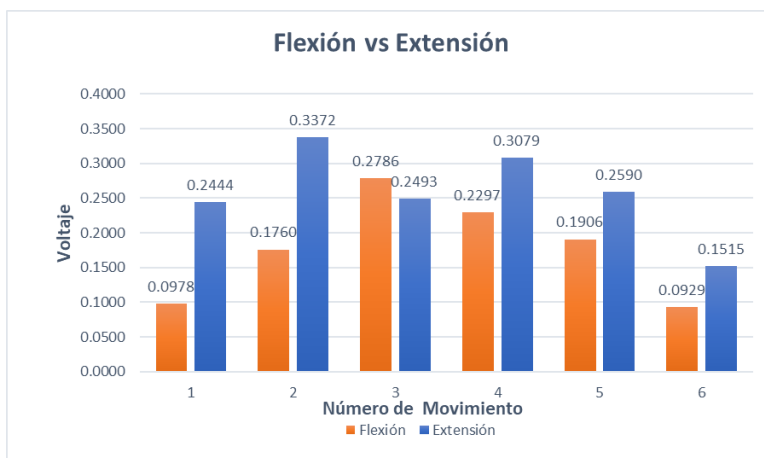


Figura 3 Flexiones y extensiones individuales de Reg_EMG_H2.

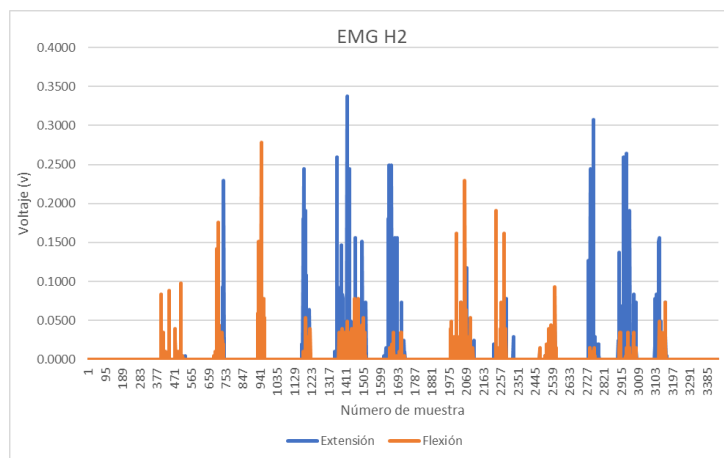


Figura 4 Electromiografía sujeto H2

Datos individuales Reg_EMG_H3.

Tabla 3 Datos Individuales de Reg_EMG_H3.

No. De Fl.	Voltaje	No. De Ex.	Voltaje
1	0.0342	1	0.3812
2	0.1564	2	0.1857
3	0.2053	3	0.1857
4	0.0684	4	0.1857
5	0.4301	5	0.1613
6	0.2199	6	0.2444
Promedio	0.186	Promedio	0.224
σ	0.1406	σ	0.0818

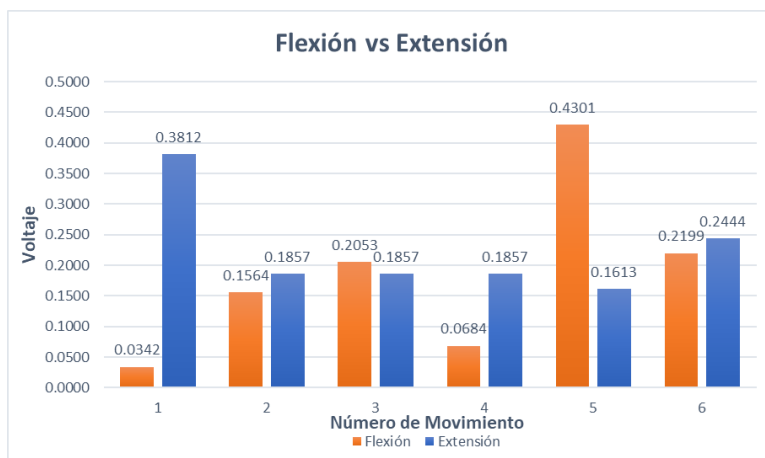


Figura 5 Flexiones y extensiones individuales de Reg_EMG_H3.

