



**UNIVERSIDAD DE CONCEPCIÓN
FACULTAD DE INGENIERÍA
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA ELÉCTRICA**



**SISTEMA PORTÁTIL DE ELECTROMIOGRAFÍA Y
ELECTROGONIMETRÍA PARA EL ENTRENAMIENTO FÍSICO
DEPORTIVO**

POR

Catalina Pouletd Reyes Camaño

Memoria de Título presentada a la Facultad de Ingeniería de la Universidad de Concepción para optar
al título profesional de Ingeniera Civil Biomédica

Profesores Guía
Esteban Pino Quiroga

Comisión
Armando Ogalde Lamatta
Rosa Figueroa Iturrieta

Octubre 2024
Concepción (Chile)

© 2024 Catalina Pouletd Reyes Camaño

© 2024 Catalina Pouletd Reyes Camaño

Se autoriza la reproducción total o parcial, con fines académicos, por cualquier medio o procedimiento, incluyendo la cita bibliográfica del documento.

Resumen

Actualmente existen diversas herramientas especializadas en apoyo deportivo, pero la mayoría de las opciones del mercado se desarrollan en un ambiente clínico. En respuesta, el objetivo del proyecto es implementar un sistema de adquisición de datos portátil e inalámbrico para monitorear el rendimiento deportivo, que a través de una aplicación analiza el estado muscular evaluando la fatiga mediante el índice de Dimitrov, la actividad muscular a través de la normalización RMS de la señal, y la asimetría muscular calculando el índice de asimetría bilateral. Estos parámetros se evalúan junto con datos de movimiento para proporcionar una evaluación integral.

En este estudio participaron 7 mujeres y 7 hombres practicantes de Crossfit con especialización en halterofilia. Se evaluaron los ejercicios de remo al cuello con barra y press militar con mancuernas. El protocolo comenzó con una contracción isométrica para determinar la máxima contracción voluntaria (MVC), estableciendo un umbral del 30 % de los valores RMS como referencia, seguido por la ejecución de contracciones dinámicas para analizar los cambios en los indicadores. Para la recolección de datos se utilizó un dispositivo de electromiografía de superficie (sEMG) desarrollado específicamente para este estudio, que cuenta con 6 canales, permitiendo analizar 3 pares musculares (tríceps, trapecio y deltoides), junto con 4 entradas de goniometría para medir el desplazamiento angular en los ejes x e y de ambos hombros. El procesamiento de datos se realizó mediante un algoritmo desarrollado en Python, que permitió tanto la visualización en tiempo real como el almacenamiento de señales y parámetros para su posterior análisis.

Los resultados mostraron en ambos grupos un amplio rango de activación entre el 40 % y el 120 % del MVC en el remo al cuello, en comparación con el press militar, que presentó un rango entre el 60 % a 85 % en hombres y 55 % a 77 % en mujeres. El indicador de asimetría fue mayor en un 28.21 % en mujeres que los hombres considerando todas las series y músculos evaluados. El ejercicio de remo en barra mostró un rango de asimetría superior al 18 %, considerado riesgoso, mientras que el press militar se mantuvo en rangos recomendados. Los hombres alcanzaron fatiga moderada ($400\% > \%F_{Insm} (k=5) > 200\%$) más rápidamente que las mujeres, llegando algunos a alta fatiga ($400\% < \%F_{Insm} (k=5)$) en la última serie, mientras que las mujeres se mantuvieron en fatiga moderada. Se observó un aumento de los indicadores durante la contracción concéntrica, y durante las fases excéntrica y concéntrica se evidenciaron diferencias en la densidad espectral y de amplitud en la señal.

Estos hallazgos coinciden con la literatura existente, validando la efectividad del sistema desarrollado. Sin embargo, se identificaron limitaciones como discrepancias en la medición de MVC isométrica y reducción en la frecuencia de muestreo.

Se logró desarrollar un sistema funcional de monitoreo muscular en tiempo real, que en conjunto al análisis desarrollado de los indicadores del estado muscular y estudio de las fases del movimiento, se establece una base sólida para futuras mejoras.

Abstract

Currently, there are various specialized tools for sports support, but most market options are developed in a clinical environment. In response, this project aims to implement a portable and wireless data acquisition system to monitor athletic performance, which through an application analyzes muscular state by evaluating fatigue using the Dimitrov index, muscle activity through RMS signal normalization, and muscle asymmetry by calculating the bilateral asymmetry index. These parameters are evaluated along with movement data to provide a comprehensive assessment.

This study involved 7 women and 7 men practicing CrossFit with specialization in weightlifting. The exercises evaluated were barbell upright row and dumbbell military press. The protocol began with an isometric contraction to determine maximum voluntary contraction (MVC), establishing a threshold of 30 % of RMS values as reference, followed by dynamic contractions to analyze changes in indicators. Data collection used a surface electromyography (sEMG) device specifically developed for this study, featuring 6 channels, allowing analysis of 3 muscle pairs (triceps, trapezius, and deltoid), along with 4 goniometry inputs to measure angular displacement in the x and y axes of both shoulders. Data processing was performed using an algorithm developed in Python, which allowed both real-time visualization and storage of signals and parameters for subsequent analysis.

Results showed in both groups a wide activation range between 40 % and 120 % of MVC in the upright row, compared to the military press, which showed a range between 60 % to 85 % in men and 55 % to 77 % in women. The asymmetry indicator was 28.21 % higher in women than men considering all series and muscles evaluated. The barbell row exercise showed an asymmetry range above 18 %, considered risky, while the military press remained within recommended ranges. Men reached moderate fatigue ($400 \% > \%F_{Insm} (k=5) > 200 \%$) more quickly than women, with some reaching high fatigue ($400 \% < \%F_{Insm} (k=5)$) in the last series, while women maintained moderate fatigue. An increase in indicators was observed during concentric contraction, and during eccentric and concentric phases, differences in spectral density and signal amplitude were evident.

These findings align with existing literature, validating the effectiveness of the developed system. However, limitations were identified such as discrepancies in isometric MVC measurement and reduction in sampling frequency.

A functional real-time muscle monitoring system was successfully developed, which, together with the developed analysis of muscle state indicators and study of movement phases, establishes a solid foundation for future improvements.

Tabla de contenidos

1	Introducción	1
1.1	Introducción General	1
1.2	Revisión bibliográfica	2
1.2.1	Contracción muscular	2
1.2.2	sEMG	2
1.2.3	Actividad muscular	3
1.2.4	Asimetría muscular	4
1.2.5	Fatiga muscular	5
1.2.6	Electrogoniómetro	6
1.2.7	Desplazamiento angular	6
1.3	Estado del Arte	7
1.4	Descripción del problema	9
1.5	Objetivos	11
1.5.1	Objetivo General	11
1.5.2	Objetivos Específicos	11
1.6	Alcances y limitaciones	12
1.7	Metodología	12
1.8	Temario	13
2	Marco teórico	14
2.1	Introducción	14
2.2	Deltoides	14
2.3	Trapecio	15
2.4	Tríceps Braquial	15
2.5	Rango de movimiento del hombro	16
2.6	Discusión	17
3	Descripción del sistema	18
3.1	Introducción	18
3.2	Adquisición de la señal	18

3.2.1	Acelerómetro	18
3.2.2	Electrodos	19
3.3	Sensor de electromiografía de superficie	20
3.4	Placa base	20
3.5	Módulo inalámbrico	21
3.6	Recepción y monitoreo	21
3.7	Discusión	22
4	Hardware de adquisición	23
4.1	Introducción	23
4.2	Sensor de electromiografía: Amplificación	23
4.3	Diagrama del circuito e implementación	25
4.4	Discusión	28
5	Procesamiento de señales	29
5.1	Introducción	29
5.2	Variables a monitorear sensor de sEMG	29
5.2.1	Valor eficaz o RMS (Root Mean Square)	29
5.2.2	Indicador de actividad muscular	29
5.2.3	Indicador de asimetría	30
5.2.4	Indicador de fatiga	30
5.3	Desplazamiento angular	31
5.3.1	Calibración de los acelerómetros	31
5.3.2	Ángulo de inclinación	32
5.4	Digitalización, muestreo y envío de datos	33
5.5	Recepción de datos	33
5.6	Filtros digitales	34
5.7	Implementación de algoritmo	35
5.8	Discusión	36
6	Aplicación	37
6.1	Introducción	37
6.2	Pantalla de monitoreo de señales	37
6.3	Pantalla de indicadores	39
6.4	Funcionamiento	40
6.5	Discusión	40
7	Pruebas del sistema	41

7.1	Introducción	41
7.2	Protocolo	41
7.3	Resultados	43
7.4	Discusión	56
8	Conclusión y trabajo futuro	58
8.1	Conclusión	58
8.2	Trabajo futuro	59
9	Glosario	60

Lista de tablas

3.1	Especificaciones técnicas ADXL335	19
3.2	Especificaciones técnicas INA121	20
3.3	Especificaciones técnicas NodeMCU ESP32 DevKit V1.	21
3.4	Especificaciones técnicas batería de litio de 3.7V.	21
5.1	Clasificación de la actividad muscular.	30
5.2	Clasificación de la asimetría muscular.	30
5.3	Clasificación de Fatiga Muscular de momento espectral orden 5.	31
5.4	Rango bruto del ADC calibrado para cada eje, junto a la fuerza "G".	31

Lista de figuras

1.1	Adquisición y procesamiento de señal EMG de superficie	3
1.2	Gráfica de los porcentajes de MVC para la actividad muscular	4
1.3	Gráfica del índice de asimetría.	4
1.4	Comparación entre la frecuencia media y relación de momentos espectrales.	5
1.5	Ejemplo de disposición de acelerómetros para una sección angular.	6
1.6	Dos ejes utilizados para la detección de inclinación.	7
1.7	Cantidad de publicaciones sobre sEMG en la historia	7
1.8	Resultados de la evaluación conjunta de aceleración y sEMG.	8
1.9	Representación de la distribución de actividad muscular en gráfica de barras.	9
1.10	Representación de la distribución de actividad muscular espacial.	9
2.1	Músculo deltoides (En color rojo).	14
2.2	Músculo Trapecio (En color rojo).	15
2.3	Músculo Tríceps braquial (En color rojo).	16
2.4	Rango de movimiento del hombro. A.-Transformación de planos de elevación en extensión de hombro ($<$ o igual a -45°), flexión (entre 45° a 135°), abducción (entre -45° a 45°) y aducción ($>$ 135°). B.- Ángulos de abducción y aducción (vista frontal).	16
2.5	Movimientos de halterofilia. a: Arranque. b: Cargada. c: Jerk.	17
3.1	Estructura del sistema general y partición de subsistemas.	18
3.2	Diagrama de bloques del acelerómetro ADXL3335.	19
3.3	Formato base de todas gráficas a mostrar. Imagen A.- Gráficas transmutables entre visualización de EMG, FFT, RMS y desplazamiento angular. Imagen B.- Gráfica de indicadores de actividad muscular.	22
4.1	Diseño del sensor de sEMG con el amplificador de instrumentación INA121.	24
4.2	Esquema del sensor de electromiografía de superficie y electrogoniómetro.	25
4.3	Placa con sensor sEMG finalizado, junto a las entradas y salidas señaladas.	25
4.4	Vista de la placa junto a cables de conexión de las salidas de los amplificadores e interruptores de baterías.	26
4.5	placa con headers marcados para conectar los sensores con el dispositivo de adquisición.	27

4.6	Mediciones del sensor sEMG en serie de contracciones mediante Osciloscopio. . . .	27
5.1	Respuestas de filtros digitales juntos. Línea verde filtros combinados, línea azul filtro Notch, línea naranja filtro pasa bandas. Líneas entrecortadas marca la frecuencia de corte.	34
5.2	Simulaciones de filtro digital pasa bajos Butterworth de orden 4 en 20 Hz.	34
5.3	Diagrama del algoritmo general. Se presentan las etapas de calibración, procesamiento de la señal, segmentación y aplicación.	35
6.1	Vista de la pantalla predeterminada, señales sEMG y desplazamiento angular. . . .	37
6.2	Vista de la pantalla con las FFT de las señales sEMG y desplazamiento angular. . . .	38
6.3	Vista de la pantalla con los valores RMS por ventana deslizante de las señales sEMG y desplazamiento angular.	38
6.4	Vista de la pantalla dos, evaluando los cambios de indicadores. Parte superior presenta la actividad muscular en cada músculo. En medio se encuentra la asimetría entre los pares musculares. Parte inferior se observa la fatiga de cada músculo.	39
6.5	Representación de las características de los indicadores por color.	39
7.1	Vistas laterales y del centro del sistema de adquisición puesto en un sujeto. Óvalos verdes: Electrodo húmedo. Círculos rojos: Acelerómetros. Rectángulo celeste: Dispositivo de adquisición y transmisión.	41
7.2	Remo al cuello, visión posterior.	42
7.3	Press militar, visión anterior.	43
7.4	Sujetos junto al sistema de adquisición y visualización puestos a prueba. Imagen A.- Ejecución de press militar con el sistema de adquisición y la aplicación. Imagen B.- Ejecución de remo con barra junto al sistema. Imagen C y D.- Indicadores de fatiga, porcentaje de contracción y asimetría funcionando en tiempo real durante press militar.	43
7.5	Comparativa de las señales de sEMG con las de desplazamiento angular.	44
7.6	Vista expandida del ángulo del hombro respecto a la sEMG producida por el deltoides derecho en su tercera repetición.	44
7.7	Comparativa de señal sEMG bien ejecutada (A) y una mal realizada (B).	45
7.8	Gráfica de promedio por serie y músculo del porcentaje de contracción muscular normalizada. Imagen H.- Indicador de contracción respecto a la MVC en hombres. Imagen M.- Indicador de contracción respecto a la MVC en mujeres.	45
7.9	Obtención de máxima contracción voluntaria isométrica. Imagen A.- MVC isométrico con alta actividad en tríceps y deltoides en el cuadrado rojo. Imagen B.- MVC isométrico con alta actividad en trapecios.	47

7.10	RMS de MVC junto a las series de ejercicios. Imagen A.- MVC isométrico bien ejecutado. Imagen B.- MVC isométrico fallido.	47
7.11	Comparativa de indicador de asimetría. Imagen A.1.- sEMG asimétricas. A.2.- Valores RMS. A.3.- Indicador con asimetría . Imagen B.1.-sEMG simétricas. B.2.- valores RMS. B.3.- Indicador sin asimetría.	48
7.12	Porcentaje de asimetría promedio en los músculos estudiados durante cada serie. imagen H.- Indicador de Asimetría en hombres. Imagen M.- Indicador de asimetría en mujeres.	48
7.13	Indicadores de fatiga en los grupos de mujeres y hombres, en la primera serie de remo. Imagen H.- Indicador de fatiga en hombres. Imagen M.- Indicador de fatiga en mujeres.	49
7.14	Indicadores de fatiga en los grupos de mujeres y hombres en la segunda serie de remo. Imagen H.- Indicador de fatiga en hombres. Imagen M.- Indicador de fatiga en mujeres.	50
7.15	Indicadores de fatiga en los grupos de mujeres y hombres en la tercera serie de remo. Imagen H.- Indicador de fatiga en hombres. Imagen M.- Indicador de fatiga en mujeres.	50
7.16	Indicadores de fatiga en los grupos de mujeres y hombres en la primera serie de press militar. Imagen H.- Indicador de fatiga en hombres. Imagen M.- Indicador de fatiga en mujeres.	51
7.17	Indicadores de fatiga en los grupos de mujeres y hombres en la segunda serie de press militar. Imagen H.- Indicador de fatiga en hombres. Imagen M.- Indicador de fatiga en mujeres.	51
7.18	Contracción segmentada de la primera repetición de sujeto de prueba en press militar primera serie, con su respectivo análisis en frecuencia.	52
7.19	Análisis en frecuencia de la fase concéntrica (imagen A) y excéntrica (imagen B) de la contracción segmentada.	52
7.20	Efectos de la densidad espectral en la fatiga. Imagen A.- Indicador en la fase concéntrica. Imagen B.- Indicador en la contracción completa. Imagen C.- Indicador en la fase excéntrica.	53
7.21	Promedio de fatiga por serie, en contracción completa, fase excéntrica y concéntrica.	54
7.22	Análisis de actividad muscular Imagen A.- Indicador en la fase concéntrica. Imagen B.- Indicador en el segmento completo. Imagen C.- Indicador en la fase excéntrica.	54
7.23	Análisis del indicador de asimetría. Imagen A.- Indicador en la fase concéntrica. Imagen B.- Indicador en la contracción completa. Imagen C.- Indicador en la fase excéntrica.	55
A.1	Cables de conexión jumpers para conectar sEMG con el microcontrolador.	67
A.2	Cables de conexión de broche y caimán.	68
C.1	Extracto del libro "The ABC of EMG" con recomendación de posición de MVC para músculos del antebrazo/hombros.	72

Capítulo 1. Introducción

1.1. Introducción General

A partir de los avances en las herramientas de captura y procesamiento de señales electro-fisiológicas en conjunto al desarrollo de dispositivos tecnológicos cada vez más precisos han podido aumentar la confiabilidad de las mediciones del cuerpo humano. Entre estos artefactos tecnológicos que sirven para evaluar el estado físico de las personas se encuentran los sensores de electrogoniometría y electromiografía (EMG) [1], siendo esenciales para evaluar el desempeño deportivo.

La goniometría, disciplina encargada de la medición de ángulos, se aplica en el ámbito deportivo para estimar los rangos de movilidad articular. Esta técnica mide los ángulos formados por la intersección de los ejes longitudinales de las articulaciones [2].

El fortalecimiento muscular controlado es esencial para prevenir lesiones. En este contexto, el estudio de la electromiografía de superficie (sEMG) y la electrogoniometría son fundamentales para adquirir datos sobre la actividad muscular y los ángulos de flexión [1] [3]. Los datos de sEMG permiten medir diversos parámetros fisiológicos, como la contracción muscular, el porcentaje de contracción voluntaria máxima (MVC), la fatiga, la asimetría y la actividad muscular en general, aspectos cruciales para optimizar el entrenamiento y mejorar el estado muscular.

Aunque los fundamentos de la sEMG y la goniometría son conocidos desde hace tiempo, su evolución reciente ha sido impulsada por avances tecnológicos que aún presentan desafíos. Es crucial que los sensores, el procesamiento de datos y otras funciones relacionadas continúen progresando mediante la integración de nuevas técnicas y métodos.

Esta memoria de título presenta un sistema portátil y de fácil uso que integra sensores de electromiografía de superficie y medición de desplazamiento angular. El objetivo es proporcionar datos en tiempo real sobre la actividad muscular, la fatiga, la asimetría y la inclinación angular, permitiendo su visualización a través de una aplicación.

La metodología empleada incluye una revisión exhaustiva de las técnicas de adquisición de señales, el diseño de hardware basado en la integración de sensores y amplificadores de instrumentación, y el desarrollo de algoritmos en ARDUINO IDE y Python para el procesamiento y análisis de señales. Además, se ha desarrollado una aplicación que permite monitorear los datos en tiempo real, enfocándose en la usabilidad y la precisión de los indicadores.

El sistema fue sometido a pruebas con un grupo de deportistas de halterofilia, quienes realizaron ejercicios bajo monitoreo para evaluar la eficacia del dispositivo en la medición de diversos parámetros musculares. Los resultados obtenidos sugieren que el sistema tiene un potencial significativo para su aplicación en diversos contextos deportivos, proporcionando información valiosa para el análisis del rendimiento muscular.

1.2. Revisión bibliográfica

1.2.1. Contracción muscular

El músculo esquelético está compuesto por fibras musculares, también conocidas como miofibras. Cada miofibrila representa una célula muscular, cuya unidad fundamental es el sarcómero. Las miofibras se agrupan en fascículos, y estos, a su vez, se unen para constituir el tejido muscular completo [4].

La generación de fuerza y el movimiento rápido son características de la función del músculo estriado producto de la contracción del sarcómero. Este proceso de contracción produce el acortamiento o relajación del músculo. El músculo está compuesto de fibras musculares. La unidad motora es el grupo de fibras musculares inervadas por una neurona motora, que controla las acciones neuromusculares.

La contracción muscular se produce por la actividad de la neurona motora. Esta actividad está condicionada a partir del diámetro de la fibra, la velocidad de conducción de los potenciales de acción y el reclutamiento de los potenciales de acción de las unidades motoras (PAUM) [3].

Durante las contracciones voluntarias, la vía descendente (eferente) inicia en la corteza motora y viaja por el tracto corticoespinal hasta las motoneuronas alfa que activan el músculo esquelético, mientras que la vía ascendente (aferente) proporciona retroalimentación desde el huso neuromuscular. Este proceso genera un tren de potenciales de acción que se envía a las unidades motoras reclutadas, cuya actividad neta depende de la magnitud de la señal de activación medular.

1.2.2. sEMG

La electromiografía de superficie (sEMG) permite medir la actividad eléctrica muscular utilizando electrodos sobre la piel de manera no invasiva, como se muestra en la figura 1.1. Es de fácil manejo y proporciona información de los músculos superficiales. El potencial de acción de una fibra muscular es el componente fundamental del electromiograma. La señal estudiada se ve influenciada por la magnitud y la densidad del reclutamiento de los PAUM y la frecuencia de disparos de estos. La sEMG refleja las características de reclutamiento y activación de las unidades motoras del músculo [5].

Para captar una señal EMG, es necesario colocar dos electrodos de detección en la zona del músculo a evaluar y, preferentemente, añadir uno de referencia en una zona donde no se espera un potencial eléctrico, por ejemplo, donde se expone más un hueso. La señal captada entre un electrodo de detección y uno de referencia es monopolar, mientras que la señal captada por los dos electrodos es bipolar [6].

La señal EMG no solo proporciona información útil del músculo estudiado, sino que la señal sin procesar también contiene información irrelevante. La contaminación por ruido se presenta en forma de artefactos de movimiento, interferencia de la línea eléctrica, ruido de cuantificación, saturación del amplificador y ruido blanco gaussiano aditivo. Varios tipos de ruido se manifiestan fuera de la banda de energía útil de la señal EMG o en frecuencias específicas dentro de la banda.

De Luca [7] planteó que era recomendable el uso de un filtro Butterworth pasa altos con una frecuencia de corte de 10 Hz para eliminar los artefactos de movimiento y la contaminación acústica. En el rango de 400 a 500 Hz se considera ruido de alta frecuencia. Un filtro pasa bandas entre 10 a 500 Hz, tipo Butterworth de orden 2 o 4, es el más comúnmente utilizado. Además, se debe eliminar el ruido de línea mediante la utilización de un filtro Notch de 50 o 60 Hz, dependiendo de la red eléctrica del lugar [5].

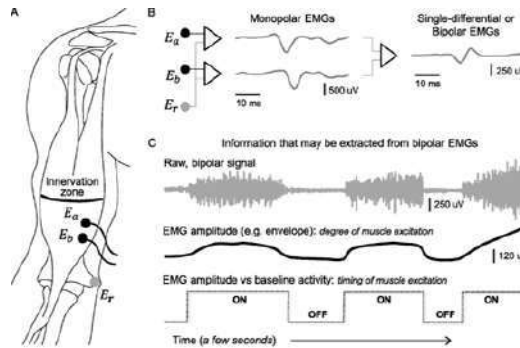


Figura 1.1: Adquisición y procesamiento de señal EMG de superficie [6].

1.2.3. Actividad muscular

La actividad muscular puede ser isométricas, dinámicas concéntricas y dinámicas excéntricas. En una contracción isométrica, no hay movimiento y se genera una mayor resistencia. Las acciones concéntricas implican el acortamiento de las fibras musculares, mientras que las acciones excéntricas resultan en el alargamiento de estas. En el estudio de la contracción, las acciones excéntricas se asocian con un menor nivel de activación muscular [8].

En el entrenamiento, existen diversos métodos de activación. Las pesas requieren un mayor gasto energético que el ejercicio aeróbico. Dependiendo de cómo se gestione el movimiento y la carga, la activación muscular variará tanto en términos de calidad como de cantidad. Además, dependiendo de si el ejercicio involucra una o varias articulaciones, se activarán más o menos grupos musculares. Los ejercicios uniarticulares se utilizan para aislar un músculo específico, mientras que los multiarticulares dependen de varios grupos musculares. El nivel de activación muscular también depende de la cantidad de repeticiones, las series de calentamiento, la carga seleccionada y los tiempos de descanso entre cada repetición, lo que influye en la fatiga muscular [9].

Para el análisis de la actividad muscular, se utiliza el valor RMS solo o la normalización de este con respecto al MVC. No obstante, la manera más clara y común de observar la activación muscular es mediante la normalización del RMS con respecto al MVC. Esto permite clasificar la activación muscular en niveles como bajo (0-20 % MVC), moderado (21-40 % MVC), alto (41-60 % MVC) y muy alto (>60 % MVC) [10]. Un ejemplo de esto se muestra en la figura 1.2 [11].