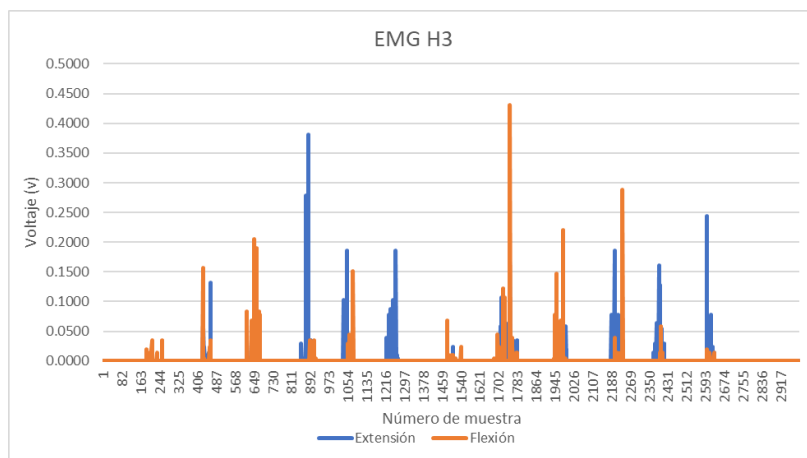


Figura 6 Electromiografía sujeto H3

Datos individuales Reg_EMG_H4.

Tabla 4 Datos Individuales de Reg_EMG_H4.

No. De Fl.	Voltaje	No. De Ex.	Voltaje
1	0.2688	1	0.2444
2	0.5718	2	0.4985
3	0.7771	3	0.7038
4	0.5572	4	0.2639
5	0.5816	5	0.2639
6	0.1955	6	0.2835
Promedio	0.492	Promedio	0.376
σ	0.2180	σ	0.1863

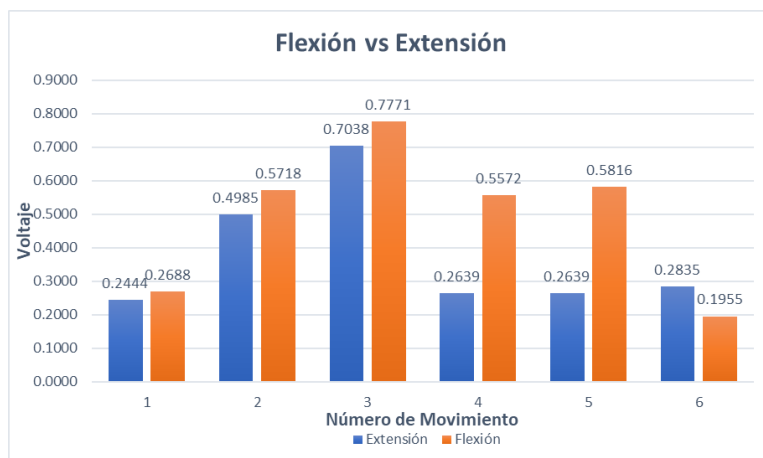


Figura 7 Flexiones y extensiones individuales de Reg_EMG_H4.

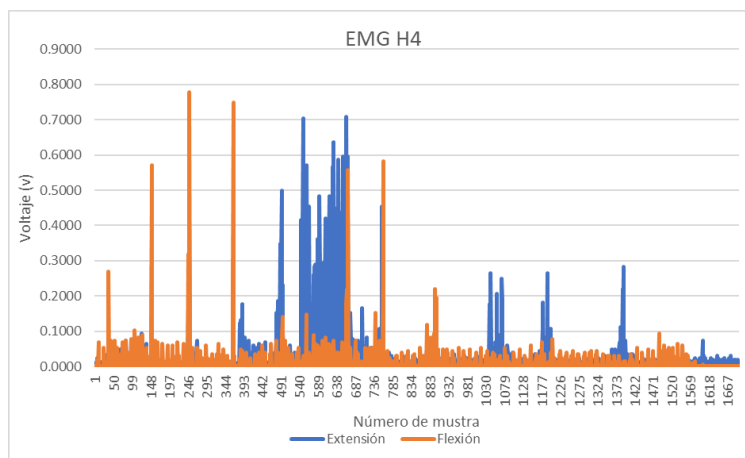


Figura 8 Electromiografía sujeto H4.

Datos individuales Reg_EMG_H5.

Tabla 5 Datos Individuales de Reg_EMG_H5.