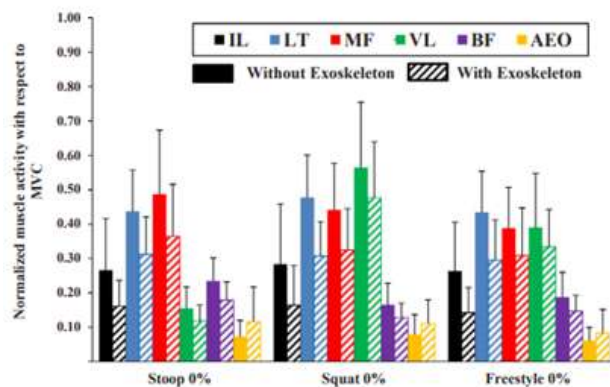


Figura 1.2: Gráfica de los porcentajes de MVC para la actividad muscular [11].

1.2.4. Asimetría muscular

En la literatura se describen tres tipos de asimetría para que distinguen las desviaciones de un organismo o parte de uno de la simetría perfecta. Van Valen en 1962 propone la asimetría como: Direccional, la cual ocurren siempre que normalmente hay un mayor desarrollo de un carácter en un lado del plano o planos de simetría respecto del otro. Antisimetría, siendo la lateralización o preferencia de extremidades, donde el lado en el que esto ocurre es variable. Fluctuante, que es el resultado de la incapacidad para desarrollarse en caminos determinados con precisión.

Además, plantea que más de una puede ocurrir al mismo tiempo [12]. Por otro lado, para estimar la asimetría como un indicador admisible se presenta en la literatura una amplia variedad de ecuaciones. La correcta elección de alguna de las opciones se ha discutido ampliamente. Entre los parámetros relevantes para su elección están si es que se está midiendo la simetría por sobre la asimetría, el tipo de evaluación, si el enfoque es unilateral o bilateral, historial de lesiones y exposición deportiva. En la figura 1.3 se representa gráficamente la puntuación de asimetría de cada individuo durante una prueba. Es importante señalar que esto no significa que cualquier atleta que presente una asimetría real deba someterse a una intervención específica para reducir el déficit existente, ya que estos datos solo representan un único punto temporal.

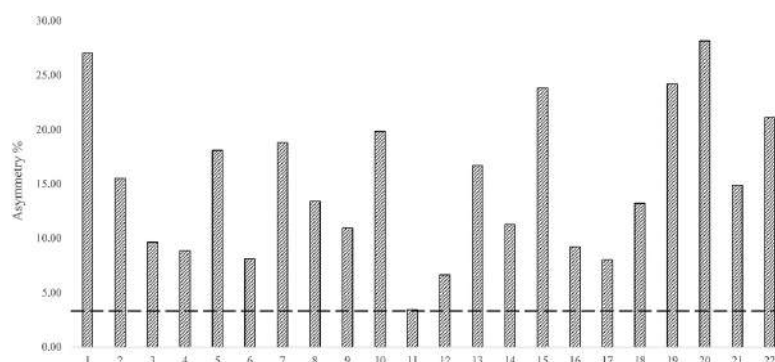


Figura 1.3: Gráfica del índice de asimetría [13].

1.2.5. Fatiga muscular

La fatiga muscular se define como una reducción en el rendimiento máximo de las contracciones voluntarias [14], que se puede medir por la disminución de la fuerza muscular o cambios en la actividad electromiográfica.

Es crucial diferenciar la fatiga muscular de la capacidad de continuar una tarea. La fatiga es una disminución gradual de la fuerza después de la actividad física, no el momento en el que se abandona una tarea debido al agotamiento muscular [15].

La estimación principal de la fatiga se realiza midiendo la contracción o potencia durante esfuerzos máximos voluntarios, como en pruebas de MVC [14]. Se presenta en la literatura tres protocolos representativos para cuantificar la fatiga muscular, tales como: Series de contracciones repetidas hasta el 100 % de MVC. Contracciones sostenidas en dos fuerzas objetivo entre el 30 % y 60 % de MVC. Contracciones sostenidas en cinco fuerzas objetivo entre el 20 % y 80 % de MVC hasta el agotamiento [16].

Los algoritmos comunes para cuantificar la fatiga muscular a partir de la EMG incluyen la frecuencia media (MNF), frecuencia mediana (MDF) y relación de momentos espectrales o índice de dimitrov ($F_{Insm}(k=5)$). La relación de momentos espectrales es más sensible bajo contracciones isométricas y dinámicas [17]. Para analizar la progresión de la fatiga durante el ejercicio, se aplica la transformada de Fourier de tiempo corto a la EMG, con segmentos analizados de 0.25 a 2 segundos. Los niveles de fatiga según la relación de momentos espectrales se clasifican como muy fatigado ($F_{Insm5} > 400 \%$), medianamente fatigado (200-400 %), y baja fatiga ($< 200 \%$) como se puede observar en la figura 1.4.

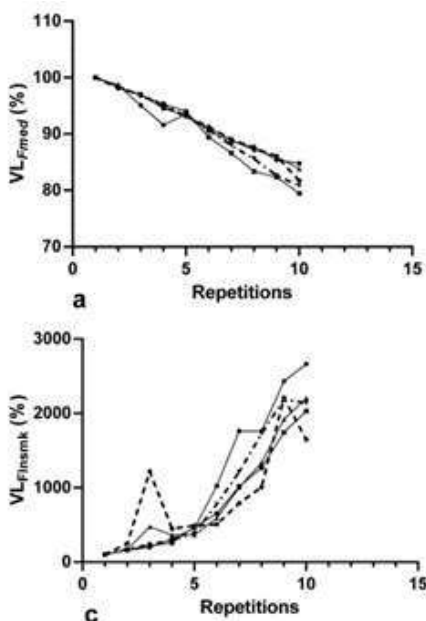


Figura 1.4: Comparación entre la frecuencia media y relación de momentos espectrales [17].

1.2.6. Electrogoniómetro

El método de medición inercial permite evaluar la actividad física registrando variaciones de orientación y detectar los movimientos corporales. Para esta medición, el acelerómetro sirve para medir el ángulo estático de inclinación [1]. En la detección de la inclinación con un acelerómetro, el único estímulo de aceleración se asocia a la gravedad. La gravedad es una aceleración que se toma como corriente continua (CC), y cualquier fuerza que resulte en una aceleración adicional corrompe la señal de salida. Además, el tiempo y el giro son fuentes de aceleración de CC. Los filtros afectan la rapidez de la señal de salida al ser utilizados en la señal de aceleración antes de calcular los ángulos de inclinación [18].

De Luca [7] explica que, durante diversos ejercicios físicos, la medición de parámetros fisiológicos se vuelve un problema desafiante debido a la presencia de artefactos de movimiento que pueden corromper las señales bioeléctricas, como el sEMG [19]. El uso de datos derivados de un acelerómetro triaxial reduce los artefactos de movimiento. Teniendo en cuenta las consideraciones anteriores, la combinación de sensores sEMG y acelerómetro en un solo dispositivo permite obtener toda la información necesaria para examinar la actividad muscular, la fatiga, la direccionalidad y la aceleración, lo que mejora la evaluación del rendimiento deportivo y contribuye a la prevención de lesiones. La disposición del electrogoniómetro se puede observar en la figura 1.5.



Figura 1.5: Ejemplo de disposición de acelerómetros para una sección angular [20].

1.2.7. Desplazamiento angular

En la evaluación de ángulos para aplicaciones con necesidad de una alta resolución o una gran capacidad de distinguir ángulos de inclinación en rangos amplios es de gran necesidad evaluar dos ejes de un acelerómetro y/o utilizar un segundo sensor, como se presenta en la figura 1.6. Se debe considerar que un segundo sensor se debe orientar de manera ortogonal al eje de detección del primer sensor. Para determinar el ángulo de inclinación a partir de las mediciones de aceleración, se utiliza la tangente inversa entre la aceleración del eje x y del eje y [17].

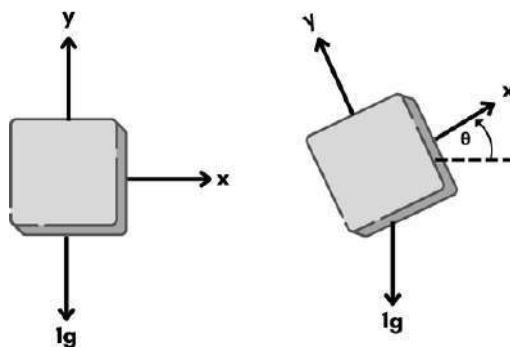


Figura 1.6: Dos ejes utilizados para la detección de inclinación.

1.3. Estado del Arte

En el estudio de las señales biomédicas, existen diversas pruebas para evaluar el estado físico de las personas. Entre estas se encuentra la electromiografía de superficie (sEMG) que es una técnica para registrar actividad eléctrica muscular [21]. Francesco Redi fue el primero en deducir en 1666 que podría existir actividad eléctrica en los músculos. Pero, no fue hasta 1791 que Luigi Galvani relacionó la estimulación eléctrica nerviosa con la contracción muscular. Luego, en 1838, Carlo Matteucci demostró que los músculos presentan actividad eléctrica. En 1849, Emil Du Bois Reymond detectó la primera señal eléctrica de una contracción muscular voluntaria. No fue hasta 1907 que Piper utilizó un electrodo por primera vez para medir la contracción de los músculos. La primera visualización de la señal de EMG se logró en 1922 por Gasser y Erlanger mediante un osciloscopio. Finalmente, en 1948, James A. Fizzel, Herbert Jasper y James Golshet desarrollaron el primer equipo de electromiografía comercialmente viable para uso médico [3].

En la figura 1.7 se puede observar el incremento de las publicaciones de estudios que utilizan EMG de superficie. Hoy en día, la EMG tiene diversas aplicaciones en ingeniería, como la monitorización que permite identificar la actividad, condiciones y capacidades de las personas en tiempo real [3].

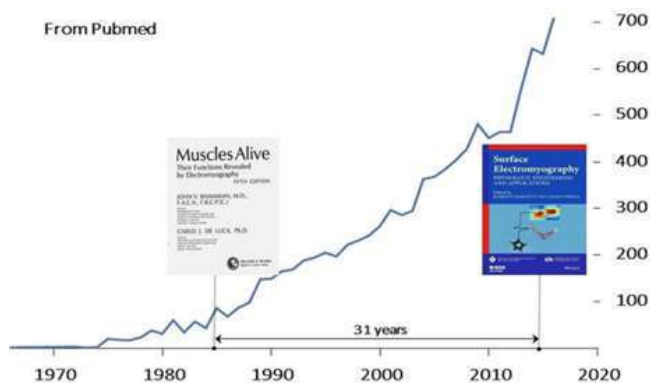


Figura 1.7: Cantidad de publicaciones sobre sEMG en la historia [22].

Además de la EMG, otro dispositivo crucial en la evaluación del estado físico y el análisis de los movimientos es el goniómetro. En el ámbito médico el goniómetro se remontan a principios del siglo XX, cuando se empleaban de manera manual para evaluar la movilidad articular. A lo largo del tiempo, los goniómetros han evolucionado significativamente. En las décadas de 1950 y 1960, se introdujeron los primeros goniómetros eléctricos, que proporcionaban mediciones más precisas y consistentes. En la década de 1980, con el avance de la tecnología informática, los goniómetros digitales comenzaron a aparecer, con una integración más fácil a los registros de datos y análisis [23]. Este dispositivo se encuentra en varios formatos entre ellos está el electrogoniómetros [24].

La combinación de sensores sEMG y acelerómetros en un único dispositivo permite obtener toda la información para examinar con precisión la actividad muscular, la asimetría, la fatiga, la direccionalidad, la aceleración entre otros indicadores que son de importancia esencial en la evaluación del rendimiento deportivo, la prevención de lesiones y la rehabilitación. En la figura 1.8 se presentan los resultados de Giorgio Biagetti y colaboradores diseñaron en 2018 un sistema inalámbrico portátil de bajo costo para monitorear deportes y actividades físicas utilizando un acelerómetro y un sensor EMG [1].

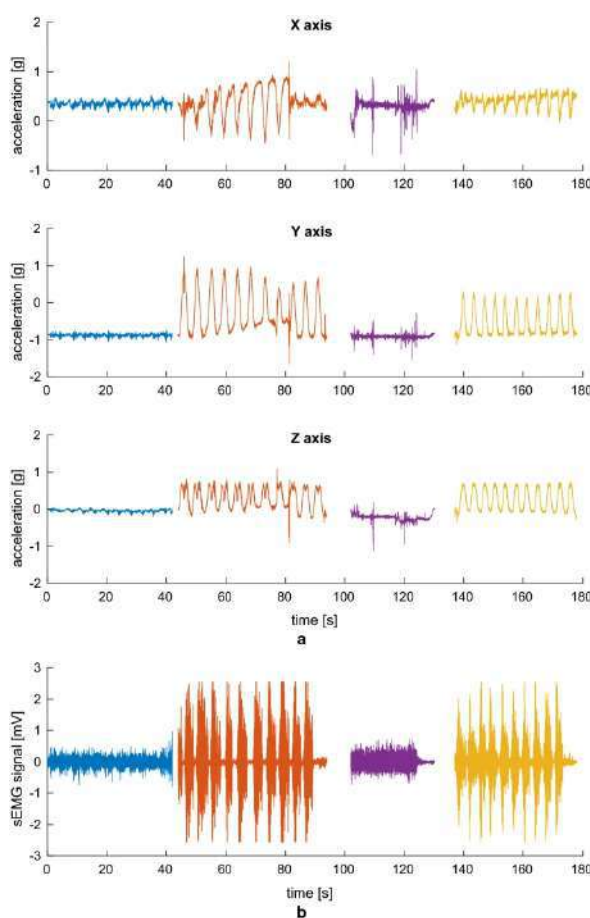


Figura 1.8: Resultados de la evaluación conjunta de aceleración y sEMG. Las imágenes en a, presentan las aceleraciones en los ejes x, y, z. La imagen b presentan las contracciones [1].

Estos sistemas permiten monitorear el rendimiento, así como los datos fisiológicos de manera no invasiva. La literatura sobre las aplicaciones de sEMG en los deportes es extensa y se centra en la fisiología, incluyendo la contracción muscular, actividad muscular, fatiga muscular, simetría y otros factores. A lo largo de los años, se han visualizado las variables monitoreables de diferentes maneras. Algunos autores muestran la actividad muscular en columnas [25], como se presenta en la figura 1.9. Por otro lado, se representa el espectro en frecuencia del valor RMS de manera espacial, como se muestra en la figura 1.10 [26]. Actualmente, se busca tanto la visualización en tiempo real del comportamiento de la señal como la presentación de los datos.

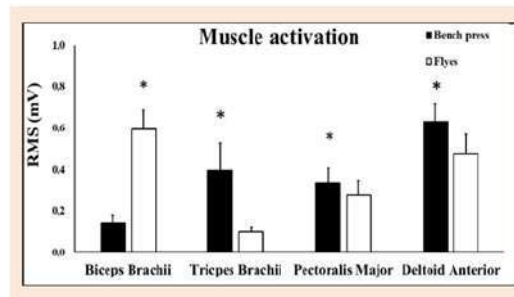


Figura 1.9: Representación de la distribución de actividad muscular en gráfica de barras [25].

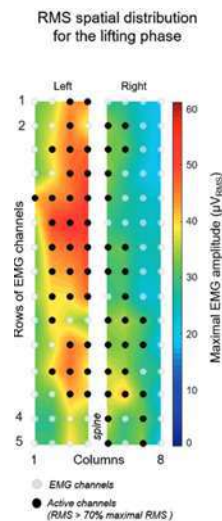


Figura 1.10: Representación de la distribución de actividad muscular espacial [26].

1.4. Descripción del problema

La actividad física es fundamental en la vida de las personas, ya sea en el contexto del ejercicio o un deporte en específico. Medir parámetros musculares y de movimiento es esencial para prevenir posibles alteraciones corporales perjudiciales durante el entrenamiento. Para capturar el movimiento, se utiliza un electrogoniómetro [27], mientras que, para obtener datos de la señal del músculo, se

recurre a la electromiografía de superficie (EMG).

El ejercicio y sus variables determinan la magnitud del estímulo y en consecuencia la respuesta neuromuscular, sin embargo, el exceso de carga o el uso desmedido de los músculos pueden provocar fenómenos perjudiciales como la fatiga y la asimetría excesivas. Para evaluar estos efectos, es necesario estudiar la actividad muscular y el movimiento articular. A pesar de la disponibilidad de diversas herramientas para llevar a cabo estos estudios y análisis, muy pocas ofrecen resultados integrales, ya que suelen proporcionar resultados por separado. Además, la interpretación de las señales suele realizarse de manera general y no personalizada para cada deportista. El verdadero desafío en las interfaces de estudio de movimientos radica en los factores dinámicos que provocan cambios en las características de la señal EMG.

La mayoría de los estudios de EMG parten de la falsa suposición de que estas señales son un proceso estacionario. Las investigaciones sobre el efecto del tiempo en los sistemas de control mioeléctricos se pueden clasificar en tres categorías: cambios en las respuestas durante el tiempo, el impacto de estos cambios cuando no se entrena de manera recurrente y la cantidad de datos de entrenamiento necesarios para estimar parámetros [28]. En el estudio de la fatiga muscular, se utilizan indicadores como los valores RMS y MVC % para evaluarla. La medición más relevante de la fatiga se realiza mediante la prueba de MVC, que evalúa la fuerza o potencia durante un esfuerzo voluntario de máxima intensidad. Las características extraídas se pueden clasificar en dominios de tiempo o frecuencia. El dominio frecuencial muestra la activación de los músculos y elimina el ruido de la señal. Aunque las características del dominio de frecuencia son útiles para estudiar la fatiga muscular y analizar unidades motoras, no son apropiadas para la clasificación de señales EMG [29]. Por lo tanto, es más confiable combinar estas características con las del dominio del tiempo para obtener información más completa sobre la función de los músculos y evitar la pérdida de información [30]. En el análisis muscular, se deben considerar factores como los tipos de movimientos musculares y repeticiones. Los movimientos excéntricos se caracterizan por respuestas mecánicas y de EMG diferentes, con menores requisitos de energía en comparación con los concéntricos. Además, se debe tener en cuenta el impacto de los diferentes protocolos de ejercicios de resistencia en el análisis [31].

En el ámbito deportivo, las cargas físicas son cruciales para mejorar el rendimiento de un deportista. Sin embargo, una distribución inadecuada de la carga puede generar complicaciones. La fatiga, como resultado de la carga, puede alterar el nivel de activación muscular y sus patrones, dando lugar a asimetrías entre las extremidades, que se relaciona con la reducción de la funcionalidad, capacidad física, fuerza, etc. Para evaluar el impacto de la fatiga en las asimetrías, es fundamental considerar factores como el sexo, los antecedentes deportivos, las lesiones previas o las diferencias antropométricas, como la longitud de las piernas. Los análisis deberían centrarse en comprender cómo reacciona la asimetría de manera individual ante la carga física y la fatiga para beneficiar a cada deportista [32].

Por otro lado, el grado de actividad muscular provocado por un ejercicio es clave para comprender la influencia de un movimiento sobre otro, especialmente en deportes o movimientos específicos.

Sería beneficioso conocer dónde se genera un mayor estrés neuromuscular en relación con el rango de movimiento y el tipo de contracción muscular. Además, es importante analizar cómo la relación entre la carga física y la contracción producida afecta la distribución de la actividad muscular [25]. Los estudios sobre la actividad muscular también consideran repeticiones y acciones musculares que no se ven afectadas por la fatiga para inducir una mayor actividad muscular y aumentar la co-contracción entre los músculos [9].

Todos estos indicadores se correlacionan entre sí, lo que subraya la importancia de integrarlos en un mismo dispositivo para mejorar la confiabilidad y la eficacia. La adquisición de señales EMG de manera no invasiva se realiza con electrodos de superficie, que suelen estar limitados a la detección de músculos superficiales. En el mejor de los casos, una pre-amplificación de EMG con este tipo de electrodo puede alcanzar músculos más profundos, pero presenta dificultades abordar todos los requisitos necesarios. Además, en el movimiento dinámico, el desplazamiento de la piel sobre el músculo puede hacer que se pierdan unidades motoras o se capten las de otro músculo. Para su uso tanto en el ámbito clínico como deportivo, es fundamental mejorar la adquisición de señales y los métodos de análisis. Es necesario desarrollar sistemas completos de adquisición que incluyan sEMG y electrogoniómetro para evaluar parámetros fisiológicos. El objetivo es resolver estos inconvenientes y mejorar la experiencia deportiva para llevar al usuario a un nivel más alto.

1.5. Objetivos

1.5.1. Objetivo General

Desarrollar un sistema portátil que recopile los datos de electromiografía de superficie y de electrogoniometría simultáneamente, y una aplicación que analice en tiempo real rutinas de entrenamiento.

1.5.2. Objetivos Específicos

- i) Obtener mediciones simultáneas de señales musculares y desplazamiento angular mediante un sistema portátil optimizado para el análisis muscular y mecánico.
- ii) Integrar acelerómetros y amplificadores de instrumentación en un único sistema que garantice la sincronización y coherencia de los datos adquiridos.
- iii) Implementar una aplicación que visualice desplazamiento angular, electromiografía, actividad, asimetría y fatiga muscular durante el ejercicio.
- iv) Evaluar el rendimiento del sistema mediante el análisis de indicadores de rendimiento muscular bajo diferentes condiciones de entrenamiento.

1.6. Alcances y limitaciones

Los alcances del proyecto incluyen la obtención del permiso del Comité de Ética, Bioética y Bioseguridad de la Universidad de Concepción para realizar pruebas experimentales en personas, bajo el certificado número CEBB 1657-2024. Se logró el diseño, desarrollo e implementación de un hardware portátil que integra sEMG y electrogoniometría para medir indicadores musculares como fatiga, asimetría, actividad muscular y desplazamiento angular en tiempo real. El sistema permite la visualización de datos en una aplicación, facilitando el análisis de indicadores durante el entrenamiento físico.

El proyecto presentó dos limitaciones importantes. La primera fue la escasa disponibilidad inicial de componentes electrónicos de calidad, lo que dificultó la miniaturización del dispositivo y generó retrasos en el cumplimiento de la carta Gantt. La segunda limitación surgió debido a un cuello de botella en la comunicación Bluetooth causado por el exceso de datos enviados, problema que no pudo resolverse debido a la pérdida de conectividad entre el microcontrolador y el PC.

1.7. Metodología

La metodología del proyecto se estructura en varias etapas clave, comenzando con el desarrollo del hardware para la adquisición de datos. Se realizó un estudio exhaustivo de los componentes que puedan ofrecer características fundamentales en la reducción de las etapas de procesamiento de hardware, particularmente en la captura de datos de sEMG y desplazamiento angular.

Posteriormente, se procede al diseño e implementación del dispositivo de adquisición de datos, utilizando acelerómetros ADXL335, amplificadores de instrumentación INA 121 y un microcontrolador ESP32 devkit v1 pinout. Se profundiza en el funcionamiento de la amplificación de señales y en la estructura de los diagramas de circuitos.

A continuación, se exploran diversas variables relacionadas con el estado muscular, como el valor eficaz (RMS), los indicadores de actividad, asimetría y fatiga muscular, además de la estimación de la inclinación angular.

Para el procesamiento de estas señales, se utilizan técnicas de tratamiento digital que no fueron implementadas de manera análoga, como el uso de filtros digitales, integrando algoritmos desarrollados en ARDUINO IDE y Python para la transmisión y análisis de las señales en tiempo real.

Seguidamente, se describe el desarrollo de una aplicación que permite visualizar y monitorear estas señales, explicando en detalle su funcionamiento.

Luego, se establece un protocolo para probar el sistema. Este fue evaluado en un grupo de deportistas de crossfit especializados en halterofilia del box "FÉNIX CONCEPCIÓN". Con ello se obtienen resultados de su capacidad para adquirir, analizar y guardar datos durante la actividad física. Finalmente, los resultados son estudiados posteriormente.

1.8. Temario

(I) Capítulo 1: Introducción en forma general del trabajo, revisión bibliográfica, objetivos, alcances limitaciones y metodología del proyecto.

(II) Capítulo 2: En esta sección se tiene el marco teórico, se contextualiza la anatomía muscular y su aplicación en el contexto deportivo.

(III) Capítulo 3: Se describe el sistema a grandes rangos y sus subsistemas que lo componen.

(IV) Capítulo 4: En este capítulo se presenta el análisis, diseño e implementación del dispositivo de adquisición de datos.

(V) Capítulo 5: Se describen todos los pasos para el procesamiento de las señales. En ella se presenta el conjunto de indicadores a monitorear, digitalización, muestreo, envío y recepción de dato, con su posterior tratamiento. Finalizando en la implementación del algoritmo.

(VI) Capítulo 6: En esta sección se explica el funcionamiento de la aplicación.

(VII) Capítulo 7: se presenta las prueba del sistema, con ello el protocolo diseñado, los resultados y una discusión que profundiza en lo observado.

(VIII) Capítulo 8: Conclusiones y trabajos futuros del proyecto.

Capítulo 2. Marco teórico

2.1. Introducción

En esta sección, se abordarán los tópicos relacionados a la anatomía de los grupos musculares de interés para la adquisición de datos con el sistema portátil, acompañados de breves descripciones. En este caso, se busca contextualizar la toma de muestras en músculos relevantes para el apoyo a deportistas de halterofilia, explicando la elección de estos para el estudio. Se busca extrapolar este análisis a las necesidades específicas de distintos deportes.

2.2. Deltoides

El músculo deltoides es un gran músculo de forma triangular asociado con la cintura escapular humana, ubicado en la extremidad superior proximal como se puede ver en la figura 2.1. Su base se une a la espina de la escápula y al tercio lateral de la clavícula. La base en forma de U tiene el punto de inserción en el músculo trapecio. Su ápice se inserta en el lado lateral del húmero, en la tuberosidad deltoidea. El deltoides está compuesto de fibras anteriores, laterales y posteriores [33]. El deltoides se divide en tres partes distintas (anterior, lateral y posterior). Cuando las tres partes se contraen simultáneamente, el deltoides ayudará a abducir el brazo más allá de los 15 grados. Durante la abducción, las partes anterior y posterior del deltoides estabilizan el brazo, mientras que la cabeza lateral eleva el brazo de 15 a 100 grados. Cabe destacar las funciones de estabilización que proporciona el deltoides. Al transportar objetos grandes en completa aducción (como un movimiento de peso muerto o cargar pesas), el deltoides evita el desplazamiento inferior de la articulación glenohumeral [34].



Figura 2.1: Músculo deltoides (En color rojo).

2.3. Trapecio

El músculo trapecio es un gran músculo superficial de la espalda que se asemeja a un trapecio como se observa en la figura 2.2. Se extiende desde la protuberancia externa del hueso occipital hasta las vértebras torácicas inferiores y lateralmente hasta la columna de la escápula. Funcionalmente, el trapecio ayuda principalmente en atributos posturales, permitiendo y apoyando que la columna vertebral permanezca erguida cuando la persona está de pie. El desarrollo desigual de las tres porciones del trapecio provoca desequilibrios musculares y alteraciones posturales. El trapecio tiene grupos de fibras superiores, medios e inferiores. La función del trapecio es estabilizar y mover la escápula. Las fibras superiores pueden elevar y rotar hacia arriba la escápula y extender el cuello. Las fibras medias aducen (retraen medialmente) la escápula. Las fibras inferiores deprimen y ayudan a las fibras superiores a rotar la escápula hacia arriba. Esta rotación, en conjunto con el músculo deltoides, es fundamental para lanzar objetos [34].



Figura 2.2: Músculo Trapecio (En color rojo).

2.4. Tríceps Braquial

El tríceps braquial es un músculo grande y grueso que se encuentra en la parte dorsal de la parte superior del brazo, como se puede observar en la figura 2.3. Se compone de una cabeza larga, una cabeza lateral y una cabeza medial. Todos los tendones tienen orígenes diferentes, pero las tres cabezas se combinan para formar un solo tendón en sentido distal. La cabeza larga se origina en el tubérculo infraglenoides de la escápula, mientras que tanto la cabeza lateral como la medial se originan en el húmero. Las tres cabezas convergen en un solo tendón, insertado en la prominencia ósea del codo, en la porción superior del cúbito [35]. La función principal del tríceps es extender el antebrazo a la altura de la articulación del codo, lo que se opone a la acción de los flexores como el bíceps braquial [34].



Figura 2.3: Músculo Tríceps braquial (En color rojo).

2.5. Rango de movimiento del hombro

Los movimientos generados por el hombro se describen de diversos modos, estableciendo el 0° según la postura anatómica. En la práctica clínica se describe en términos de planos de elevación y ángulos de elevación, así como en flexión y extensión, además de aducción y abducción de la zona articular. Los planos de elevación son una forma de describir la dirección en la que el brazo se está moviendo en un espacio tridimensional. Por otro lado, los ángulo de elevación son el grado en el que el brazo se ha elevado desde una posición de referencia.

La extensión del hombro es el movimiento del brazo hacia atrás con un ángulo menor a -45° . Luego, se tiene la abducción del brazo que es el movimiento del brazo hacia el lado, alejándose del cuerpo encontrándose entre los 45° y -45° . Por último, la aducción es el acercamiento del brazo al cuerpo y se encuentra sobre los 135° como se referencia en la figura 2.4.

Cabe destacar que según Oosterwijk y colaboradores [36] para la abducción del hombro, los participantes sanos solo utilizaron aproximadamente 130° de los 180° máximos posibles.

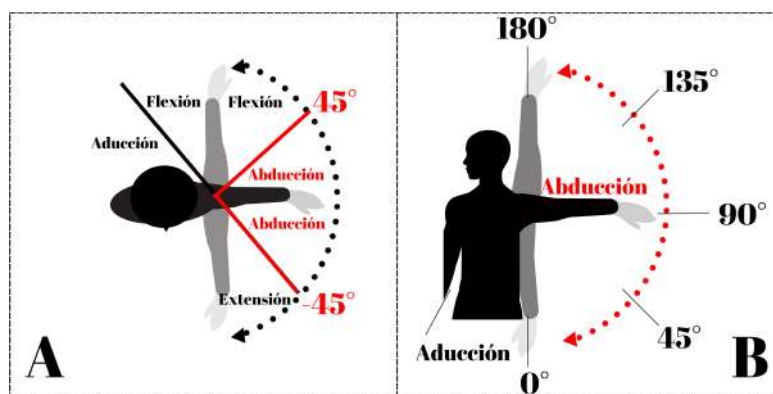


Figura 2.4: Rango de movimiento del hombro. A.-Transformación de planos de elevación en extensión de hombro ($< o igual a -45^\circ$), flexión (entre 45° a 135°), abducción (entre -45° a 45°) y aducción ($> 135^\circ$). B.- Ángulos de abducción y aducción (vista frontal).

2.6. Discusión

Como Podemos notar parte importante de la evaluación de los músculos es que son de gran relevancia para cargar objetos de gran tamaño y pesados, con ello, poder lanzar y estabilizar de igual manera, todo al mismo tiempo. También, podemos notar que trabajan en conjunto y la importancia de la correcta distribución de trabajo entre los grupos musculares es relevante para los sujetos a estudiar, esto evitaría en ellos lesiones, contracturas y problemas relacionados. Por otro parte, dada la zona articular a la que se conectan estos músculos, se evalúa el ángulo generado por el hombro para observar los cambios que este posee ante estímulos. Además, como se presenta en las figura 2.5 se tiene que la finalidad del deporte al cual se desea apoyar depende de gran medida de estos músculos dada las características que tiene este de levantar grandes cargas de peso sobre la cabeza y estabilizarlas [37]. Es de gran importancia que la exploración de este tipo de sistemas sea adecuada al deporte que se desea estudiar, ya que las necesidades varían y se debe tener en gran consideración estas componentes al momento de desarrollar estas herramientas.

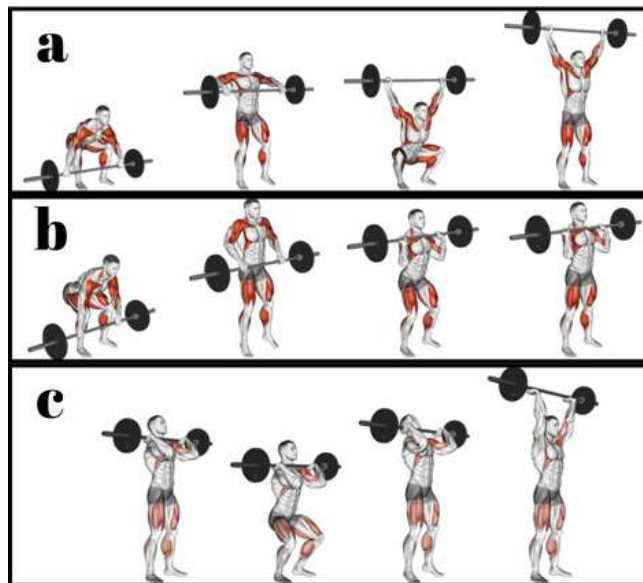


Figura 2.5: Movimientos de halterofilia. a:Arranque. b:Cargada.c:Jerk.

Capítulo 3. Descripción del sistema

3.1. Introducción

El sistema presente en la figura 3.1 se compone de 4 subsistemas, los cuales son: Sensado de sEMG y desplazamiento angular, placa base junto a módulo inalámbrico y recepción, tratamiento y monitoreo de la señal. La adquisición de las señales se dan a través de electrodos húmedos, conectados a un sensor de electromiografía diseñados con seis amplificadores de instrumentación, en conjunto a cuatro acelerómetros para la señal de sEMG y de desplazamiento angular. Los datos captados llegan a la placa base donde son procesados y transmitidos por bluetooth, comunicando el sistema con una aplicación para visualizar los datos. En la siguiente sección se describe brevemente cada etapa.

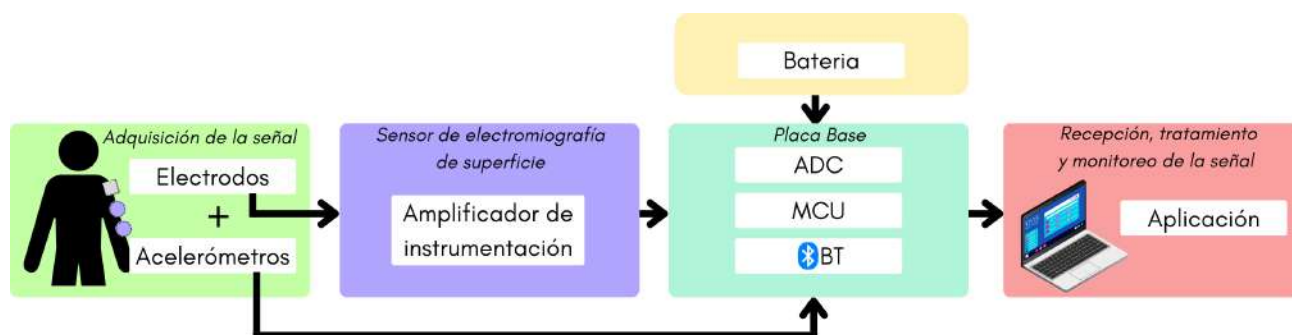


Figura 3.1: Estructura del sistema general y partición de subsistemas.

3.2. Adquisición de la señal

El sistema de adquisición de la señal de electromiografía y del desplazamiento angular se disponen dentro del bolsillo trasero de una polera musculosa, que como único fin de está es el de que sea cómoda la disposición del dispositivo, facilite el libre movimiento y se encuentre cerca de la zona de estudio.

Los elementos de adquisición utilizados son retirables, en el caso de la señal sEMG se ocuparon electrodos húmedos de monitoreo 3M Red Dot 2228, los cuales son desechables. En el caso de la señal de desplazamiento angular fueron utilizados 4 acelerómetros ADXL335, los cuales son reutilizables. Para conectarlos se utilizaron cables jumpers, broches y caimán especificados en el anexo A.

3.2.1. Acelerómetro

La utilización de acelerómetros en la medición de la inclinación de un sistema es un método muy común para estimar el ángulo estático inclinado. La detección de la inclinación es producto del vector de gravedad y su proyección en los ejes del acelerómetro. El ADXL335 es un acelerómetro de tres

ejes, de tamaño pequeño, de baja potencia con salidas de voltaje condicionadas por la señal. Mide la aceleración con un rango mínimo de escala completa de ± 3 g. Puede medir la aceleración estática de la gravedad en aplicaciones de detecciones dinámicas como movimiento, impacto o vibración. El usuario selecciona el ancho de banda del acelerómetro usando los capacitores CX, CY y CZ en los pines XOUT, YOUT y ZOUT, presentes en la figura 3.2. Los anchos de banda se pueden seleccionar para adaptarse a la aplicación, con un rango de 0,5 Hz a 1600 Hz para los ejes X e Y, y un rango de 0,5 Hz a 550 Hz para el eje Z. En la tabla 3.1 se presentan sus características.

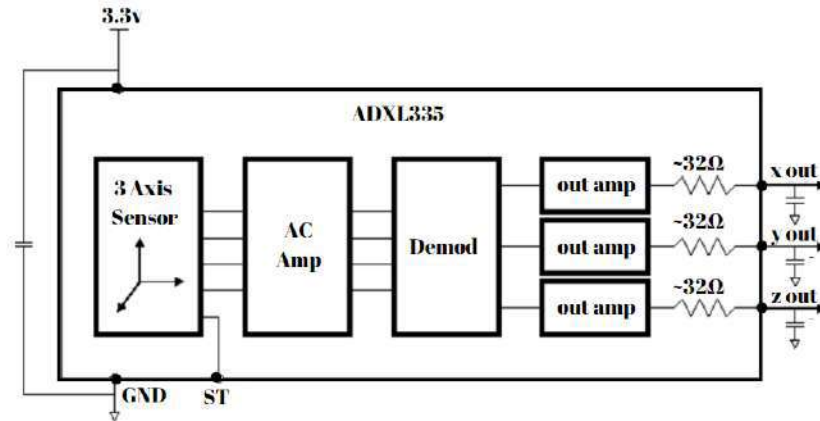


Figura 3.2: Diagrama de bloques del acelerómetro ADXL335 [38].

Tabla 3.1: Especificaciones técnicas ADXL335

Especificación	Detalles
Voltaje de alimentación	1.8 V a 3.6 V
Corriente minima	350 μA
Censado	3 ejes
Aceleración	10000g
Rango de medición	$\pm 3g$

3.2.2. Electrodo

Los electrodos húmedos utilizados son los Red Dot 2228 de la marca 3M. Estos están constituidos por soporte de tela suave macro porosa de espuma. Presentan la cualidad de ser diaforético, los que son resistentes a los fluidos como sudoración excesiva. Estos poseen adhesivos hipoalergénicos, bajo contenido de cloro y están libres de látex, reduciendo así la irritación en la piel del paciente. Posee una gran flexibilidad lo que permite ajustarse a los movimientos del cuerpo sin bajar su desempeño. Las dimensiones de su presentación son 3.2 centímetros de ancho y 4 centímetros de largo.

3.3. Sensor de electromiografía de superficie

El sensor de electromiografía es el encargado de adquirir las señales musculares en conjunto a los electrodos. El proyecto buscó un dispositivo capaz de ser usable como un accesorio portátil. Por ello se llevo a cabo un sensor cual único objetivo es captar la señal de EMG y amplificarla, para posteriormente procesarla de manera digital. Para ello se implementa el amplificador instrumental INA121. Sus características son observables en la tabla 3.2. El amplificador posee una ganancia caracterizada por la ecuación 3.1 la cual esta relacionada con el valor de la resistencia externa R_G , que a menor valor resistivo, mayor será el valor de la ganancia. Para el proyecto se utilizaron 6 amplificadores, cada uno para los músculos a estudiar.

- Ganancia INA121:

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G} \quad (3.1)$$

Tabla 3.2: Especificaciones técnicas INA121

Especificación	Detalles
Voltaje de alimentación	$\pm 2,25V a \pm 18V$
Bajo voltaje de offset	$\pm 200\mu A$
Alto CMRR	106dB
Rango de ganancia	1 a 10000 V/V
Baja corriente de Reposo	$\pm 450A$
corriente de polarización baja	$\pm 4pA$

3.4. Placa base

La placa ESP32 DevKit V1 es una plataforma completa de desarrollo, módulo SoC (system on chip), basado en el microcontrolador Tensílica de 32 bits, funcionando a una frecuencia de reloj de 240 Mhz, con una memoria Flash de 4MB, y 500 KB de SRAM. Tiene conectividad inalámbrica Wifi, estándar 802.11 b/g/n, y Bluetooth, integrando BLE (Bluetooth Low Energy). Cuenta con 30 pines, de los cuales 25 son de los llamados GPIO (General Purpose Input Output).

Tiene la capacidad de funcionar de manera totalmente autónoma con la capacidad de enviar y recibir datos web. Incluye también pines con las funciones PWM, 1 wire, I2C, SPI, UART, y convertidores A/D de 12 bits. Su voltaje de alimentación es de 5V, el cual es reducido a 3.3V por medio de un regulador on board. El consumo promedio es de 100 mA. En la tabla 3.3 se encuentran las características relevantes de este microcontrolador que se encargará de recepcionar los datos, digitalizar las señales analógicas y enviar los datos a través de bluetooth.

Tabla 3.3: Especificaciones técnicas NodeMCU ESP32 DevKit V1.

Especificación	Detalles
Microcontrolador	NodeMCU ESP32 DevKit V1
Voltaje de operación	5V
Voltaje de entrada	7 a 12V
consumo de energía	19 mA
Corriente máxima por pin	40 mA
Entradas analógicas	15
ADC	12 bits
velocidad del reloj	160 a 240 Mhz
Bluetooth	BLE y clásico

3.5. Módulo inalámbrico

La portabilidad del sistema se logra mediante la implementación de tres baterías de ion de litio modelo 202406 jst Ph2.0, cada una con una capacidad de 3.7V y 2000 mAh.

Los amplificadores de instrumentación adquiridos poseían un excelente funcionamiento con fuente de alimentación simétrica, quedando de ese modo configurado. Ante lo anterior, el uso del microcontrolador (MCU) necesitó una batería independiente. Estas baterías ofrecen una excelente funcionalidad gracias a su pequeño tamaño y cumplen con los requisitos de consumo del sistema. En la Tabla 3.4 se presentan sus características principales.

Tabla 3.4: Especificaciones técnicas batería de litio de 3.7V.

Especificación	Detalles
Voltaje	3.7V
Capacidad de la batería	2000mAh
Energía	7.4Wh
Dimensiones	50x34x10mm

3.6. Recepción y monitoreo

La función del sistema de Recepción y Monitoreo consiste en recibir la información proveniente del sistema de adquisición, procesar los datos y mostrar los parámetros en una aplicación presente en la figura 3.3. En la imagen A se presenta la primera pantalla que monitorea en tiempo real las señales de sEMG y desplazamiento angular, además que para sEMG puede transmutar a presentar la FFT y el valor RMS de cada canal. En la imagen B se presenta la segunda screen que presenta de modo interactivo los indicadores del estado muscular del sujeto, analizando su actividad, asimetría y fatiga en tiempo real con colores que responden ante los cambios de los parámetros. En el capítulo 5 y 6 se profundiza en su funcionamiento.



Figura 3.3: Formato base de todas gráficas a mostrar.

Imagen A.- Gráficas transmutables entre visualización de EMG, FFT, RMS y desplazamiento angular. Imagen B.- Gráfica de indicadores de actividad muscular.

3.7. Discusión

El capítulo visto describe de manera global el sistema en general y sus subsistemas. En temas de adquisición, La elección de electrodos húmedos Red Dot de 3M para la adquisición de sEMG es apropiada, ya que estos ofrecen buena conductividad y comodidad para el usuario.

Por otro lado, el uso de acelerómetros para este proyecto es suficiente dado que solo evaluará un plano, pero ante más complejidad de movimiento es necesario utilizar giróscopios. La selección de los cables se realizó considerando factores como la calidad de la señal, la facilidad de uso y la disponibilidad de componentes. La combinación de cables jumpers modificados y cables de broche/caimán asegura una transmisión de datos fiable desde los sensores hasta el microcontrolador.

Respecto al sensor de electromiografía, la implementación de amplificadores de instrumentación INA121 para cada músculo estudiado permite modificar en un amplio rangos la ganancia con solo el uso de una resistencia. La elección del ESP32 DevKit V1 como placa base proporciona la inclusión de puertos ADC, Bluetooth y Wi-Fi evitando utilizar más componentes separados. El uso de baterías de ion de litio de 3.7V y 2000mAh proporciona autonomía al sistema.

El desarrollo de la aplicación considera en sus funciones tanto la visualización como el análisis de datos en tiempo real, de modo que sea una herramienta de fácil uso y familiar para los usuarios.

Capítulo 4. Hardware de adquisición

4.1. Introducción

El sistema de adquisición integra sensores que miden tanto la contracción muscular como el movimiento durante evaluaciones de entrenamiento.

El desarrollo del circuito de sensor sEMG implicó múltiples diseños y pruebas. Inicialmente, se consideró el módulo CJMCU 333 con el amplificador INA333 integrado, pero la falta de referencias sobre su uso dificultó su implementación. Ante esto, se exploró el amplificador de instrumentación AD620, que presentó problemas de consistencia en la señal debido a componentes no originales. Posteriormente, se experimentó con amplificadores diferenciales como el LM741 y LM324 en conjunto, pero la ganancia resultó insuficiente.

Finalmente, se logró adquirir amplificadores de instrumentación funcionales siendo estos los INA121p, el cual posee una alta precisión ideal para su uso en sensores en procesos clínicos. Su bajo ruido de entrada combinado con su alta ganancia ajustable, permite amplificar las señales a niveles óptimos para la digitalización, sin introducir interferencias significativas. El diseño implementado en torno al INA121p se enfoca netamente en la amplificación y reducción de la impedancia, el tratamiento de la señal se hará por medio de un algoritmo.

En el caso de la adquisición del movimiento, el acelerómetro elegido fue el ADXL335 desde un comienzo dado que se tenía previos conocimiento de su funcionamiento y configuración por cursos pasados. Estos están conectados y alimentados directamente por el microcontrolador.

4.2. Sensor de electromiografía: Amplificación

Para procesar las señales de bajo voltaje provenientes de los músculos es necesario amplificarlas. Es por esto que se utiliza el amplificador instrumental INA121p el cual posee una alta impedancia de entrada evitando la carga del sensor y asegura que no se altere la señal original. ofrece un bajo nivel de ruido, lo que es esencial para obtener señales claras y reducir interferencias. Otra de sus características es que tiene un excelente rechazo de señales de interferencia, como las señales de 50 Hz de la red eléctrica. Con un CMRR de 110 dB a una ganancia de 1000 indica que el amplificador puede reducir significativamente el ruido que afecta a ambas entradas de manera común, dejando solo la diferencia entre las entradas.

Cabe mencionar que su ganancia es ajustable, el proyecto desarrolla el diseño en torno a este valor en 1000. Primero se evaluó la fórmula 3.1 de la ganancia con un RG de $47\ \Omega$, por previas referencias. Luego la resistencia calculada fue puesta a prueba en un potenciómetro, para compararla

con otros valores resistivos. Posteriormente, se evalúa el voltaje admisible en la entrada analógica del MCU, el cual acepta un rango de voltaje entre 0V y 3.3V. Así, al hacer las pruebas correspondientes y analizar la fuente simétrica utilizada, se permaneció con la misma resistencia calculada que funcionaba eficientemente en conjunto a una fuente simétrica de $\pm 3.7V$.

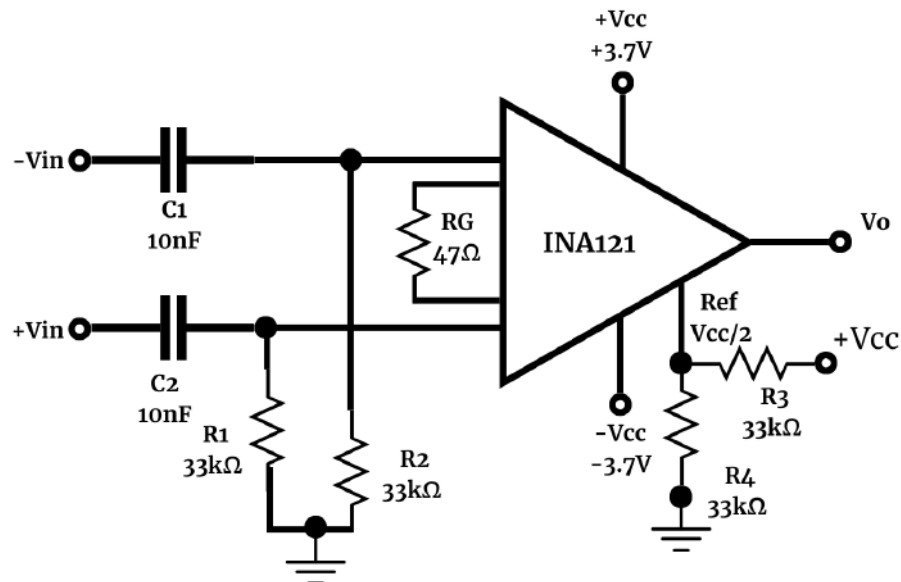


Figura 4.1: Diseño del sensor de sEMG con el amplificador de instrumentación INA121.

El diseño del amplificador se basó en la bibliografía de referencia [39] y en las recomendaciones del datasheet, que considera la posibilidad de utilizar el voltaje de salida del amplificador como referencia para otros voltajes necesarios.

Posteriormente, se implementó un filtro pasa altos con rechazo de modo común mejorado para bajas frecuencias en las entradas.