No. De Fl.	Voltaje	No. De Ex.	Voltaje
1	2.1310	1	1.5249
2	0.4839	2	0.4643
3	0.4985	3	0.6452
4	0.8895	4	0.8162
5	0.8553	5	0.3812
6	0.5963	6	1.2805
Promedio	0.909	Promedio	0.852
σ	0.6235	σ	0.4588

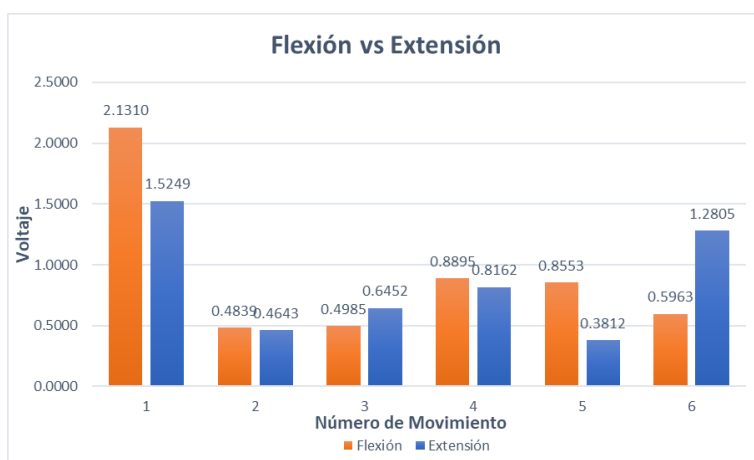


Figura 9 Flexiones y extensiones individuales de Reg_EMG_H5.

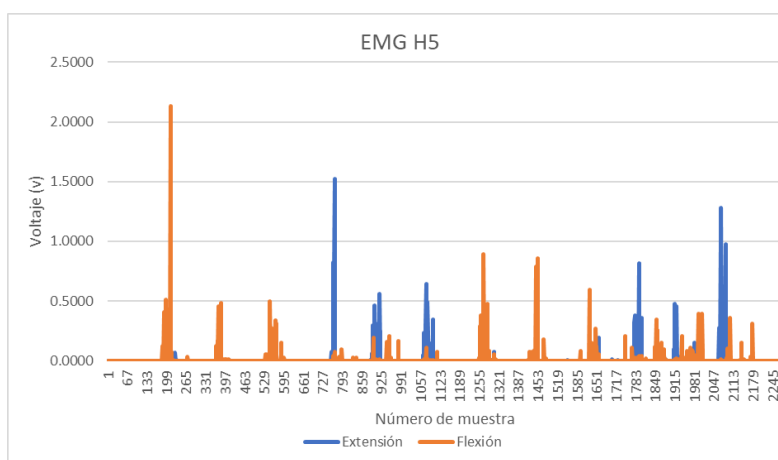


Figura 10 Electromiografía sujeto H5.

Datos individuales Reg_EMG_M1.

Tabla 6 Datos Individuales de Reg_EMG_M1.

No. De Fl.	Voltaje	No. De Ex.	Voltaje
1	0.2346	1	0.0831
2	0.2346	2	0.2639
3	0.1906	3	0.1026
4	0.0831	4	0.0489
5	0.2933	5	0.0391
6	0.1564	6	0.1075
Promedio	0.199	Promedio	0.108
σ	0.0731	σ	0.0815

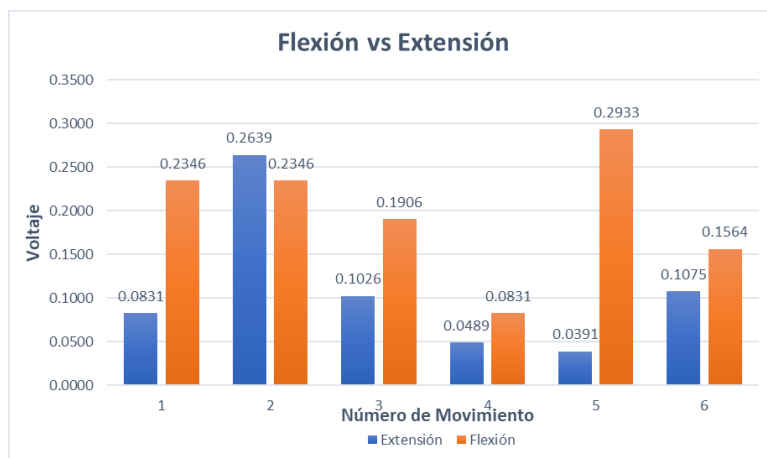


Figura 11 Flexiones y extensiones individuales de Reg_EMG_M1.