En la figura 4.1, se observa que los capacitores C1 y C2 forman un filtro paso alto en conjunto con las resistencias R1 y R2. La resistencia R3 determina la ganancia del amplificador. La configuración simétrica ($R1=R2$ y $C1=C2$) mejora el rechazo de modo común (CMRR) a bajas frecuencias.

Adicionalmente, se incorporó un divisor de voltaje utilizando las resistencias R4 y R5, con referencia en $V_{cc}/2$, para asegurar que el punto medio de la señal se encuentre dentro del rango de trabajo del microcontrolador.

La selección de los valores de los componentes se realizó mediante pruebas experimentales. Se utilizaron potenciómetros para ajustar las resistencias y se probaron diferentes valores de capacitores. El objetivo fue obtener una señal con la menor cantidad de ruido posible, manteniendo una amplitud adecuada.

4.3. Diagrama del circuito e implementación

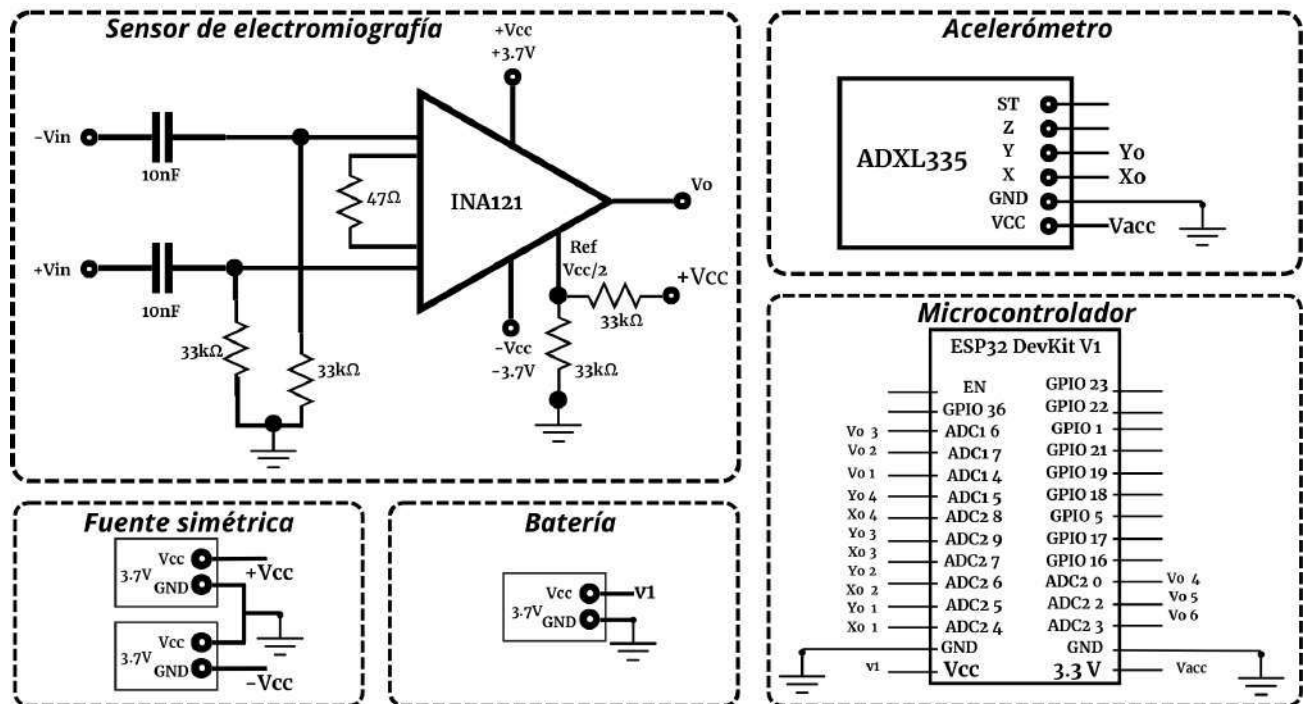


Figura 4.2: Esquema del sensor de electromiografía de superficie y electrogoniómetro.

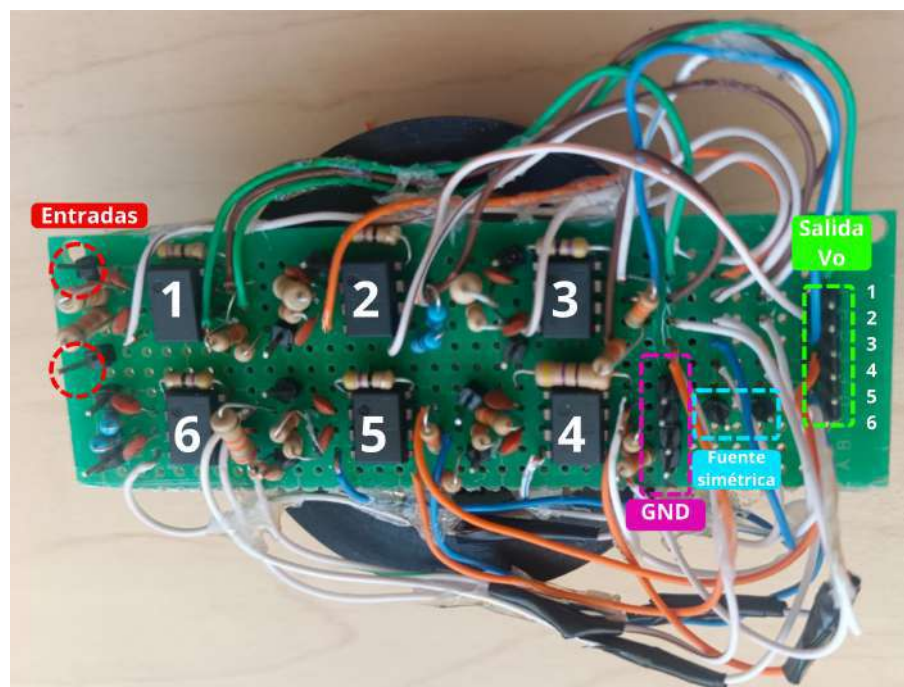


Figura 4.3: Placa con sensor sEMG finalizado, junto a las entradas y salidas señaladas.

A partir de una evaluación de la literatura y de los componentes analizados previamente se llevó a cabo el esquema del circuito para el sistema de adquisición, presente en la figura 4.2. Se generaron múltiples pruebas de todos los diseños anteriores y del formato final en una protoboard con potenciómetros que posteriormente se cambiaron por resistencias fijas. Luego de este proceso, se procedió a implementar el circuito final presente en la figura 4.3. Como se observa se realizó en una pcb de doble capa universal, con dimensiones 7cmx5cm dado que se utilizaron componentes PTH (Pass Through Hole).

Luego esta fue conectada al microcontrolador como se presenta en la figura 4.4 con el uso de jumpers. Además, se utilizaron interruptores para conectarlo a las baterías facilitando su uso inmediato.

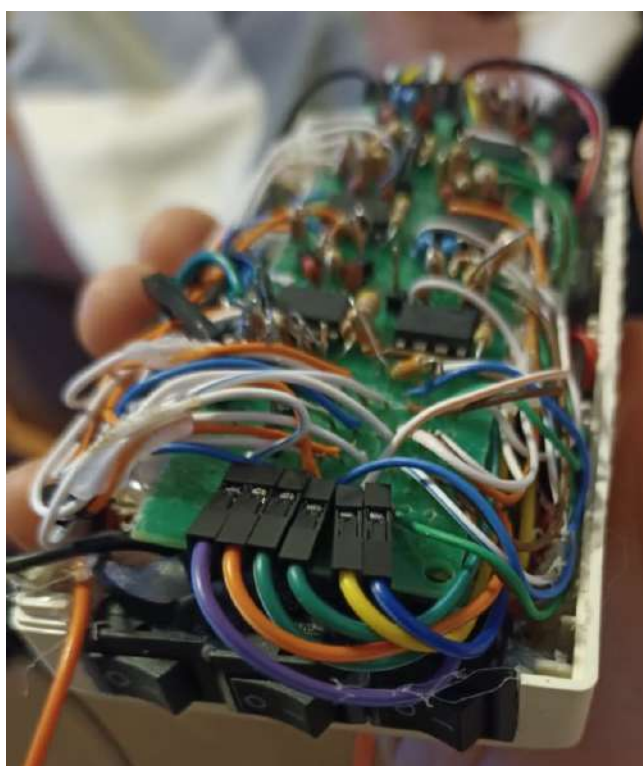


Figura 4.4: Vista de la placa junto a cables de conexión de las salidas de los amplificadores e interruptores de baterías.

Para conectar el dispositivo de adquisición de datos con los electrodos húmedos y los acelerómetros se dispuso una placa con headers tipo hembra. El header más largo es la entrada de los sensores de sEMG, la repetición de un número dos veces representa el sensor y debajo se señala la entrada no inversora (+) e inversora (-). Detrás se encuentra un pequeño header con el símbolo de ground para conectar ahí las tierras de los sensores sEMG. Los headers dispuestos de manera paralela corresponden a los acelerómetros, cuales tienen señalado los ejes x e y junto a la entrada vcc (+) y la tierra (-), debajo de estos se presenta la referencia de la disposición con las iniciales: B.I (Brazo izquierdo), D.I (Dorso izquierdo), D.D (Dorso derecho) y B.D (Brazo derecho).

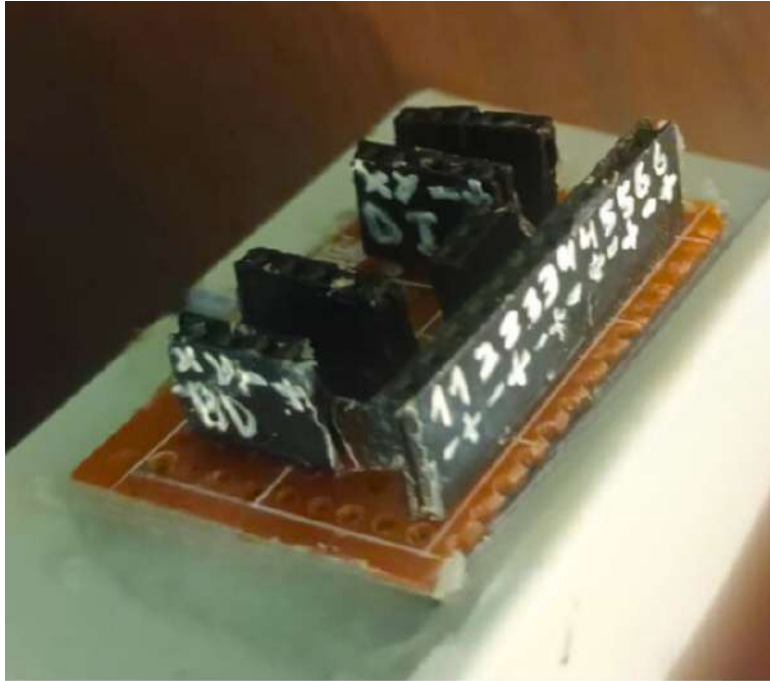


Figura 4.5: placa con headers marcados para conectar los sensores con el dispositivo de adquisición.

Finalmente, se presenta una de las pruebas ejecutadas con el dispositivo en la figura 4.6, donde se observa con claridad la diferencia entre las contracciones. La señal se encuentra en el rango de operación ADC, en la imagen se encuentra centrada en 1.5V, demostrando condiciones de ser digitalizada y procesada en el MCU.

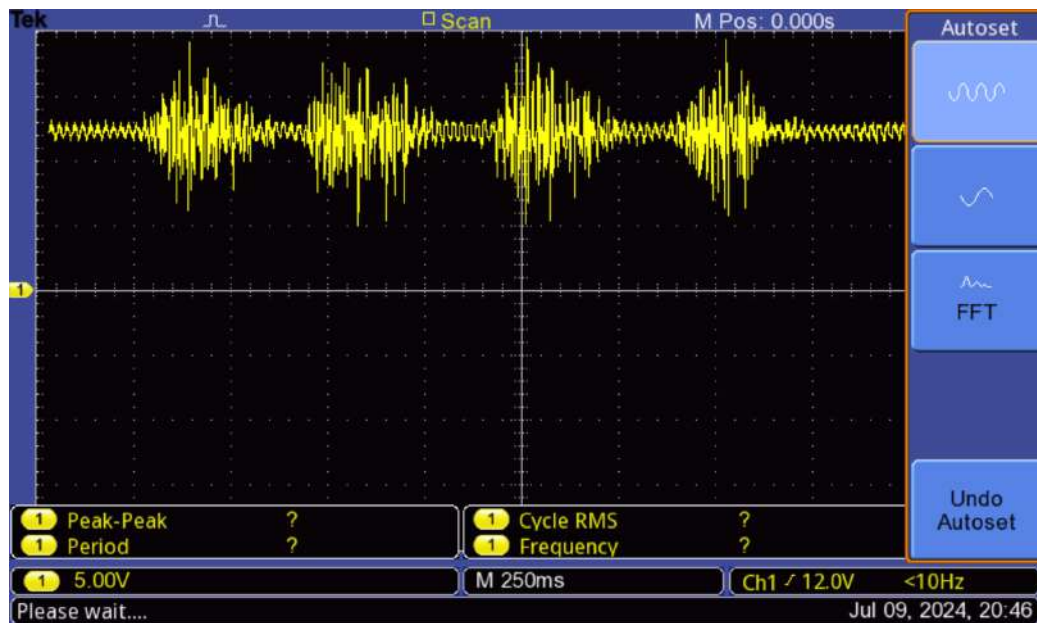


Figura 4.6: Mediciones del sensor sEMG en serie de contracciones mediante Osciloscopio.

4.4. Discusión

Este capítulo detalla el desarrollo de un dispositivo de adquisición de sEMG y acelerómetros para medir la contracción muscular y el movimiento. El proceso de diseño del circuito sEMG fue iterativo, explorando diferentes amplificadores hasta llegar al INA121p, elegido por su alta precisión y bajo ruido. El diseño final se centra en la amplificación y reducción de impedancia de la señal sEMG, con una ganancia ajustada a 1000 y una fuente simétrica de $\pm 3.7V$. Se implementó un filtro pasa altos en las entradas para mejorar el rechazo de modo común a bajas frecuencias. Para el movimiento, se eligió el acelerómetro ADXL335. La implementación se realizó en una PCB de doble capa universal, con dimensiones de 7cm x 5cm, utilizando componentes PTH. El sistema incluye conexiones para electrodos húmedos y acelerómetros, con una placa de headers etiquetada. Se muestra un enfoque práctico y metódico para el desarrollo de hardware de adquisición, destacando la importancia de la iteración en el diseño y la selección cuidadosa de componentes.

Capítulo 5. Procesamiento de señales

5.1. Introducción

En esta sección se expone como se evalúan los indicadores para determinar las condiciones musculares y movimiento captados. Los indicadores son calculados en Python 3.9 en un algoritmo que analiza y visualiza las señales en amplitud y frecuencia. Por otro lado, se expone el método de digitalización, muestreo, envío y recepción de los datos.

5.2. Variables a monitorear sensor de sEMG

A partir de la revisión bibliográfica ejecutada anteriormente se escogieron los criterios de selección de los indicadores de parámetros fisiológicos de sEMG para el estudio.

5.2.1. Valor eficaz o RMS (Root Mean Square)

El cálculo RMS proporciona la mayor información sobre la amplitud de la señal EMG, ya que es un indicador de la potencia muscular. También es una medida de la fuerza producida por el músculo. Cuanto mayor es la potencia muscular, mayor es la señal eléctrica producida por el músculo y mayor es el RMS general [40]. Para indicar el nivel de activación se calculó el valor RMS del EMG [10], usando la ecuación 5.1. Los valores son expresados en mV.

$$XRMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |X_n|^2} \quad (5.1)$$

Donde, XRMS es el valor deslizante de RMS por ventana, X_n es el valor de X en la posición n y N es el tamaño de la muestra.

5.2.2. Indicador de actividad muscular

Para evaluar la EMG, los datos deben normalizarse con la MVC, lo que elimina las diferencias en la EMG entre los sujetos. El porcentaje máximo de MVC % se utilizará como parámetro de comparación [34], utilizando la ecuación 5.2.

$$MVC \% = \frac{XRMS}{MVC} \cdot 100 \quad (5.2)$$

Donde, MVC % es el porcentaje máximo de la máxima contracción voluntaria, XRMS es el valor deslizante de RMS por ventana de la señal EMG y MVC es la máxima contracción voluntaria. En la tabla 5.1, se presenta como se clasifican los sujetos.

Tabla 5.1: Clasificación de la actividad muscular.

Características	MVC %
Baja actividad muscular	0 a 20 %
Moderada actividad muscular	21 a 40 %
Alta actividad muscular	41 a 60 %
Muy alta actividad muscular	> 60 %

5.2.3. Indicador de asimetría

El indicador de asimetría bilateral (BIA) evalúa la diferencia entre el lado dominante y no dominante. El indicador evalúa los valores de la amplitud de la señal RMS normalizada [41]. Los rangos que representa el indicador de asimetría se presentan en la tabla 5.2.

$$BIA \% = (|D - I|) / (D + I) \cdot 100 \quad (5.3)$$

Tabla 5.2: Clasificación de la asimetría muscular.

Características	BIA (%)
Sin asimetría	0 a 9 %
transición ha asimetría	9 a 18 %
Asimetría	> 18 %

5.2.4. Indicador de fatiga

El índice de Dimitrov es un indicador de momentos espectrales, que analiza el espectro en frecuencia de la señal EMG [39]. Este índice posee una gran sensibilidad dado por la variable k (k = 2,3,4 o 5), donde a mayor orden mayor será la sensibilidad.

$$FI_{nsmk} = \frac{f_{f1}^{f2} f^{-1} PS(f) \cdot f}{f_{f1}^f 2f^{-k} PS(f) \cdot f} \quad (5.4)$$

La ecuación 5.4, presenta la FI_{nsmk} como la relación entre los momentos espectrales de orden -1 y k. PS(f) como la potencia del Espectro de frecuencia EMG en función de la frecuencia. La f, f1 y f2 delimitan el ancho de banda.

$$FI_{nsmk} \% = \frac{FI_{nsmk}^n}{FI_{nsmk}^1} \cdot 100 \quad (5.5)$$

Posteriormente se normalizaba cada repetición con respecto a la primera como se observa en la ecuación 5.5. Esta posee una clasificación para sus valores presente en la tabla 5.3.

Tabla 5.3: Clasificación de Fatiga Muscular de momento espectral orden 5.

características	$FI_{nsmk}^5 (\%)$
Baja fatiga muscular	$200 \% <$
Moderada fatiga muscular	$200 - 400 \%$
Alta fatiga muscular	$> 400 \%$

5.3. Desplazamiento angular

En la siguiente sección se presenta la calibración de los acelerómetros, obtener su aceleración y estimar el ángulo.

5.3.1. Calibración de los acelerómetros

Como todos los sensores, los acelerómetros tienen una variación en la salida entre las muestras. Las sumas de las variaciones producen errores debido a la compensación y al desajuste de sensibilidad. Para mitigar este problema, es esencial calibrar su sensibilidad.

Para calibrar el acelerómetro se colocó de manera que se obtuvieran salidas de -1g y +1g para cada eje.

Tabla 5.4: Rango bruto del ADC calibrado para cada eje, junto a la fuerza "G".

	Acelerómetro 1		Acelerómetro 2		Acelerómetro 3		Acelerómetro 4	
	Dorsal derecho		Brazo derecho		Dorsal izquierdo		Dorsal izquierdo	
Fuerzas	Rango bruto del ADC de los ejes							
G	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y
+1	620	617	613	620	616	609	625	620
-1	399	400	390	399	396	390	404	400

Los valores en la tabla 5.4 son necesarios para obtener los valores de gravedad (g) cero y sensibilidad, con ello calcular la aceleración de gravedad a lo largo de los ejes x e y , dado por los diferentes centros que posee cada pin.

Siendo gravedad cero la lectura de voltaje que corresponde a 0 g en un eje como se presenta en la ecuación 5.6. Por otro lado, la sensibilidad indica cuánto cambia el voltaje por g en un eje, siendo estimada la diferencia de las medidas como 2g dividida en 2 como se presenta en 5.7.

- Gravedad cero:

$$V_{off} = \frac{((+1g) + (-1g))}{2} \quad (5.6)$$

- Sensibilidad:

$$S = \frac{((+1g) - (-1g))}{2} \quad (5.7)$$

El voltaje de salida del acelerómetro en cada eje puede determinarse con la ecuación lineal 5.8:

$$V_{eje} = V_{off} + S \cdot A_{eje} \quad (5.8)$$

En el cual V_{eje} es el voltaje de salida del acelerómetro y A_{eje} es la aceleración detectada. El convertidor análogo a digital (ADC) del microcontrolador tiene un voltaje de salida de 3.3V que puede ser utilizado como referencia V_{ref} , y una resolución de 12 bits A/D que entrega 4096 niveles. Ante esto podemos relacionar el valor digital obtenido V_{dig} con el valor analógico original dado por el acelerómetro con la ecuación 5.9.

$$V_{dig} = \frac{V \cdot 4095}{V_{ref}} \quad (5.9)$$

Así, podemos calcular posteriormente la aceleración con la ecuación lineal 5.10:

- Aceleración de cada eje:

$$A_{eje} = \frac{DV - Zero}{Sensitivity} \quad (5.10)$$

Donde DV es el valor digital del eje de salida del acelerómetro Zero es el valor digital de V_{off} y Sensitivity es el valor digital de la sensibilidad.

5.3.2. Ángulo de inclinación

A partir de trigonometría básica presente en la ecuación 5.11 se calcula el ángulo de inclinación, el cual utiliza dos ejes del acelerómetro.

- Ángulo en el eje y:

$$\theta_y = \tan^{-1}\left(\frac{A_x}{A_y}\right) \quad (5.11)$$

Donde θ_y es el ángulo entre la aceleración del eje x y el eje y, además de ser el ángulo de interés del proyecto. El rango de movimiento de la articulación se estima mediante la diferencia entre un ángulo medido por el sensor de referencia (dorsal) y un ángulo medido por el sensor móvil (Brazo), presente en la ecuación 5.12.

$$\theta_{db} = \theta_d - \theta_B \quad (5.12)$$

Donde θ_{hb} es el ángulo entre el dorsal (θ_D) y el brazo (θ_B).

5.4. Digitalización, muestreo y envío de datos

Las señales analógicas obtenidas de la sEMG y del desplazamiento angular se digitalizaron por parte de los puertos ADC del ESP32. Este proceso se programó utilizando el entorno de desarrollo Arduino IDE.

El sistema utiliza un total de 14 pines analógicos del microcontrolador: 8 pines para los acelerómetros: ADC2 4, 5, 6, 7, 9, 8, ADC1 5 y 4. 6 pines para los sensores de electromiografía: ADC1 7, 6, 4, ADC2 3, 2 y 0. La conversión analógica-digital se realiza con una resolución de 12 bits, mapeando los valores leídos (0-4095) al rango de voltaje de 0-3.3V. La frecuencia de muestreo se establece en 500 Hz, cumpliendo con el teorema de Nyquist.

Luego, los datos muestreados se almacenan en una estructura que contiene 2 valores flotantes para el desplazamiento angular izquierdo y derecho, los que se calculan previo al envío, en conjunto un arreglo de seis flotantes para los valores EMG. Cada variable se envía por línea y se separan sus valores por comas.

Las muestras se añaden a un buffer circular con capacidad para 50 muestras. Cuando el buffer está lleno, todos los datos se transmiten en un lote a través de Bluetooth, con ocurrencia de 0.1 segundos. Después de la transmisión, el índice del buffer se reinicia, permitiendo que se llene nuevamente con nuevas muestras.

5.5. Recepción de datos

En primera instancia se efectúa la vinculación del microcontrolador y la aplicación dentro de un entorno virtual en python. En la aplicación se implementó un sistema socket que utiliza una conexión de flujo para recibir datos. La comunicación se da por un único canal que utiliza la dirección MAC del microcontrolador.

La recepción de los datos se ejecuta en un hilo continuo desde el dispositivo bluetooth. Se reciben en paquetes de 4096 bytes y se decodifican como UTF-8. Se gestiona la recepción con el uso de un buffer que almacena temporalmente si es que la transmisión de datos no está completa.

Luego se procesan los datos, donde cada línea de dato enviada representa un conjunto de valores que vienen separados por comas. Estos datos son asignados a su respectiva señal según un mapeo predefinido. Los datos se almacenan en colas para cada señal.

Cabe mencionar que la frecuencia de muestreo bajó de 500 Hz a 130 Hz. Los pasos siguientes se modificaron en torno a esta situación.

5.6. Filtros digitales

Para el caso del sensor de sEMG se utilizó un filtro digital tipo Notch centrado en 50Hz con un factor de calidad de 10 para eliminar el ruido de línea buscando no interferir en exceso en la señal. El filtro notch se caracteriza por rechazar una frecuencia determinada que este interfiriendo a un circuito.

Por otro lado, se implementó un filtro pasa bandas Butterworth, debido a su respuesta plana, se suele usar como anti-aliasing y en aplicaciones de conversión de datos. El filtro utilizado es de orden 4 entre 10 a 64 Hz para obtener una respuesta en frecuencia suave y disminuir aún más el ruido respetando el teorema de Nyquist. La simulación de la respuesta de ambos filtros en conjunto se presenta en la figura 5.1 llevadas a cabo en Python.

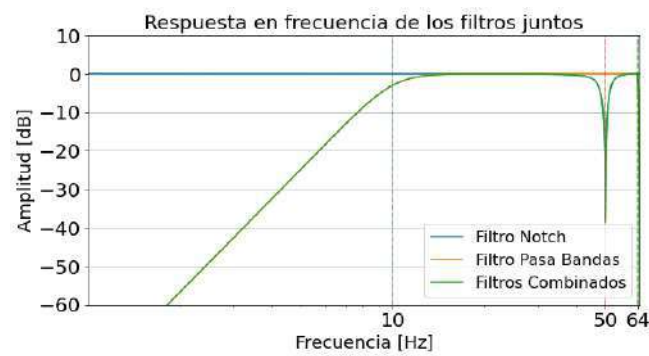


Figura 5.1: Respuestas de filtros digitales juntos. Línea verde filtros combinados, línea azul filtro Notch, línea naranja filtro pasa bandas. Líneas entrecortadas marca la frecuencia de corte.

En aplicaciones con acelerómetros, se suelen querer analizar movimientos más controlados, los que se encuentran en bajas frecuencias. Es por eso que en la figura 5.2 se presenta una simulación de filtro pasa bajos Butterworth de cuarto orden con una frecuencia de corte de 20 Hz para tratar los datos calculados del desplazamiento angular.

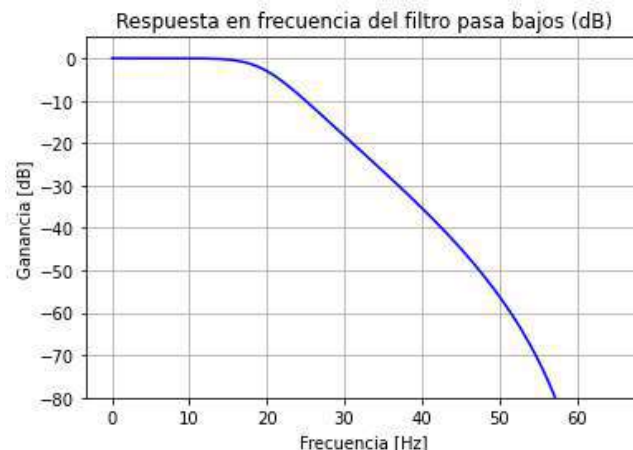


Figura 5.2: Simulaciones de filtro digital pasa bajos Butterworth de orden 4 en 20 Hz.

5.7. Implementación de algoritmo

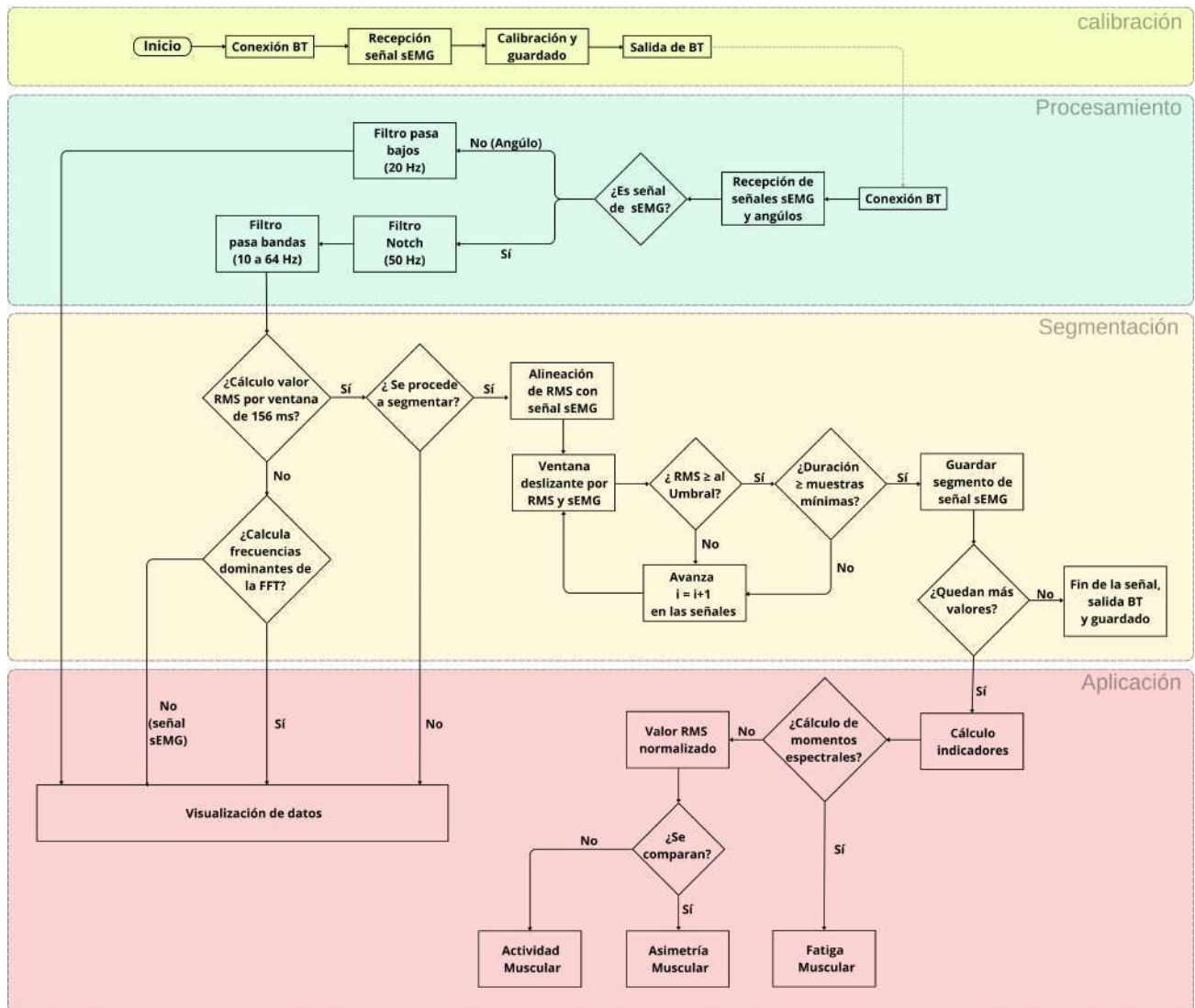


Figura 5.3: Diagrama del algoritmo general. Se presentan las etapas de calibración, procesamiento de la señal, segmentación y aplicación.

La figura 5.3 ilustra el proceso de análisis del algoritmo. El proceso comienza con la inicialización de la conexión Bluetooth mediante el hilo de recepción de datos. Una vez obtenidos los valores del desplazamiento angular y la sEMG, estos se someten a un filtrado digital utilizando los filtros previamente mencionados.

Una vez tratadas las señales, se procede a identificar las contracciones válidas a partir de la sEMG para medir los indicadores correspondientes. El algoritmo para comenzar la evaluación debe ser calibrado. La calibración utiliza como parámetro el 30 % de la envolvente de la MVC de la señal. Los datos de las señales tanto crudas como filtradas son guardadas al finalizar la calibración.

Los valores RMS de la señal son calculados en una ventana de 156 ms, la cual se alinea a la señal sEMG, a partir de la utilización de la mitad de la longitud de la ventana al inicio de la envolvente. Se recorren ambas señales al mismo tiempo. Este enfoque se complementa con un tiempo mínimo de trabajo desde el encuentro con el umbral hasta antes de hallarse nuevamente con este, lo que decreta el fin de esa contracción. Al superar el tiempo mínimo de contracción se produce el cálculo de los indicadores, que espera hasta la próxima actividad.

El algoritmo al recepcionar los datos ejecuta una vista de las señales en tiempo real junto a la FFT y valor RMS por ventana deslizante de las sEMG.

Además, de forma paralela va calculando los indicadores al mismo tiempo, los cuales se van actualizando con el valor respecto a la última repetición. Cada valor representa el cambio porcentual de: El índice de Dimitrov promedio, la actividad muscular respecto a la MVC % y la diferencia de asimetría. Al finalizar la evaluación los datos de las señales crudas y filtradas son guardadas.

5.8. Discusión

El capítulo presenta un enfoque integral para evaluar la función muscular y el movimiento articular. Los indicadores clave son la actividad muscular, indicador de Asimetría Bilateral, Índice de Dimitrov y el desplazamiento angular.

Se presenta el sistema de muestreo, envío y recepción de datos, en conjunto a la forma en que se actúa frente a desafíos técnicos. Respecto a la reducción en la frecuencia de muestreo de 500 Hz a 130 Hz, Esto planteó la necesidad de una revisión y reajuste del sistema. Al generar los códigos no se percibió de manera visual el problema, por eso de manera tardía se intento solucionar. Al atender a esta complicación ya se había armado el sistema portátil, el cual tuvo que ser desarmado, con ello los drivers del sistema no reconocieron al microcontrolador, tratando de distintos medios para solucionarlo sin resultados en la comunicación. Por otro lado, se debía tener en relevancia previa que al utilizar 14 puertos análogos y transmitirlos por bluetooth del microcontrolador, provocaría un cuello de botella, sobrecarga del procesador, limitaciones de ancho de banda y latencia en la recepción de los datos. Esta situación imprevista obligó a adaptar los pasos subsiguientes del proyecto.

El procesamiento de señales se ajustó al inconveniente, modificando los filtros digitales. Se utilizaron tres filtros: Notch, pasa bandas y pasa bajos. Estos eliminaban la necesidad de hardware adicional. Por otro lado, el algoritmo utiliza una umbralización fija obtenida de la sEMG, y considera un tiempo mínimo de contracción. Se implementa para la evaluación de los indicadores, los cambios porcentuales respecto a la última repetición para facilitar la interpretación de tendencias. El sistema ofrece una evaluación en tiempo real del rendimiento muscular y movilidad articular, aunque su precisión depende de la correcta calibración y colocación de sensores.

Capítulo 6. Aplicación

6.1. Introducción

La aplicación presentada es el resultado de múltiples propuestas que eran más engorrosas, tanto en el manejo de pantallas como en la presentación de datos. Es así como el sistema presentado a continuación busca evaluar en tiempo real las señales adquiridas, a partir de una aplicación con una interfaz intuitiva y sencilla. La aplicación consta de dos pantallas principales: La primera visualiza las señales filtradas de la sEMG y del desplazamiento angular, junto con la FFT y el valor RMS por ventana de la señal. La segunda pantalla muestra los cambios de los indicadores de manera interactiva. Al finalizar la recepción de los datos, la aplicación guarda automáticamente las señales en formato .xlsx. Esta aplicación fue desarrollada en Python 3.9, utilizando la librería KivyMD para el diseño de la interfaz gráfica, junto con otras librerías como Matplotlib, SciPy, NumPy, Collections, threading, socket, os, time y Pandas.

6.2. Pantalla de monitoreo de señales

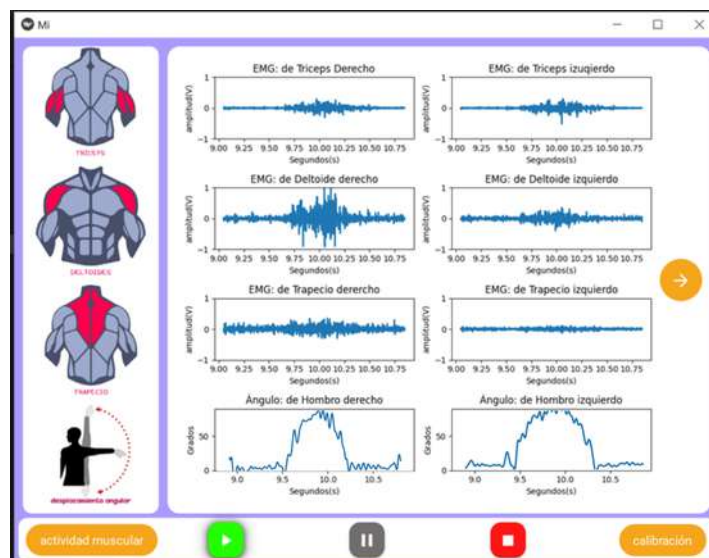


Figura 6.1: Vista de la pantalla predeterminada, señales sEMG y desplazamiento angular.

El diseño de la aplicación que se presenta es estructurada en dos columnas principales. En la columna derecha se presentan imágenes auto-descriptivas de los grupos musculares estudiados y del desplazamiento angular proporcionando una referencia visual. La columna izquierda alberga 8 gráficas que se pueden observar en la figura 6.1, mostrando por fila dos gráficas que representan las señales de

las extremidades derecha e izquierda, las primeras seis son de la señal sEMG las dos últimas son de desplazamiento angular.

El botón amarillo ubicado en la columna izquierda, actúa como conmutador entre diferentes modos de visualización de las señales sEMG. En su estado inicial, muestra las señales filtradas. Al activarse, el botón cambia la visualización a la representación de la FFT presente en la figura 6.2, configurada específicamente para resaltar las características espectrales más relevantes, como los peaks de frecuencia dominantes.

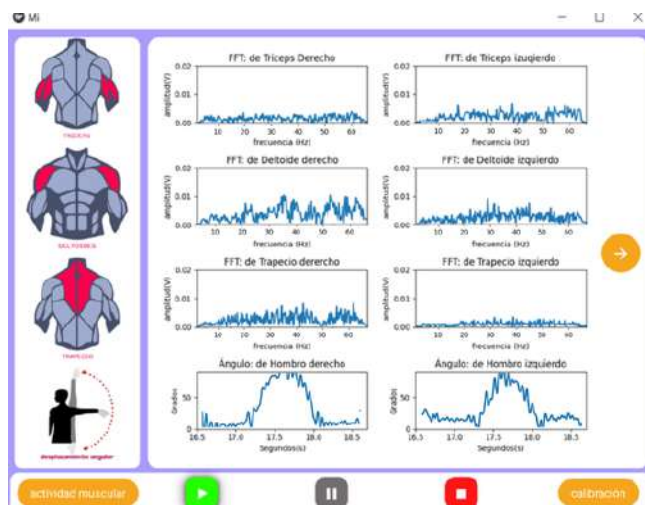


Figura 6.2: Vista de la pantalla con las FFT de las señales sEMG y desplazamiento angular.

Una segunda pulsación del botón activa la visualización del valor RMS como se observa en la figura 6.3, calculado mediante una ventana deslizante de 156 ms, que proporciona una representación suavizada de la envolvente de la señal sEMG. Las representaciones gráficas se actualizan en tiempo real, limitándose a mostrar los 500 puntos más recientes.

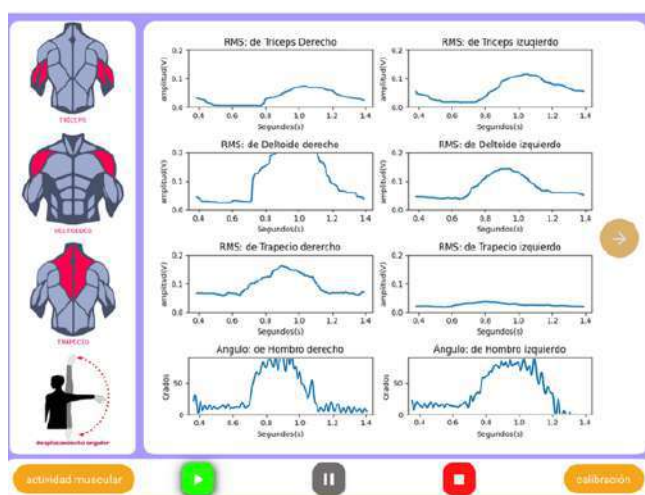


Figura 6.3: Vista de la pantalla con los valores RMS por ventana deslizante de las señales sEMG y desplazamiento angular.

6.3. Pantalla de indicadores

La segunda pantalla que se observa en la figura 6.4 presenta de forma interactiva los indicadores y sus cambios. En la columna izquierda se visualiza un código de colores intuitivo para representar tres aspectos clave: la actividad muscular, la asimetría entre músculos correspondientes, y el nivel de fatiga muscular. La sección de actividad muscular usa un esquema de cuatro colores, desde rojo para actividad baja hasta celeste para actividad muy alta. La asimetría se indica de manera binaria, con verde para niveles normales y rojo para niveles altos. Por último, la fatiga muscular se representa con un sistema de semáforo tradicional, donde el beige indica baja fatiga, el rosado fatiga moderada, y el rojo alta fatiga. Este diseño visual con colores que representen las cualidades de los indicadores se presenta en la figura 6.5, el cual permite una rápida evaluación del estado muscular general, además se puso en rojo todo indicador cuando no se encuentra en niveles óptimos.

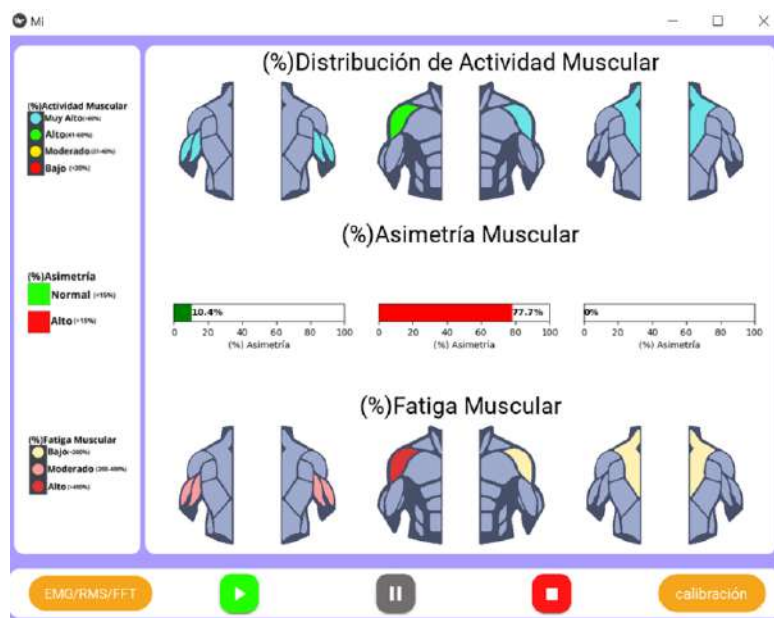


Figura 6.4: Vista de la pantalla dos, evaluando los cambios de indicadores. Parte superior presenta la actividad muscular en cada músculo. En medio se encuentra la asimetría entre los pares musculares. Parte inferior se observa la fatiga de cada músculo.



Figura 6.5: Representación de las características de los indicadores por color.

6.4. Funcionamiento

Se predetermino como pantalla de inicio el de monitoreo de las señales filtradas, pero en ambas poseen los mismos botones que funcionan del mismo modo y la ejecución de uno de estos en una pantalla repercute en todos los procesos. Los botones start, calibración, pause y stop inciden en el manejo de los hilos de datos.

Botón start: Encargado de crear el hilo para recibir datos por medio de la conexión bluetooth. Para poder inicializar las funciones de la aplicación se debe hacer uso de este botón. Inicializa la animación de las gráficas. Este hilo se cierra automáticamente cuando el programa principal termina.

Botón calibración: Es indispensable para el análisis. Después de crear el hilo con el botón start, la calibración puede ser ejecutable y con ello actualizar los parámetros. Este guarda de manera automática los datos de la prueba de MVC isométrica. Por último, cierra el hilo con los parámetros reajustados.

Botón pause: Permite pausar el envío de señales si hay un inconveniente durante la ejecución del análisis, así el hilo entra en un estado de espera determinado para no desperdiciar memoria, manteniendo aún la conexión bluetooth. al apretar de nuevo start se reinicia el hilo.

Botón Stop: Al presionar este boton el hilo se detiene al cerrar la conexión Bluetooth, además ejecuta el guardado de las señales de la prueba. No responde sino se ha inicializado el hilo.

Botón EMG/RMS/FFT y botón actividad muscular: Estos botones solo se encargan de moverse por las pantallas de monitoreo y de indicador. La segmentación, medición de indicadores y visualización de datos se producen incluso cuando están en segundo plano para que cuando se generen cambios de las pantallas se siga observando los cambios en tiempo real.

Boton con icono de flecha: Conmutador entre diferentes modos de visualización de las señales sEMG. Los cambios de modo de visualización se actualizan en tiempo real.

6.5. Discusión

El diseño de la interfaz, desarrollado con Python 3.9 y KivyMD, demuestra un enfoque centrado en el usuario, ofreciendo una experiencia intuitiva y familiar. La estructura de dos pantallas permite una visualización completa y versátil de los datos. La primera pantalla, dedicada al monitoreo de señales, ofrece una representación visual clara de las señales sEMG y del desplazamiento angular. La capacidad de alternar entre la visualización de señales filtradas, FFT y valores RMS mediante un simple botón proporciona flexibilidad en el análisis tiempo real. La capacidad de calibración permite ajustar los parámetros para cada sujeto, aumentando la precisión del análisis. Cabe agregar que la calibración, visualización y medición de indicadores fue posible en tiempo real, aún así existe un retardo de 0.2 segundos en la recepción de datos, los cuales afectó la actualización de los gráficos e indicadores. La funcionalidad de guardado automático de las señales en formato .xlsx al finalizar la recepción de datos es un aspecto crucial para el análisis posterior.

Capítulo 7. Pruebas del sistema

7.1. Introducción

En esta sección se presentan las pruebas del sistema. Primero, se describe el protocolo diseñado para la correcta adquisición y visualización de datos en tiempo real. Luego, se evalúan los resultados obtenidos de los sujetos, analizando el movimiento y la correcta ejecución de las contracciones durante el ejercicio. Además, se realiza un análisis exhaustivo y una evaluación de los indicadores de desplazamiento angular, actividad muscular, asimetría y fatiga. En los indicadores evaluados se observan tanto diferencias como similitudes entre los grupos de hombres y mujeres, presentándose los promedios de actividad muscular y de asimetría, junto a los resultados individuales de fatiga. Finalmente, se compara la influencia de las fases excéntrica y concéntrica del movimiento en relación con características temporales y espectrales.

7.2. Protocolo

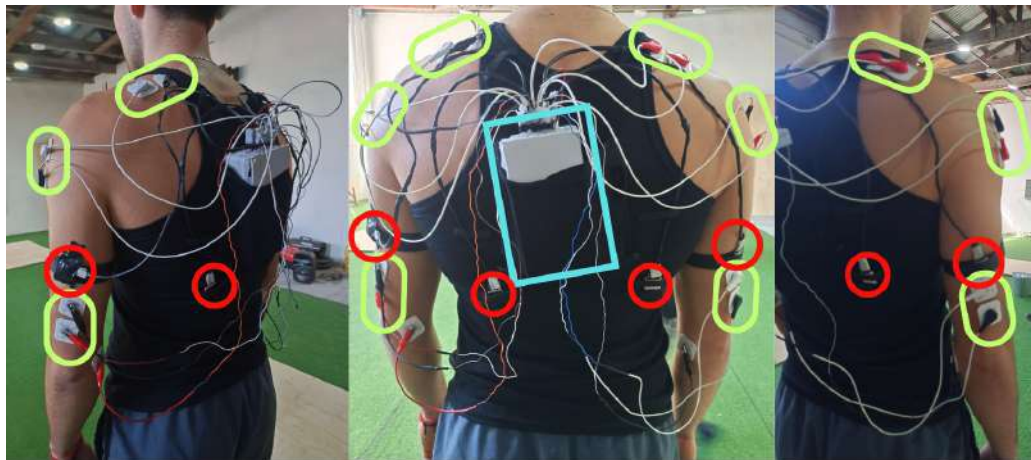


Figura 7.1: Vistas laterales y del centro del sistema de adquisición puesto en un sujeto. Óvalos verdes: Electrodo húmedo. Círculos rojos: Acelerómetros. Rectángulo celeste: Dispositivo de adquisición y transmisión.

Dada que la finalidad del proyecto es ayudar a los deportistas, los estudios se realizaron en un grupo de atletas de crossfit especializados en halterofilia, del box Fénix Concepción. Los voluntarios fueron 7 mujeres y 7 hombres sin discapacidades u otros impedimentos. La edad promedio de los sujetos hombres fue 30 ± 8.77 años y los sujetos mujeres fue 27 ± 6.90 años. No se ejecutaron sesgo de IMC, talla ni peso. Todos fueron informados y aceptaron hacer el siguiente procedimiento a partir del consentimiento informado presente en el anexo B.