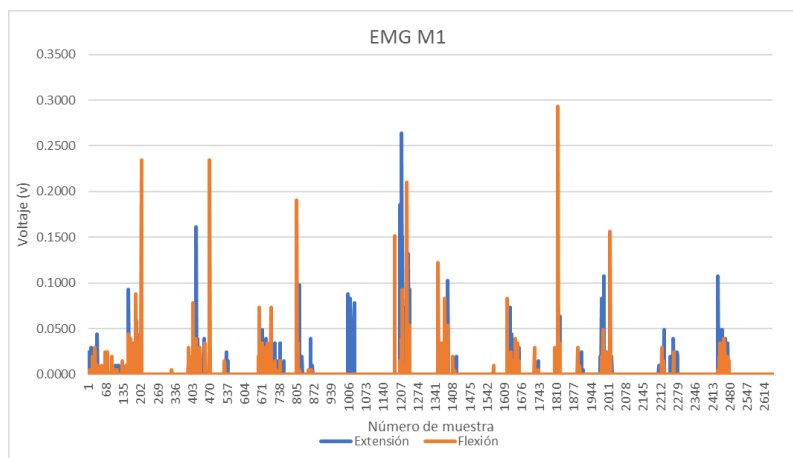


Figura 12 Electromiografía sujeto M1.

Datos individuales Reg_EMG_M2.

Tabla 7 Datos Individuales de Reg_EMG_M2.

No. De Fl.	Voltaje	No. De Ex.	Voltaje
1	0.2395	1	0.3079
2	0.1760	2	0.5327
3	0.6549	3	0.7038
4	0.1417	4	0.3861
5	0.3079	5	0.1271
6	0.1564	6	0.3128
Promedio	0.279	Promedio	0.395
σ	0.1940	σ	0.2003

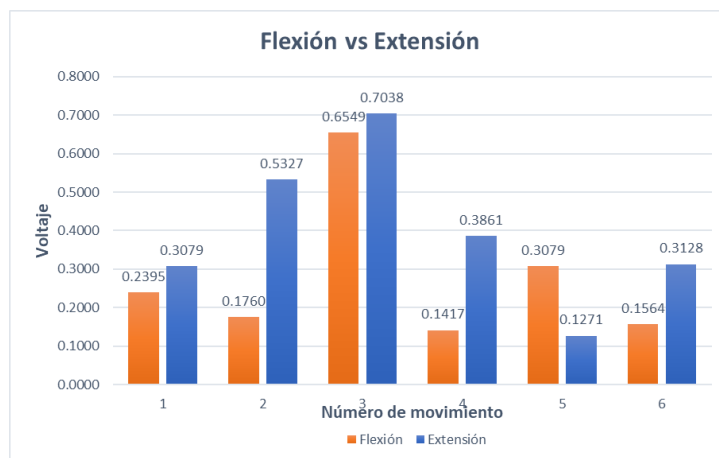


Figura 13 Flexiones y extensiones individuales de Reg_EMG_M2.

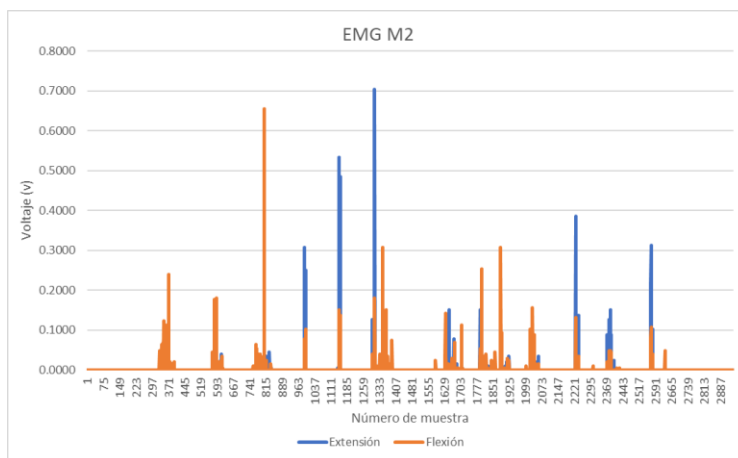


Figura 14 Electromiografía sujeto M2

Datos individuales Reg_EMG_M3.

Tabla 8 Datos Individuales de Reg_EMG_M3.