Se llevó a cabo una serie de ejercicios con enfoque en los grupos musculares de interés para los deportistas mencionados en el capítulo 2 [37]. Se buscó ejercicios que fuera fáciles de ejecutar y que los atletas tuvieran previo conocimiento de estos. Los ejercicios buscan lograr la fatiga en los participantes y evaluar su control motor durante su ejecución. Tanto, la MVC como la máxima repetición (RM) son tradicionalmente usados para probar ya sea contracciones isométricas como dinámicas [42]. Un gran beneficio de ha quienes se les tomó las muestras, es que estos tienen conocimiento de su RM en diferentes ejercicios, es por esto que se les preguntó a ellos un peso con el cual pudiesen trabajar correctamente pero llegando a la fatiga. Antes de ejecutar las series de ejercicios del estudio, se les pidió a los sujetos hacer un calentamiento general y luego uno específicos. El calentamiento general fue hacer una serie de jumping Jack de 30 repeticiones y 30 segundos de descanso. En el calentamiento específico se les pidió hacer 3 series de 10 repeticiones de rotaciones de brazos y de tronco cada una con 10 segundos de descanso entre cada serie. Al finalizar el calentamiento los sujetos se pusieron una polera tipo musculosa que tiene incluida un bolsillo para poner el sistema de adquisición de sEMG y desplazamiento angular presente en la figura 7.1. Se debía ubicar bien la postura de esta, para que el electro-goniómetro midiera bien el movimiento del hombro. Posteriormente, se les pidió hacer una contracción máxima voluntaria isométrica, que a partir de las recomendaciones de “The ABC of EMG” (presente en anexo C) se debe hacer una contracción resistiva de los músculos. En este caso contrajeron hacia atrás y hacia arriba los músculos de la parte posterior. Se pidió ejecutar dos ejercicios: Remo al cuello y press militar.

En el primer ejercicio el cual esta presente el figura 7.2 se les pidió hacerlo con un peso de entre el 40 % al 60 % de su RM en el ejercicio, siempre con la flexibilidad de como ellos se percibían en el momento. Se hicieron 3 series con 9 repeticiones cada una de 2 segundos. Entre cada repetición tendrán un descanso de 2 segundos y entre cada serie tendrán un descanso de 2 minutos.

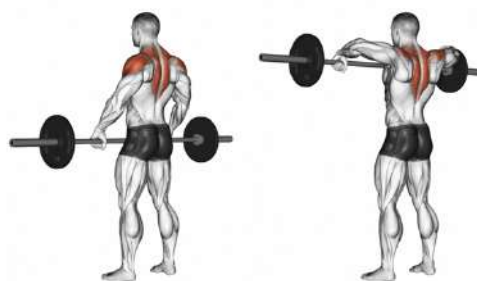


Figura 7.2: Remo al cuello, visión posterior.

En el segundo ejercicio presente en la figura 7.3 se debía ejecutar del mismo modo con el mismo porcentaje de peso que el anterior pero a uno de los lados se le debía bajar 5kg. En la primera serie se utilizaba la mancuerna más pesada en el lado derecho, luego cambiaba al lado izquierdo. Buscando así medir diferencias de asimetría en las contracciones. Se ejecutaron solo dos series de este para evaluar diferencias en las extremidades, entre las series y entre los tipos de ejercicios.

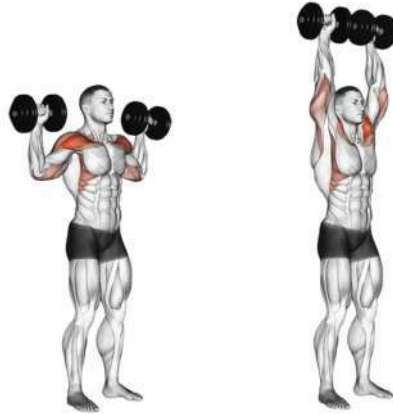


Figura 7.3: Press militar, visión anterior.

7.3. Resultados



Figura 7.4: Sujetos junto al sistema de adquisición y visualización puestos a prueba. Imagen A.- Ejecución de press militar con el sistema de adquisición y la aplicación. Imagen B.- Ejecución de remo con barra junto al sistema. Imagen C y D.- Indicadores de fatiga, porcentaje de contracción y asimetría funcionando en tiempo real durante press militar.

El sistema fue puesto a prueba en el box de entrenamiento de los deportista, Fénix Concepción, el cual además facilitó los materiales para llevar a cabo las mediciones. En la figura 7.4 se puede observar a algunos de los sujetos ejecutando los ejercicios junto al dispositivo de adquisición de sEMG y desplazamiento angular conectado por bluetooth a la aplicación. En la imagen se observa como el equipo permite la observación de datos y cambios en las variables estudiadas en tiempo real.

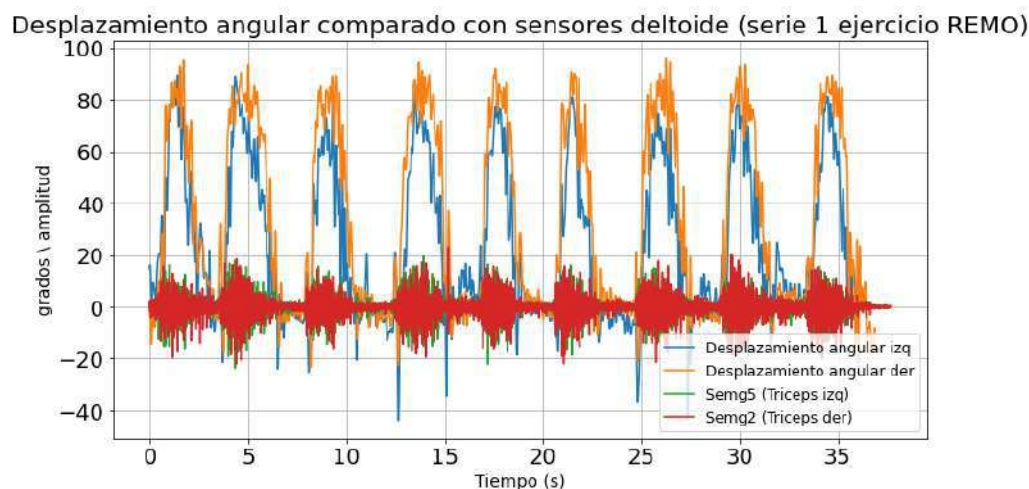


Figura 7.5: Comparativa de las señales de sEMG con las de desplazamiento angular.

Los datos de los participantes fueron evaluados en primera instancia respecto a la variación de la contracción en el tiempo en conjunto al movimiento ejecutado, Se puede observar en la figura 7.5 una serie de contracciones bien ejecutadas. Los periodos de descanso y de trabajo se perciben claramente.

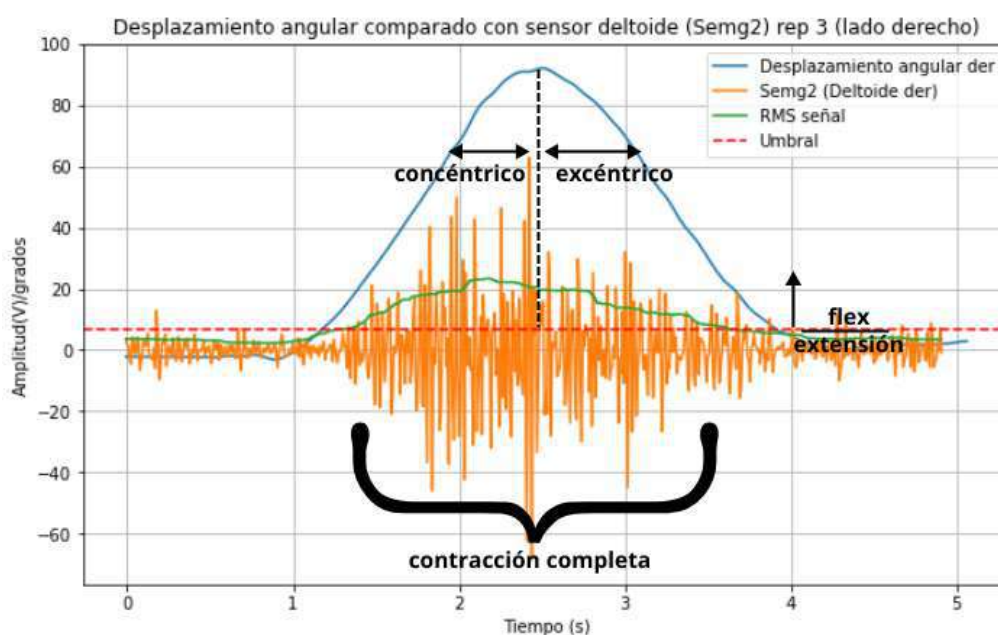


Figura 7.6: Vista expandida del ángulo del hombro respecto a la sEMG producida por el deltoide derecho en su tercera repetición.

De manera más detallada se presenta el desplazamiento angular con respecto a la contracción en la figura 7.6, donde se observa el movimiento del hombro respecto a la sEMG, en conjunto al valor RMS y el umbral (deltoides derecho en la tercera repetición de remo de un sujeto hombre de 26 años). Es perceptible el cambio en la fase concéntrica con respecto a la excéntrica del movimiento, que influye en las características de amplitud y espectrales de la contracción. En la fase concéntrica se observa gran amplitud con respecto a la fase excéntrica, además en el cambio de fases se observa el peak máximo de la contracción.

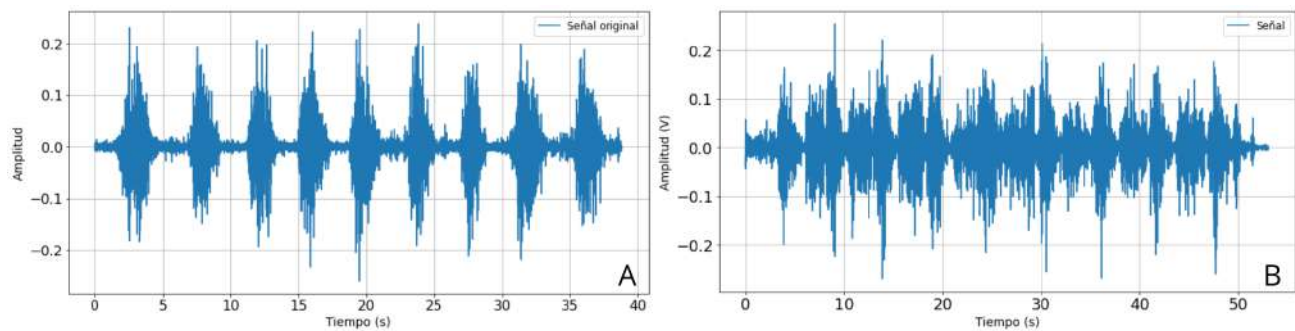


Figura 7.7: Comparativa de señal sEMG bien ejecutada (A) y una mal realizada (B).

Posteriormente, para que los datos reflejen buenos resultados en los indicadores deben presentar una contracción clara, sostenida y legible. En la figura 7.7, imagen A, se observa una contracción bien ejecutada con clara diferencia entre las contracciones. Por otro lado, la imagen B presenta con poca distinción las series de contracciones.

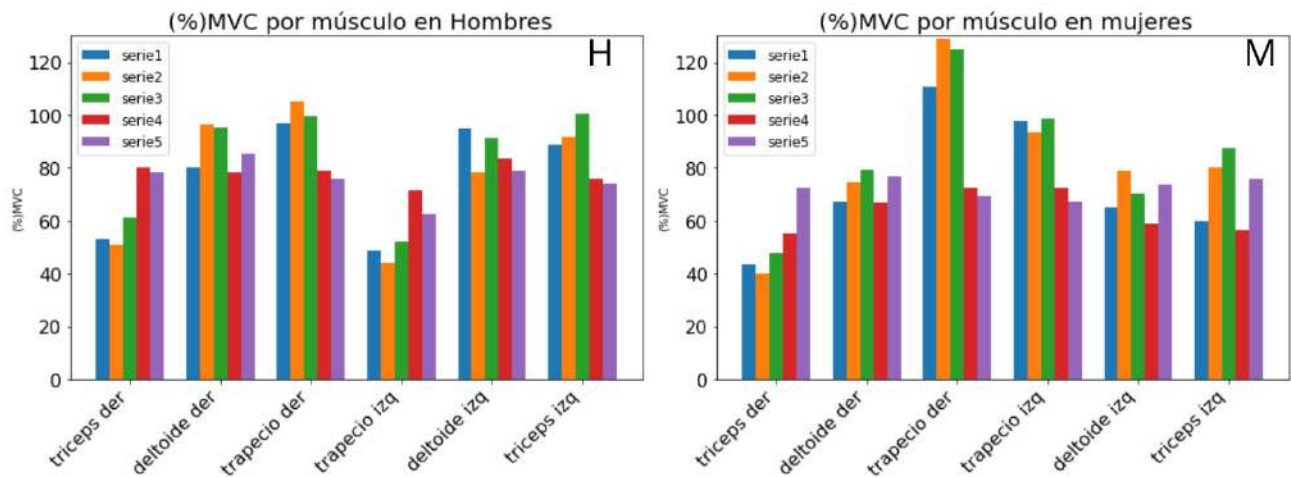


Figura 7.8: Gráfica de promedio por serie y músculo del porcentaje de contracción muscular normalizada. Imagen H.- Indicador de contracción respecto a la MVC en hombres. Imagen M.- Indicador de contracción respecto a la MVC en mujeres.

Con la segmentación de las contracciones se procede a analizar la actividad muscular de cada músculo respecto a su MVC generada de manera isométrica, previo a las series de ejercicio. Se hizo un promedio del indicador de actividad muscular por serie de ejercicio, comparando los grupos masculinos y femeninos. En la figura 7.8 se visualiza 5 series de ejercicios, de los cuales los primeros tres fueron el ejercicio de remo con barra, siendo la serie 4 y 5 el ejercicio de press militar con mancuerna.

En las primeras tres series de la figura 7.8 se observa en hombres gran diferencia de activación en trapecios y tríceps. El trapecio derecho y tríceps izquierdo se encuentran en muy alta actividad ($MVC \% > 60$). Con un 96.83 %, 105.29 % y 99.53 % para el trapecio derecho y con un 88.78 %, 91.97 % y 100.52 % para el tríceps izquierdo. Mientras que el trapecio izquierdo y tríceps derecho presentan una actividad alta ($60 > MVC \% > 40$), con 48.81 %, 43.88 % y 52.19 % para trapecio izquierdo, y para tríceps izquierdo un 53.17 %, 50.73 % y 61.38 %. En el caso de los deltoides en todas las series de remo se encuentra en muy alta actividad, presentando un porcentaje de 80.01 %, 96.47 % y 95.41 % en deltoides derecho y 94.83 %, 78.27 % y 91.21 % en el izquierdo.

La gráfica de mujeres en la primera serie se observa regular la activación de todos los pares musculares. Los tríceps se encuentran en alta actividad con el derecho en 43.54 % e izquierdo en 59.95 % del MVC. Mientras que los deltoides y trapecios presentan una muy alta actividad con el deltoide derecho en 67.41 %, deltoide izquierdo en 65.20 %, trapecio derecho con 110.59 % y trapecio izquierdo con 97.90 %. En las dos siguientes series existe un cambio rotundo, el tríceps derecho se encuentra en alta actividad con un 40.14 % en la segunda serie y 47.77 % en la tercera serie. En cambio el resto de los músculos se encuentran en alta actividad, con un 74.53 % y 78.78 % en deltoides derecho e izquierdo respectivamente, 128.70 % en trapecio derecho, 93.56 % en trapecio izquierdo y 80.35 % en trapecio izquierdo.

En la serie 4 y 5 se presenta el ejercicio press militar. Se observa casi en su totalidad una muy alta actividad muscular por parte del indicador en el grupo de hombres. Los tríceps con un 80.03 % y 78.26 % en el derecho, y un 75.82 % y 73.97 % para el izquierdo, presentan una alta actividad en cada serie de manera respectiva. El deltoide izquierdo presenta una actividad de 78.27 % y 85.43 % y el derecho un 83.79 % y 78.94 %. El trapecio izquierdo se observa en un porcentaje de 71.5 %, siendo más parejo al derecho con 78.89 % en la serie 4, mientras que, en la serie 5 se vuelve a observar un aumento de la diferencia con el trapecio izquierdo en alta actividad con un 62.65 % y el derecho en muy alta actividad con un 75.79 %. El grupo de mujeres en cambio trabaja a alta actividad muscular y muy alta actividad muscular. En la cuarta serie los tríceps poseen una actividad alta de 55.35 % para el derecho y 56.63 % en el izquierdo, mientras que en la quinta aumenta a muy alta con un 72.35 % y 75.65 % respectivamente. Los deltoides presentan una actividad muy alta con un 66.84 % en el derecho y 59.04 % el izquierdo durante la cuarta serie, subiendo a un 76.61 % y 73.61 % en la quinta serie. Los trapecios en el lado derecho e izquierdo presentan un 72 % con decimales de diferencia en la cuarta serie y en la quinta disminuyen a 69.40 % y 67.11 % en el lado derecho e izquierdo respectivamente.

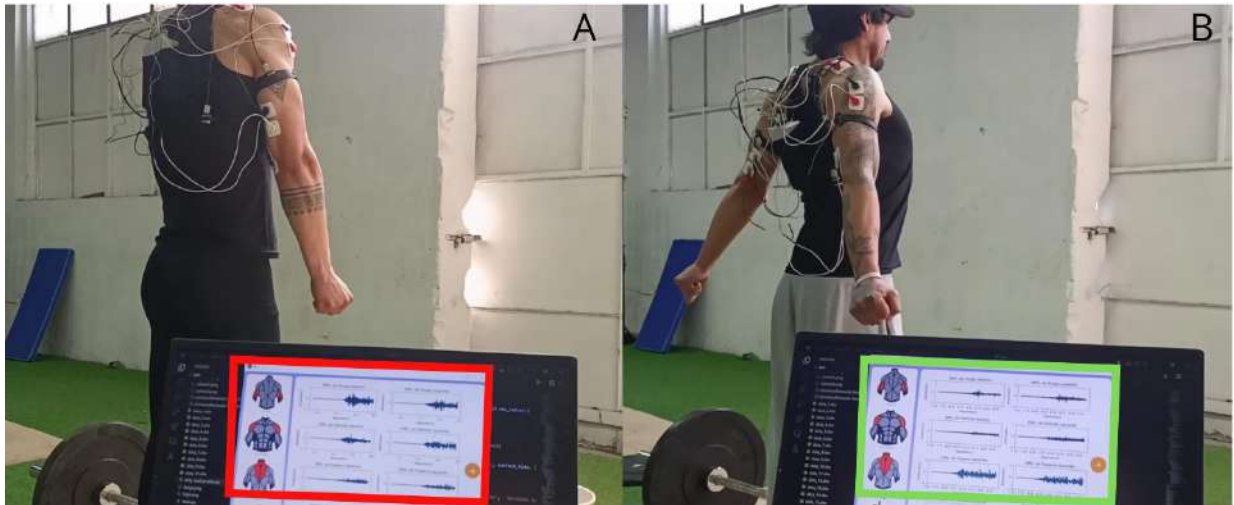


Figura 7.9: Obtención de máxima contracción voluntaria isométrica. Imagen A.- MVC isométrico con alta actividad en tríceps y deltoides en el cuadrado rojo. Imagen B.- MVC isométrico con alta actividad en trapecios.

Como ya se observó, algunos músculos sobrepasan el 100 %. Esto se debe a la manera en que se obtuvieron la MVC isométrica y los músculos estudiados, como se observa en la figura 7.9 en donde ejecutan el mismo movimiento contráctil pero ante pequeñas variaciones cambia el enfoque de activación. Ante esto en la figura 7.10 se observa lo anteriormente mencionado. En la imagen A se presenta una buena ejecución de MVC isométrica correspondiente al tríceps derecho de uno de los sujetos varones de 30 años de edad. En comparación a la imagen B donde se observa que el MVC isométrico es menor a las contracciones durante el ejercicio, por parte del trapecio derecho de un sujeto femenino de 28 años de edad.

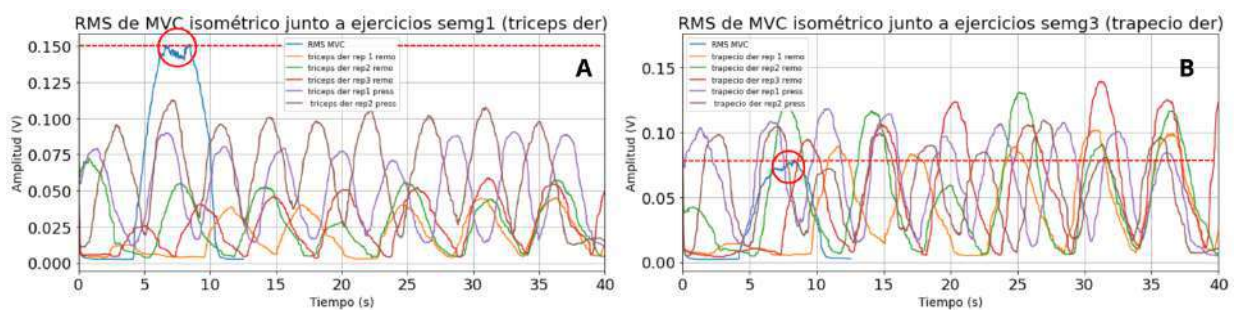


Figura 7.10: RMS de MVC junto a las series de ejercicios. Imagen A.- MVC isométrico bien ejecutado. Imagen B.- MVC isométrico fallido.

La evaluación de asimetría se denota en la figura 7.11 en donde se observa una señal con alta asimetría (imágenes A) comparada a una señal sin asimetría (imágenes B). Al visualizar las señal RMS por ventana las diferencias de amplitud entre las señales, debajo de estas se encuentran las gráficas del indicador de asimetría. En la imagen A.3 se observa un valor del indicador alto sobre el rango de riesgo, mientras que en la imagen B.3 se observa un rango libre de riesgos.

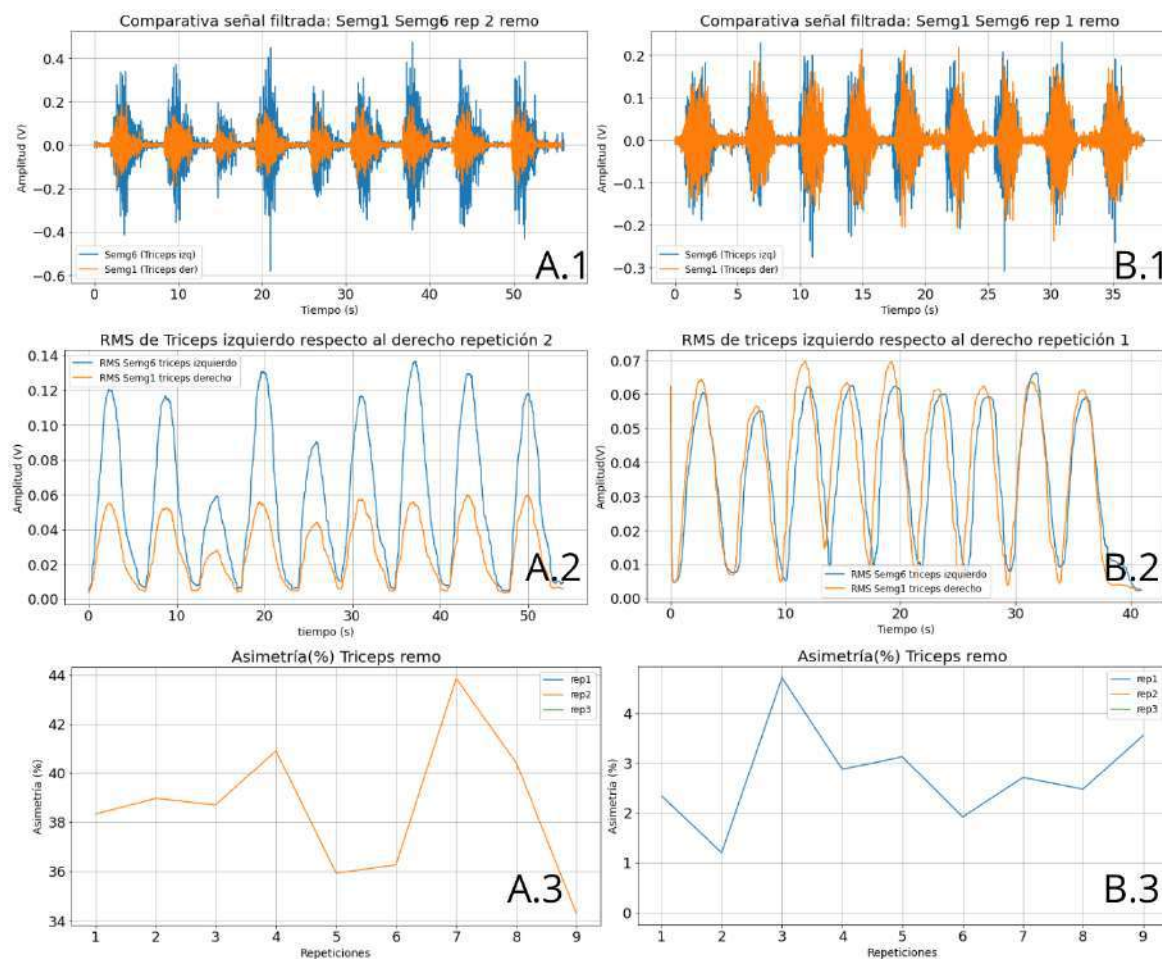


Figura 7.11: Comparativa de indicador de asimetría. Imagen A.1.- sEMG asimétricas. A.2.- Valores RMS. A.3.- Indicador con asimetría . Imagen B.1.-sEMG simétricas. B.2.- valores RMS. B.3.- Indicador sin asimetría.

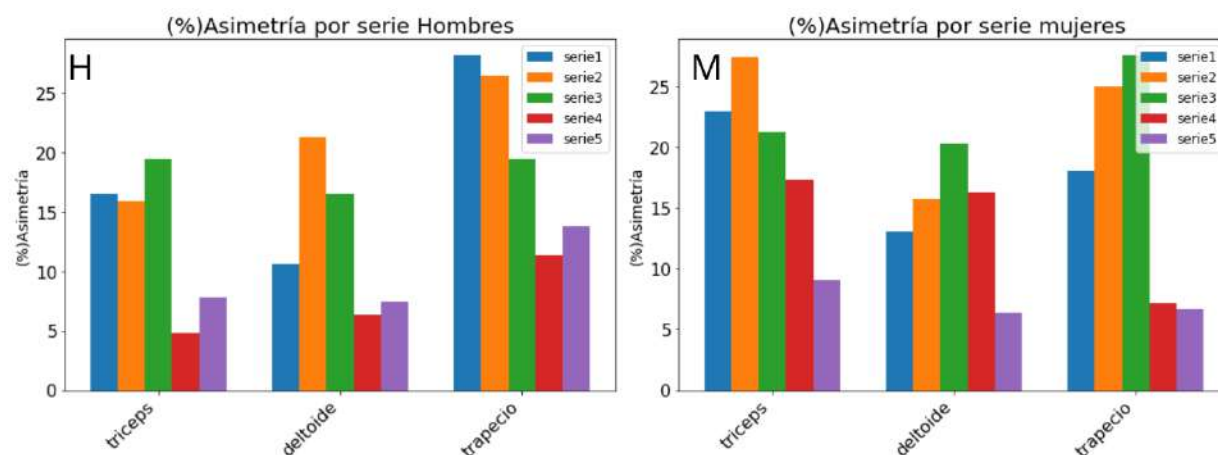


Figura 7.12: Porcentaje de asimetría promedio en los músculos estudiados durante cada serie. imagen H.- Indicador de Asimetría en hombres. Imagen M.- Indicador de asimetría en mujeres.

Por otro lado, la figura 7.12 promedia los porcentaje de asimetría, para observar el comportamiento general de los sujetos estudiados. En el grupo de hombres se observa en los tríceps durante la primera y segunda serie, que poseen un promedio de 16.52 % y 15.93 % presentando un rango con tendencia a la asimetría ($18 > \text{Asimetría \%} > 9$), y en la tercera serie hay un 19.48 % lo que indica un desequilibrio grave ($18 < \text{Asimetría \%}$). En deltoides la primera y tercera serie están en tendencia a la asimetría con un 10.58 % y 16.55 %, en la segunda serie con un 21.27 % presenta una grave asimetría. En los trapecios se presenta en las tres series rangos graves, donde la serie uno es el porcentaje con 28.19 %, disminuyendo en la segunda a 26.49 % y aún más en la tercera a 19.43 %. En el caso del grupo de mujeres los tríceps presentan una asimetría grave, con un 22.94 %, 27.46 % y 21.26 % en la serie 1, 2 y 3 respectivamente. Los deltoides poseen una transición a la asimetría en la primera y segunda serie con 13.11 % y 15.73 %, en la tercera serie aumenta a una asimetría grave con 20.28 %. En trapecios la primera serie alcanza a estar en transición ha asimetría con 18.05 %, pero en la segunda y tercera serie aumenta, con 25.03 % y 27.57 %.

En la cuarta y quinta serie se observa una disminuciones del indicador en el grupo de mujeres. El tríceps en la cuarta y quinta serie pasa a una transición a asimetría con un 17.35 % y 9.06 % respectivamente. En el caso del deltoides en la cuarta serie está en transición con 16.28 y en la quinta se encuentra en un rango sin asimetría con un 6.34 %. El trapecio se encuentra libre de asimetría ($9 < \text{Asimetría \%}$) en sus dos series con un 6.63 % y 7.18 %. El grupo de los hombres presenta el mismo rango, en tríceps no hay asimetría con un 4.8 % y 7.83 % en la cuarta y quinta serie. En deltoides también está en un rango óptimo con un 7.43 % y 6.37 %. Los trapecios se encuentran en transición a asimetría con un 11.36 % a 13.83 %.

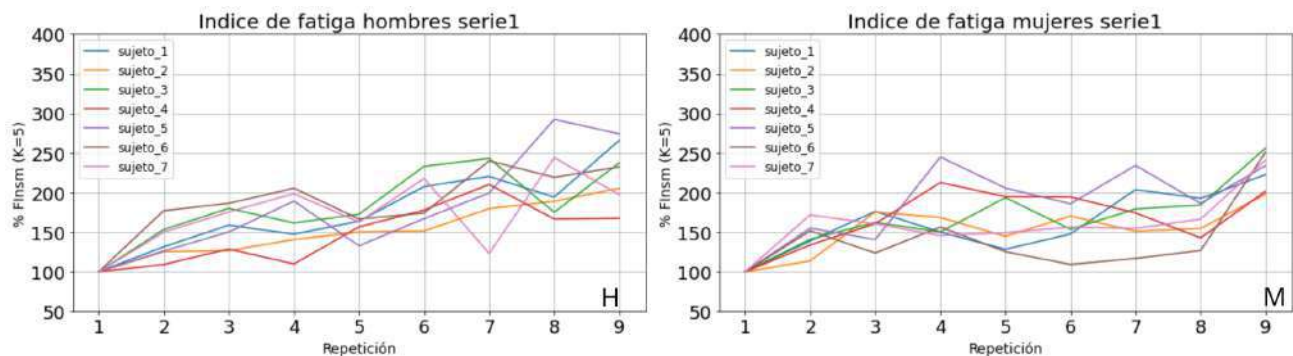


Figura 7.13: Indicadores de fatiga en los grupos de mujeres y hombres, en la primera serie de remo.
Imagen H.- Indicador de fatiga en hombres. Imagen M.- Indicador de fatiga en mujeres.

Siguiente a los indicadores previamente vistos, se puede apreciar en la figura 7.13 que en el conjunto de datos de fatiga los hombres son capaces de llegar a una fatiga moderada ($400 \% > \% \text{FInsm (k=5)} > 200 \%$) en la mayor parte de los sujetos en su novena serie, en cambio en mujeres se presenta más bajo, existiendo dos de ellas que no superan la fatiga baja ($\% \text{FInsm (k=5)} < 200 \%$).

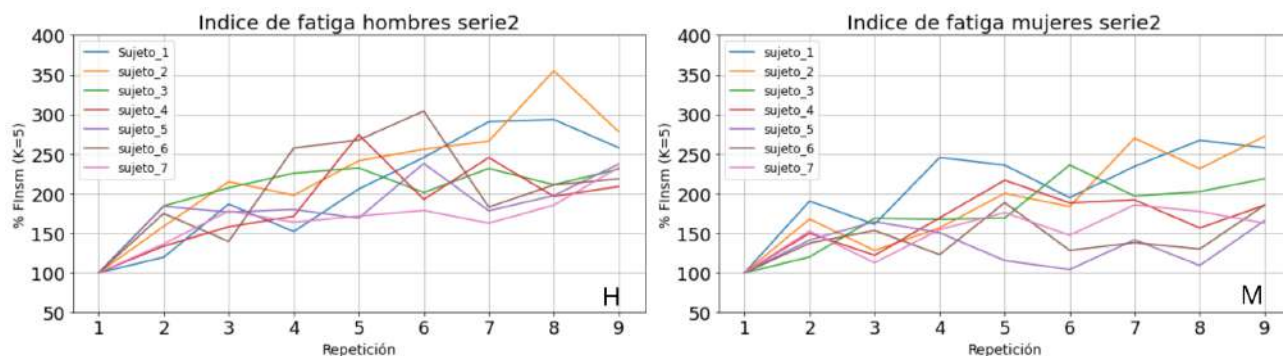


Figura 7.14: Indicadores de fatiga en los grupos de mujeres y hombres en la segunda serie de remo.
Imagen H.- Indicador de fatiga en hombres. Imagen M.- Indicador de fatiga en mujeres.

Durante la figura 7.14 se presenta en la segunda serie un aumento en los niveles de fatiga, los hombres presentan fatiga moderada desde la cuarta serie en su mayoría. Todos los hombres llegan a fatiga moderada, pero no logran alcanzar altos niveles. Mientras que en las mujeres solo 3 pasan a fatiga moderada aumentando respecto a la serie anterior, esto debido a que fueron más precavidas a la hora de elegir el peso para ejecutar el ejercicio.

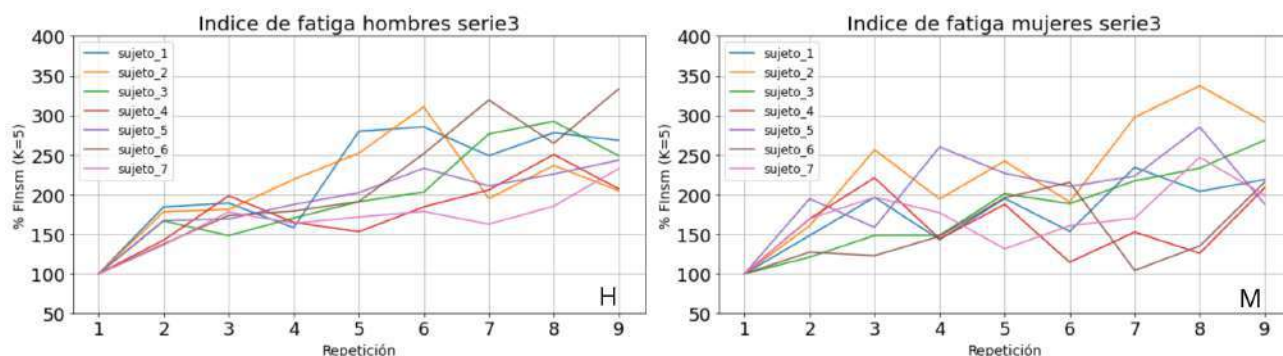


Figura 7.15: Indicadores de fatiga en los grupos de mujeres y hombres en la tercera serie de remo.
Imagen H.- Indicador de fatiga en hombres. Imagen M.- Indicador de fatiga en mujeres.

En la figura 7.15 la tercera serie se observa mayores cambios, un aumento considerable en el nivel de fatiga en ambos grupos. En mujeres solo dos sujetos presentan baja fatiga en la mayor parte de las repeticiones pero ya para la novena repetición todos alcanzan fatiga moderada. En ambos grupos la fatiga moderada se presenta en menos repeticiones (entre la tercera a sexta).

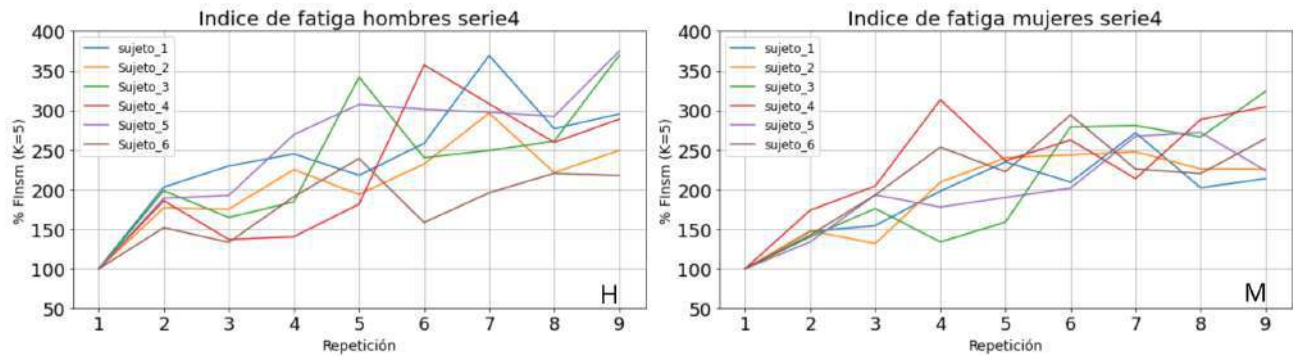


Figura 7.16: Indicadores de fatiga en los grupos de mujeres y hombres en la primera serie de press militar. Imagen H.- Indicador de fatiga en hombres. Imagen M.- Indicador de fatiga en mujeres.

Al ejecutarse el cambio entre remo con barra y press militar, no existieron tiempos de descanso mayores que los presentes entre series en el remo (2 minutos), por ello en la figura 7.16 se sigue observando aumentos en los porcentaje de fatiga. Respecto al comportamiento de los voluntarios en esta serie se observa que dos sujetos masculinos en la novena repetición están cerca de la alta fatiga, mientras que en el grupo de mujeres todas en la sexta serie están en fatiga moderada. Se debe mencionar que en los resultados de fatiga desde esta serie los dos sujetos 7 de ambos grupos no pudieron ejecutar las series por imposibilidad de horario.

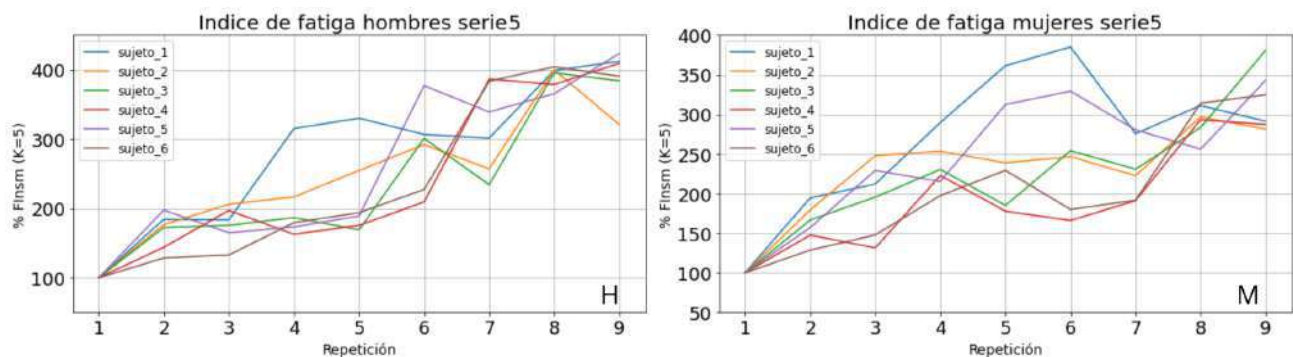


Figura 7.17: Indicadores de fatiga en los grupos de mujeres y hombres en la segunda serie de press militar. Imagen H.- Indicador de fatiga en hombres. Imagen M.- Indicador de fatiga en mujeres.

En la última serie se concretan los resultados deseados. En la figura 7.17 se tiene que en hombres entre la sexta a novena repetición todos están en fatiga moderada he incluso 3 sujetos llegan a alta fatiga ($\%FInsm(k=5) > 400\%$) al final de la serie. En mujeres se observa un aumento en los niveles de fatiga pero no logran pasar a niveles altos en comparación a los hombres, aún así dos de ellas estaban más cerca de lograrlo que el resto.

Por otro lado, los resultados de fatiga son dependiente del análisis espectral de las contracciones, se tuvo un problema durante la transmisión de los datos, bajando cada canal a 130 Hz por segundo.

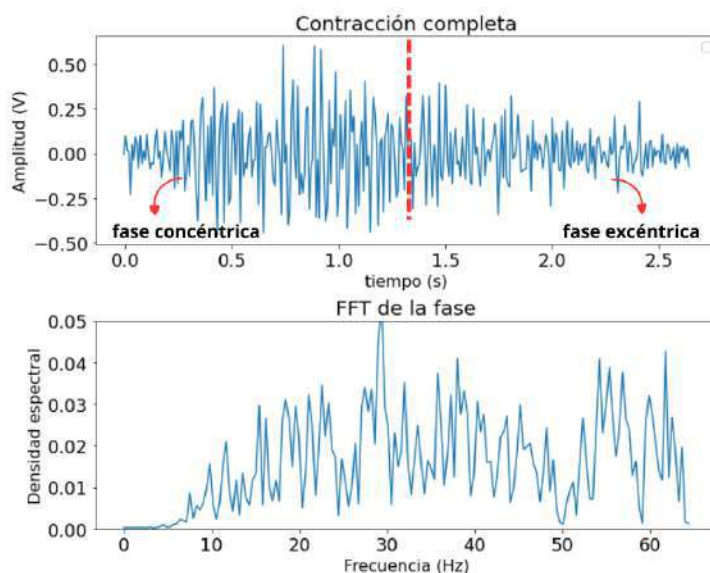


Figura 7.18: Contracción segmentada de la primera repetición de sujeto de prueba en press militar primera serie, con su respectivo análisis en frecuencia.

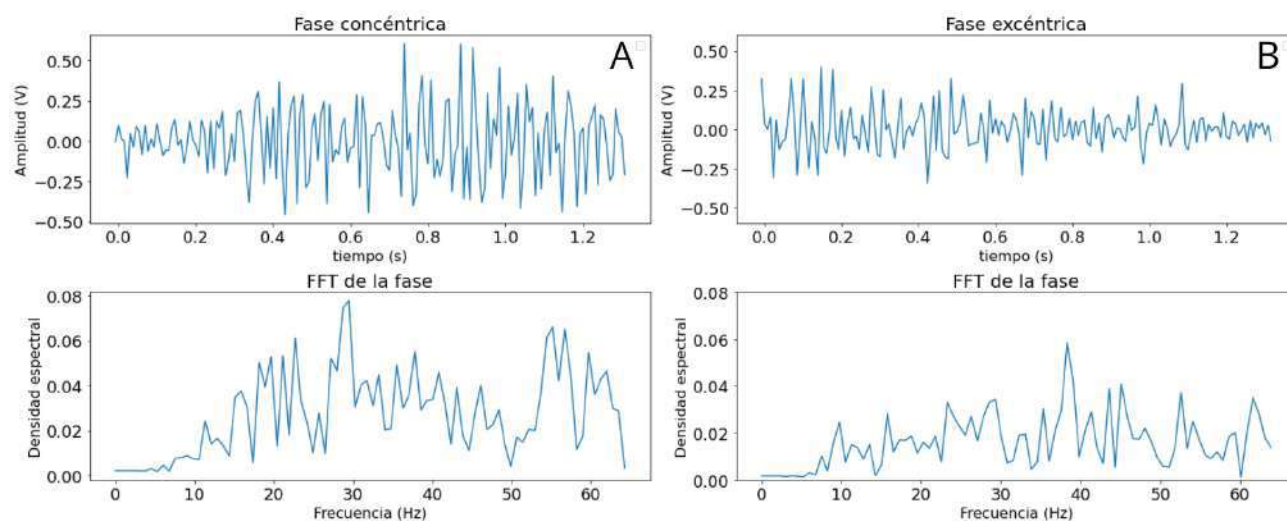


Figura 7.19: Análisis en frecuencia de la fase concéntrica (imagen A) y excéntrica (imagen B) de la contracción segmentada.

Como se presenta en la figura 7.18 la frecuencia llega hasta 64 Hz buscando respetar el teorema de Nyquist y utilizar todo el espectro disponible. Se observa con claridad los filtros utilizados. Se observa una densidad espectral de 0.05 y una gran actividad entre 25 a 30Hz y entre 52 a 64Hz. Por otro lado, al hacer el análisis espectral en la fase concéntrica y excéntrica por separado, se observa que en la fase concéntrica hay mayor densidad espectral que en la fase excéntrica. En las frecuencias más altas hay una gran actividad por parte de la fase concéntrica a comparación de la excéntrica.

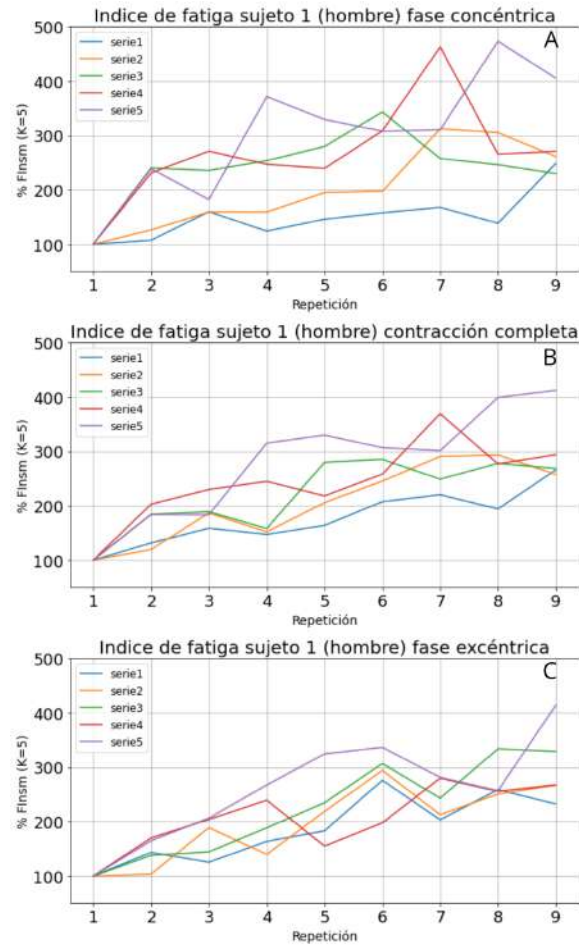


Figura 7.20: Efectos de la densidad espectral en la fatiga. Imagen A.- Indicador en la fase concéntrica. Imagen B.- Indicador en la contracción completa. Imagen C.- Indicador en la fase excéntrica.

Los efectos de la densidad espectral en las fases del movimiento, fueron evaluadas en la señal del deltoides derecho de un sujeto masculino de 28 años (sujeto 1) en las series de remo con barra y press militar presente a la figura 7.20. En la primera serie de la fase excéntrica la sensibilidad del índice de fatiga es mayor al segmento completo y más aún ha la fase concéntrica. En la segunda serie se observa un aumento en el indicador de fatiga en la fase excéntrica y en mayor medida en la fase concéntrica respecto de la contracción completa. Posteriormente, en la tercera serie se observa un aumento mayor del indicador en la fase excéntrica que en la concéntrica, en este último las repeticiones finales disminuyen. En la serie cuatro y cinco, se observa que la fase concéntrica aumenta su sensibilidad al cambio de la fatiga y la fase excéntrica disminuye por debajo de los indicadores de la contracción completa.

A modo de complemento se presenta la figura 7.21 que pone a disposición los promedios en cada serie del indicador de fatiga, analizados en contracción completa, fase concéntrica y excéntrica. En el se aprecia los cambios del indicador ante las distintas fases y series he incluso se aprecia un crecimiento exponencial del indicador en la fase concéntrica.

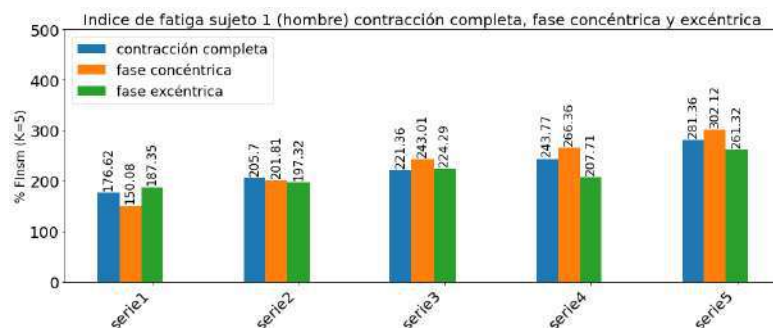


Figura 7.21: Promedio de fatiga por serie, en contracción completa, fase excéntrica y concéntrica.