No. De Fl.	Voltaje	No. De Ex.	Voltaje
1	0.1271	1	0.1955
2	0.5376	2	0.2835
3	0.3275	3	0.2053
4	0.3861	4	0.2444
5	0.1906	5	0.2053
6	0.1417	6	0.3079
Promedio	0.285	Promedio	0.240
σ	0.1614	σ	0.0467

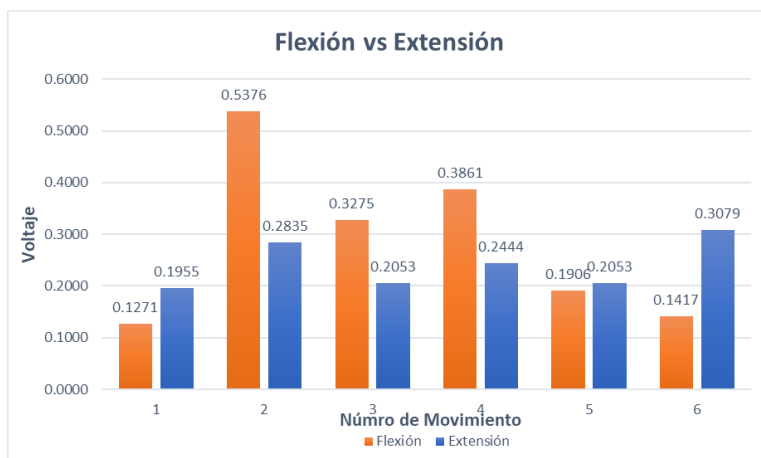


Figura 15 Flexiones y extensiones individuales de Reg_EMG_M3.

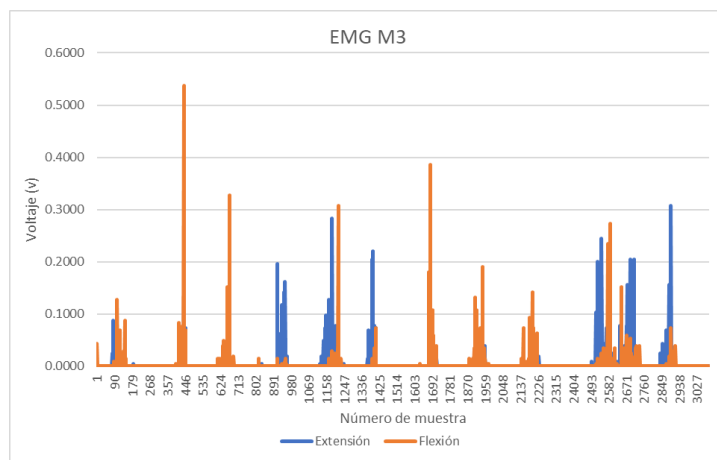


Figura 16 Electromiografía sujeto M3.

Datos individuales Reg_EMG_M4.

Tabla 9 Datos Individuales de Reg_EMG_M4.

No. De Fl.	Voltaje	No. De Ex.	Voltaje
1	0.3177	1	0.1662
2	0.2933	2	0.1320
3	0.1075	3	0.1711
4	0.1271	4	0.2444
5	0.2590	5	0.1466
6	0.2297	6	0.2151
Promedio	0.222	Promedio	0.179
σ	0.0869	σ	0.0426

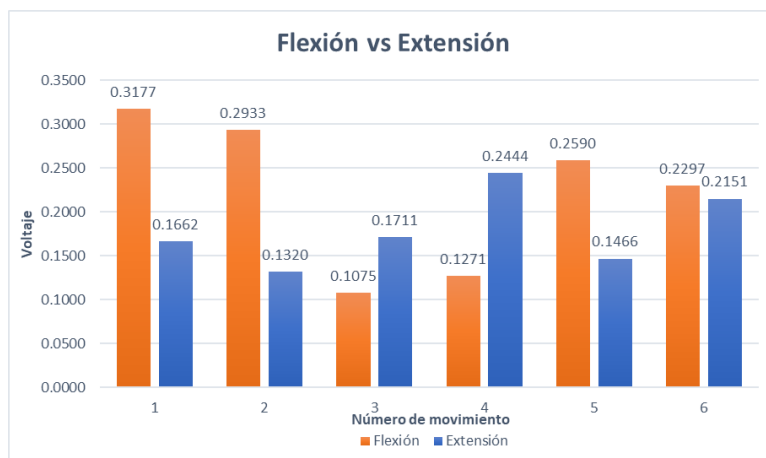


Figura 17 Flexiones y extensiones individuales de Reg_EMG_M4.

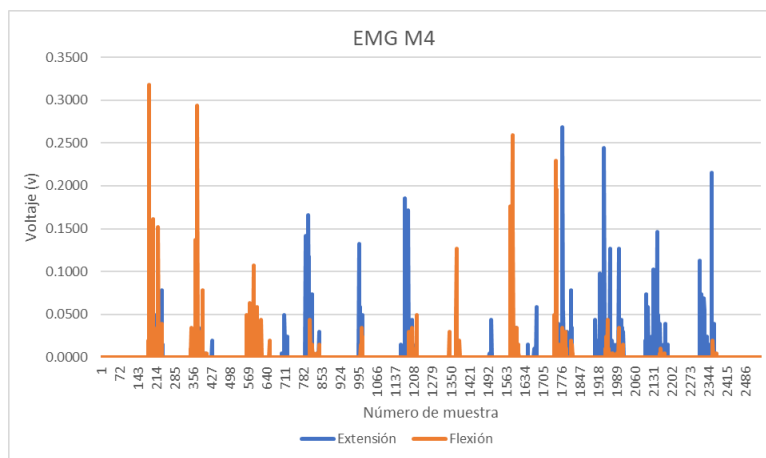


Figura 18 Electromiografía sujeto M4

Datos individuales Reg_EMG_M5.

Tabla 10 Datos Individuales de Reg_EMG_M5.

No. De Fl.	Voltaje	No. De Ex.	Voltaje
1	0.6598	1	0.4692
2	0.6012	2	0.9971
3	0.3030	3	0.3959
4	0.2933	4	0.4399
5	0.2395	5	0.4594
6	0.4741	6	1.3636
Promedio	0.428	Promedio	0.688
σ	0.1762	σ	0.3998

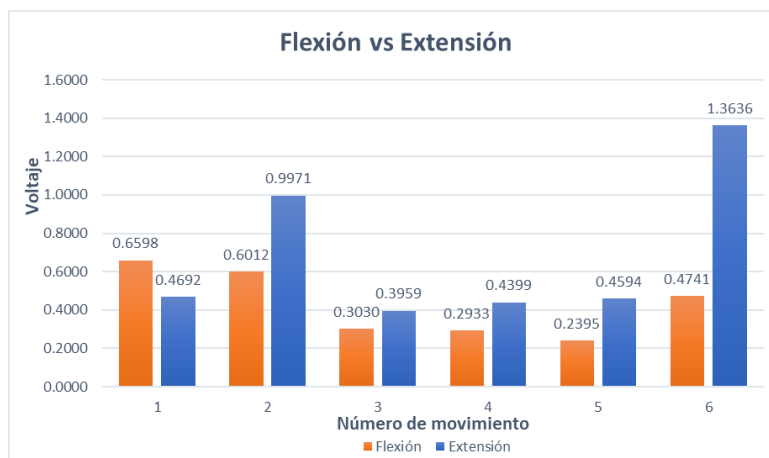


Figura 19 Flexiones y extensiones individuales de Reg_EMG_M5.

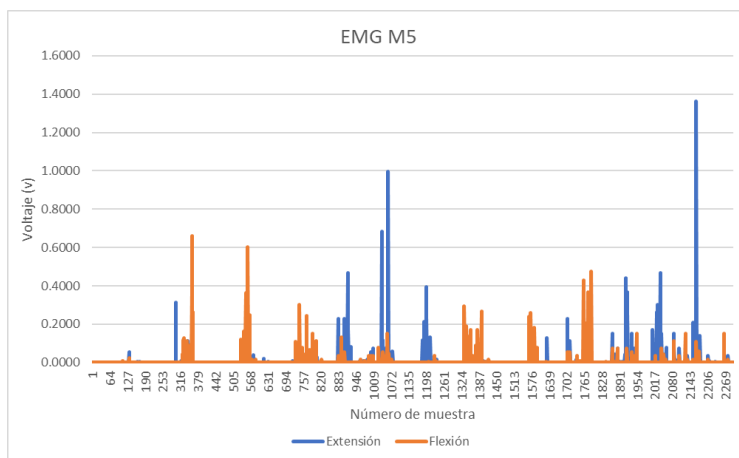


Figura 20 Electromiografía sujeto M5