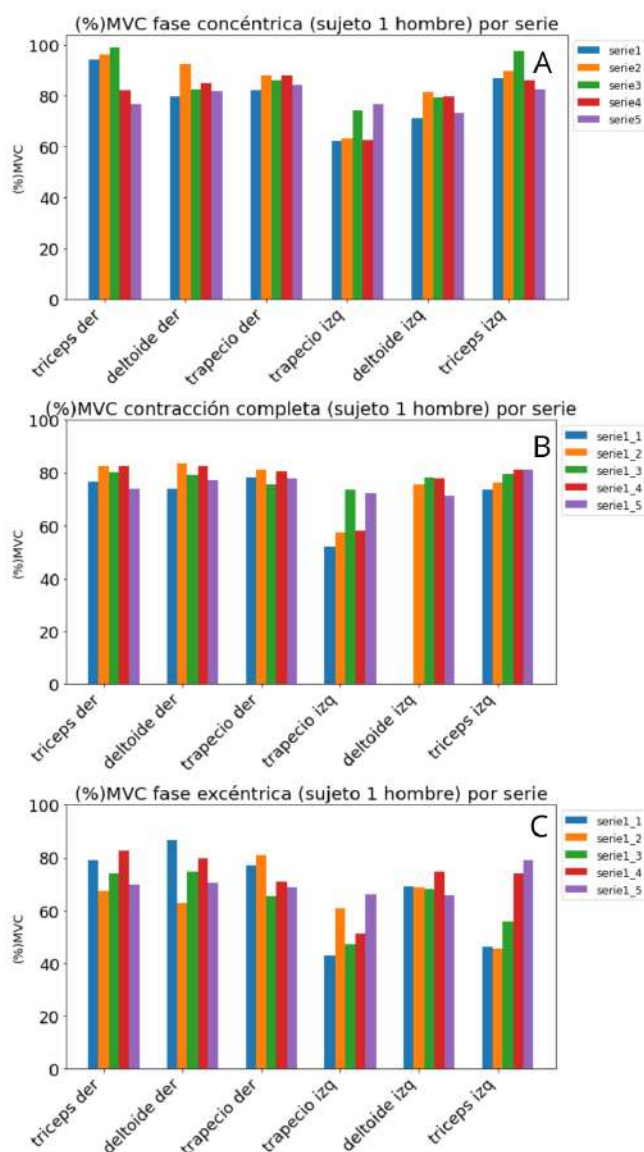


Figura 7.22: Análisis de actividad muscular Imagen A.- Indicador en la fase concéntrica. Imagen B.- Indicador en el segmento completo. Imagen C.- Indicador en la fase excéntrica.

En la figura 7.22 se observa el indicador de actividad muscular por parte de cada músculo estudiado del sujeto 1. En la fase concéntrica hay un aumento por serie de manera significativa de todos los músculos en las series de remo (entre el 60 al 100 % de MVC), y en menor medida en las series de press (entre el 60 al 90 % de MVC). En cambio en el análisis de la fase excéntrica en todas las series se vio disminuido el % MVC (entre el 40 a 85 %) con respecto a la contracción completa. Posee un cambio notorio en las tres series de remo del tríceps izquierdo, bajando de entre un 70 % a 80 % de actividad muscular en la contracción completa ha entre un 40 % - 60 %.

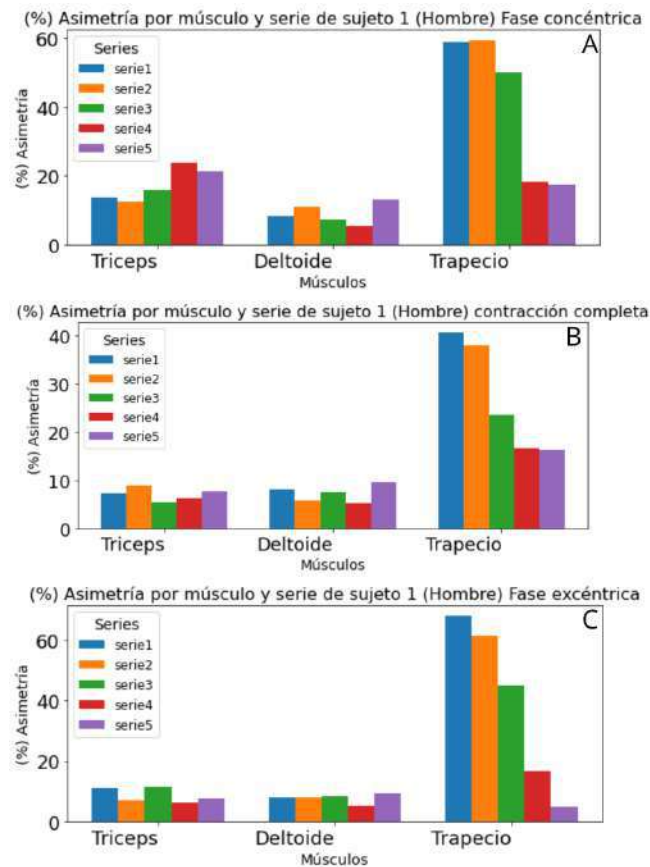


Figura 7.23: Análisis del indicador de asimetría. Imagen A.- Indicador en la fase concéntrica. Imagen B.- Indicador en la contracción completa. Imagen C.- Indicador en la fase excéntrica.

Por otro lado, los efectos de las fases de movimiento en la asimetría se visualizan en la figura 7.23. El % de asimetría en ambos ejercicios se ve aumentada en la fase concéntrica estando entre un 10 % a 25 % en tríceps, un 5 % a 15 % en deltoides. En trapecios las tres series de remo aumentan a un porcentaje de 50 % a 60 %, mientras que las dos series de press militar se encuentran entre el 15 % a 20 %. En cambio la fase excéntrica disminuye ligeramente teniendo en tríceps y deltoides un 5 % a 10 % de asimetría. En trapecios se ve un aumento respecto a la fase concéntrica y la contracción completa estando entre un 45 % a 70 % en las series de remo, pero en las series de press es menor respecto a las otras fases, estando entre el 5 % a 15 %. Cabe agregar que el deltoides no se ve muy

afectado en la elección de fases con un ligero aumento en la fase concéntrica y una ligera disminución en la excéntrica. Finalmente al observar los trapecios, se ve una gran asimetría en todas las series en especial las de remo.

7.4. Discusión

El sistema de adquisición presenta la capacidad de poder adquirir los datos y evaluarlos en tiempo real. Incluso con los inconvenientes en el muestreo, entrega resultados aceptables para los indicadores.

En relación al porcentaje sobre el 100 % del indicador de actividad muscular en el trapecio derecho observado en las mujeres pueden atribuirse a varios factores. Se observa que pequeñas variaciones en el movimiento alteran el reclutamiento y la sinergia muscular, sobre todo en músculos que varían según la tarea específica realizada, como los de la espalda. Los trapecios, en particular, son músculos más difíciles de activar voluntariamente, lo que hace que la evaluación de la MVC en condiciones dinámicas y con carga adicional sea más precisa [43].

Es relevante destacar que las mujeres en este estudio tienen, en promedio, tres años de experiencia en halterofilia, esto expone una menor capacidad de reclutamiento muscular voluntario a alta intensidad en comparación con los hombres, quienes reportan un promedio de diez años de entrenamiento, lo que podría explicar las diferencias observadas.

Por otro lado, se presentan diferencias en el indicador de actividad muscular ante diferencias de estímulo dependientes del ejercicio ejecutado. En ambos grupos, las primeras tres series presentan un rango de activación mucho más amplio, con valores entre el 40 % y el 120 % del MVC en los hombres, y entre el 40 % y el 128 % en las mujeres. En contraste, las series 4 y 5 muestran una actividad muscular en un rango más acotado. En los hombres, la activación muscular se sitúa entre el 60 % y el 85 % del MVC, mientras que en las mujeres se encuentra entre el 55 % y el 77 %. Cabe destacar que en la serie 4, la activación de los trapecios en los hombres es más uniforme en comparación con las series anteriores.

En la evaluación de las diferentes fases los rangos de actividad muscular presentan cambios. Durante la prueba de remo, los efectos de la dirección del movimiento ejecutado pueden ser responsables de los niveles de EMG más altos en la fase concéntrica cuando los músculos actuaron como agonistas, mientras que eso generó una disminución en la fase excéntrica [44]. En cambio en el ejercicio de press militar no se observan cambios relevantes del indicador en la fase concéntrica del movimiento estudiado, mientras que en la fase excéntrica se ve disminuido el indicador de actividad muscular.

Por otro lado, el indicador de asimetría presenta un mayor nivel en mujeres que en hombres. En ambos grupos los trapecios poseen una mayor asimetría. El ejercicio de remo en barra (serie 1 a 3) posee un rango de presencia de asimetría por sobre lo recomendado ($\text{asimetría} > \%18$). Por otro lado, el ejercicio que busca evaluar la asimetría, posee rangos recomendados en ambas series. Se debe considerar factores como la diferencia de peso, en donde los 5kg no fue relevante a la hora de medir

diferencias de contracciones. parece razonable suponer que realizar ejercicios de entrenamiento de fuerza asimétrico bilateral puede ser importante para aumentar la eficiencia contráctil, promoviendo efectos contra laterales y disminuyendo el riesgo de lesiones [45].

En la evaluación de las fases concéntrica y excéntricas del movimiento, se tiene que el ejercicio que evalúa la asimetría aumenta en la fase concéntrica en tríceps y trapecio a una asimetría riesgosa, respecto a la contracción completa. Esto puede ayudar al análisis del momento del movimiento con mayor riesgo y que se debe corregir. A comparación del movimiento excéntrico que posee un rango sin asimetría en la mayoría de músculos y series, excepto en los trapecios durante el remo al cuello, el cual el indicador es un tanto mayor que en la fase concéntrica.

Con respecto a la fatiga se presenta en rango aceptables y acordes al análisis bibliográfico. Dado que la cantidad de repeticiones en la bibliografía son más a las realizadas en las pruebas, los niveles de fatiga altos son difíciles de obtener, por eso en la quinta serie son logrados por parte del grupo de hombres. Además, se observa con más dificultad los cambios con menos de 14 a 16 repeticiones. Al analizar los cambios en la fatiga de cada sujeto podemos percatar que después de algunas subidas en el valor del indicador presenta bajas marcadas, como es el caso de la serie 4 y 5. Estos casos son dados por descanso que de manera involuntaria se dan los participantes, en estos ejercicios cualquier reclinación con el peso promueve una ligera baja en la carga.

El efecto de la evaluación del desplazamiento angular respecto a la señal de contracción resultó en cambios en características espectrales y de tiempo. Al estudiar la fase concéntrica y excéntrica del movimiento se deben considerar ciertos factores en los resultados como la capacidad contráctil durante el tiempo la cual disminuye, y los cambios dejan de observarse tan claramente en la fase de alargue muscular como es la excéntrica. Ante esto la sensibilidad del indicador de fatiga en la primera serie en la fase concéntrica es menor a la fase excéntrica, pero posteriormente es mayor en todas las series. Respecto a la utilización de la contracción completa en las primeras dos series es mayor la fatiga a la fase concéntrica, y menor en la primera serie de la fase excéntrica. En las siguientes series es siempre menor en sensibilidad a la fatiga de las fase concéntrica y mayor a la excéntrica. Estudios previos han demostrado una menor fatigabilidad en las contracciones excéntricas que en las concéntricas [46]. Además, en estudios previos se indica que con 10 contracciones consecutivas, seguidas por un período de descanso de 1 o 2 minutos se generó una atenuación de la fatiga, especialmente en las contracciones concéntricas [46].

Cabe mencionar que estos indicadores en los músculos de trapecio izquierdo y derecho se observan con mucha diferencia a niveles patológicos, por lo que se evalúo si los sujetos fueron mal medidos. Se testearon las salidas de los amplificadores respecto a una entrada fija, donde todos entregaban una salida correspondiente a una ganancia de 1000. Con ello se estimó que hubo una mala disposición de los cables respecto a las entradas. Por último, en todos los indicadores se observa el efecto de la cantidad de series y del cambio en los ejercicios que aún cuando se ejecutan en el mismo plano y que activan los mismo músculos genera cambios importantes.

Capítulo 8. Conclusión y trabajo futuro

8.1. Conclusión

El proyecto desarrollado logró implementar un sistema portátil para la evaluación de la actividad muscular y del movimiento mediante la integración de sensores de electromiografía de superficie (sEMG) y electrogoniometría. La combinación de EMG con el electrogoniómetro, proporciona una evaluación integral de la actividad muscular y los movimientos corporales. A través de un enfoque multidisciplinario, se diseñaron tanto el hardware como el software necesario para capturar y analizar en tiempo real indicadores de actividad muscular, la fatiga y la asimetría, permitiendo su visualización mediante una aplicación. Se destaca la intención de contextualizar la toma de muestras en músculos específicos para satisfacer las necesidades deportivas individuales. Se presenta un buen funcionamiento del algoritmo de tratamiento de señales de manera digital, eliminando etapas en proceso analógicos.

De los resultados obtenidos, la información fisiológica que se obtuvo de los distintos indicadores se encuentran dentro de los rangos esperados y propuestos por los diferentes autores, incluso en aquellos casos donde se desproporciona el indicador. La utilización de MVC isométrica funciona bien en el algoritmo para umbralizar en conjunto con el desplazamiento angular, pero, para una mejora de resultados en indicadores de actividad muscular es posible adaptar el formato de adquisición para músculos de espalda, estimulándolos con un peso relevante, siendo ejecutable tanto en pruebas isométricas o dinámicas de calibrado.

El análisis de indicadores utilizando toda la contracción presenta diferencias significativas entre los grupos evaluados (mujeres y hombres), las series y tipos de ejercicio. Esto indica que cada tipo de ejercicios influyen en las respuestas musculares medidas por las señales EMG.

La segmentación por fases concéntricas y excéntricas propone la observación de los cambios en el acortamiento y alargamiento muscular, en conjunto a sus cambios de reclutamiento neuro-muscular. Los rangos de los indicadores evaluados en las fases son coincidentes con lo presentado en la literatura. Se suele presentar en los resultados una mejor representación de los cambios de indicadores en la fase concéntrica, demostrando de este modo la necesidad de corregir en estas fases rangos no óptimos y promover el enfoque en la fase excéntrica durante un entrenamiento. Respecto a la aplicación propuesta la idea de presentar datos gruesos como la visualización de las señales en tiempo y frecuencia, son de gran ayuda para que el usuario comprenda que significan sus cambios de indicadores, es por eso que se eligió desarrollar en una sola aplicación todo el proceso. Se debe decir que esto genera un aumento del uso de memoria y que la aplicación propuesta debe mejorar el manejo de espacio para aumentar la eficiencia. Finalmente, aunque el sistema tiene limitaciones, como la congestión de datos en la transmisión bluetooth, todas estas implicaciones son relevantes para establecer una base sólida del proyecto actual, y para futuras mejoras en entornos reales fuera del laboratorio.

8.2. Trabajo futuro

Los trabajos futuros que se presentan a continuación son mejora en hardware, en manejo de envío/recepción de datos y automatización.

Respecto al hardware se tiene que se presentan buenos resultados aun con eliminación de etapas analógicas de tratamiento de señales, por lo que sería mucho más cómodo disminuir su tamaño ejecutando el diseño con componentes smd. Por otro lado, se propone implementar un sistema regulador de alimentación para que el consumo no sea tan excesivo y utilizar menos baterías. Por otro lado, puede ser una excelente idea utilizar electrodos lavables para ejecutarlo en su totalidad como tecnología wereable.

Respecto al manejo de datos de manera inalámbrica el ESP32 es una gran herramienta a bajo costo, siendo una mejor opción utilizar su sistema de comunicación por wifi, dado que la tarjeta no posee restricciones en sus canales ADC para esta comunicación como con el bluetooth.

Por último, automatizar el algoritmos para predecir patrones de fatiga o identificar comportamientos anormales en la actividad muscular. He incluso ofrecer recomendaciones personalizadas para el entrenamiento o la rehabilitación.

Capítulo 9. Glosario

Mayúsculas:

EMG : Electromiografía.

ECG : Electrocardiografía.

PPG : Fotopletismografía.

MVC : Máxima contracción voluntaria.

CC : Corriente continua.

PAUM : Potencial de acción de unidades motoras.

RMS : Root mean square.

SMR : Relación momentos espectrales.

sEMG : Electromiografía de superficie.

MNF : Frecuencia media.

MDF : Frecuencia mediana.

ECC : Acción muscular excéntrica.

CON : Acción muscular concéntrica.

RM : Máxima repetición.

A : Amperes.

V : Volt.

G : Giga.

M : Mega.

KB: Kilo Bites. MB: Mega Bites. ADC : Conversor Análogo Digital.

XRMS: Valores RMS por ventana deslizante.

PTH: Plated Through-Hole.

SoC: system on chip.

BT: Bluetooth.

BLE: Bluetooth de baja energía.

SRAM: memoria estática de acceso aleatorio.

GPIO: Entrada/Salida de Propósito General.

PWM: Modulación por ancho de pulsos.

I2C: bus de comunicación en serie.

SPI: Interfaz periférica serial.

UART: Transmisor-Receptor Asíncrono Universal.

MCU: Microcontrolador.

A/D: Análogo/Digital.

PCB: Placa de circuito impreso.

CMRR: Rechazo al modo común.

Minúsculas:

Hz : Hertz.

μ : Micro.

m : Mili.

p : Pico.

g : gravedad.

ma: Mili amperes.

dB: Decibeles.

mAh: Mili amperes por hora.

Wh: Watts por hora.

mm: mlimetros.

Bibliografía

- [1] Giorgio Biagetti, Paolo Crippa, Laura Falaschetti, and Simone Orcioni. Human activity monitoring system based on wearable sEMG and accelerometer wireless sensor nodes. *BioMedical Engineering OnLine*, 17, 11 2018.
- [2] G. García Molina, K. Vélez Vivas, and A. Montero Mosquera. Tendencias actuales de goniometría para medir rangos de movilidad articular periodo 2014-2019: revisión de la literatura. *Fundación Universitaria María Cano*, 2019.
- [3] Manuel del Olmo and Rosario Domingo. EMG characterization and processing in production engineering. *Materials*, 13(24), 2020.
- [4] Kavitha Mukund and Shankar Subramaniam. Skeletal muscle: A review of molecular structure and function, in health and disease. *Wiley Interdisciplinary Reviews. Systems Biology and Medicine*, 12, 2019.
- [5] P. Konrad. *The abc of EMG. A practical introduction to kinesiological electromyography*, volume 1. 01 2005.
- [6] T. M. Vieira and A. Botter. The accurate assessment of muscle excitation requires the detection of multiple surface electromyograms. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 49(1):23–34, 2021.
- [7] C. J. De Luca, L. D. Gilmore, M. Kuznetsov, and S. H. Roy. Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination. *Journal of Biomechanics*, 43(8):1573–1579, 2010.
- [8] W. R. Frontera and J. Ochala. Skeletal muscle: a brief review of structure and function. *Calcified Tissue International*, 96(3):183–195, 2015.
- [9] J. H. Park, S. J. Lee, H. J. Shin, and H. Y. Cho. Influence of loads and loading position on the muscle activity of the trunk and lower extremity during squat exercise. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 19(20):13480, 2022. Published 2022 Oct 18.
- [10] W. K. Neto, E. G. Soares, T. L. Vieira, and et al. Gluteus maximus activation during common strength and hypertrophy exercises: A systematic review. *Journal of Sports Science and Medicine*, 19(1):195–203, 2020. Published 2020 Feb 24.
- [11] M. M. Alemi, J. Geissinger, A. A. Simon, S. E. Chang, and A. T. Asbeck. A passive exoskeleton reduces peak and mean EMG during symmetric and asymmetric lifting. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 47:25–34, 2019.

- [12] Samuel D'Emanuele. *Tasa de desarrollo de la fuerza y contracciones puramente explosivas: de los determinantes neurales y musculares a los métodos para evaluar la fatiga central, periférica y las asimetrías*. Tesis de doctorado, Universidad de Verona, 2023.
- [13] Marc Madruga-Parera, Chris Bishop, Azahara Fort-Vanmeerhaeghe, Maria R. Beltran-Valls, Oliver G. Skok, and Daniel Romero-Rodríguez. Interlimb asymmetries in youth tennis players: Relationships with performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 34(10):2815–2823, October 2020.
- [14] H. Yousif, A. Zakaria, N. Abdul Rahim, A. Salleh, M. Sabry, K. Alfarhan, L. Kamarudin, S. M. M. Syed Zakaria, A. Hasan, and M. K Hussain. Assessment of muscles fatigue based on surface EMG signals using machine learning and statistical approaches: A review. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 705:012010, 2019.
- [15] R. M. Enoka and J. Duchateau. Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. *Journal of Physiology*, 586(1):11–23, 2008.
- [16] R. M. Enoka, S. Baudry, T. Rudroff, D. Farina, M. Klass, and J. Duchateau. Unraveling the neurophysiology of muscle fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(2):208–219, 2011.
- [17] P. Bhati, D. Singla, S. Masood, and M. E. Hussain. Type 2 diabetes mellitus patients manifest greater muscle fatigability than healthy individuals during dynamic fatigue protocol. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 44(3):205–220, 2021.
- [18] Christopher J. Fisher. 1057: Using an accelerometer for inclination sensing. Analog Devices Application Note.
- [19] J.V. Basmajian. Muscles Alive—their functions revealed by electromyography. *Postgraduate Medical Journal*, 39(449):162–162, 03 1963.
- [20] A. Sakthi, B. Mithra, M. Rakshana, S. Niveda, and K. Gayathri. *Design of Wearable Goniometer*, pages 585–593. 01 2022.
- [21] M. M. Alemi, J. Geissinger, A. A. Simon, S. E. Chang, and A. T. Asbeck. A passive exoskeleton reduces peak and mean EMG during symmetric and asymmetric lifting. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 47:25–34, 2019.
- [22] Isabella Campanini, Catherine Disselhorst-Klug, William Z. Rymer, and Roberto Merletti. Surface EMG in clinical assessment and neurorehabilitation: Barriers limiting its use. *Frontiers in Neurology*, 11, 2020.

- [23] Richard L. Gajdosik and Richard W. Bohannon. Clinical Measurement of Range of Motion: Review of Goniometry Emphasizing Reliability and Validity. *Physical Therapy*, 67(12):1867–1872, 12 1987.
- [24] Anna Bergh, Nicole Gandre Lauridsen, and Amie Lamoreaux Hesbach. Concurrent validity of equine joint range of motion measurement: A novel digital goniometer versus universal goniometer. *Animals*, 10(12), 2020.
- [25] T. E. Solstad, V. Andersen, M. Shaw, E. M. Hoel, A. Vonheim, and A. H. Saeterbakken. A comparison of muscle activation between barbell bench press and dumbbell flyes in resistance-trained males. *Journal of Sports Science and Medicine*, 19(4):645–651, 2020.
- [26] A. Giustetto, F. Vieira Dos Anjos, F. Gallo, et al. Investigating the effect of a passive trunk exoskeleton on local discomfort, perceived effort and spatial distribution of back muscles activity. *Ergonomics*, 64(11):1379–1392, 2021.
- [27] Andrés Ruiz-Olaya, Mauro Callejas Cuervo, and Claudia Lara-Herrera. Wearable low-cost inertial sensor-based electrogoniometer for measuring joint range of motion. *DYNA*, 84(201):180, 2017.
- [28] Ganesh Naik. *Biomedical Signal Processing: Advances in Theory, Algorithms and Applications*. 2019.
- [29] Angkoon Phinyomark, Pornchai Phukpattaranont, and Chusak Limsakul. Feature reduction and selection for EMG signal classification. *Expert Systems with Applications*, 39(8):7420–7431, 2012.
- [30] B. Taji, S. Shirmohammadi, and V. Groza. Measuring skin-electrode impedance variation of conductive textile electrodes under pressure. In *2014 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC) Proceedings*, pages 1083–1088, 2014.
- [31] A. Tsoukos and G. C. Bogdanis. Lower fatigue in the eccentric than the concentric phase of a bench press set executed with maximum velocity to failure against both heavy and light loads. *Journal of Human Kinetics*, 87:119–129, 2023.
- [32] J. Heil, F. Loffing, and D. Büsch. The influence of exercise-induced fatigue on inter-limb asymmetries: a systematic review. *Sports Medicine Open*, 6(1):39, Aug 2020.
- [33] S. L. Peterson and G. M. Rayan. Shoulder and upper arm muscle architecture. *The Journal of Hand Surgery*, 36(5):881–889, 2011.
- [34] A. Elzanie and M. Varacallo. Anatomy, shoulder and upper limb, deltoid muscle. In *StatPearls*. StatPearls Publishing, 2022.

- [35] M. Madsen, R. G. Marx, P. J. Millett, et al. Surgical anatomy of the triceps brachii tendon: Anatomical study and clinical correlation. *The American Journal of Sports Medicine*, 34(11):1839–1843, 2006.
- [36] C.P van der Schans A.M Oosterwijk, M.K Nieuwenhuis and L.J Mouton. Shoulder and elbow range of motion for the performance of activities of daily living: A systematic review. *Physiotherapy Theory and Practice*, 34(7):505–528, 2018. PMID: 29377745.
- [37] Adrew Charniga. Weightlifting training and biomechanics. Sportinvinypress.com, December 4 2019.
- [38] Analog Devices. ADXL335 - Small, Low Power, 3-Axis ± 3 g Accelerometer. <https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/250056/AD/ADXL335.html>, 2010. Accessed: 2024-10-16.
- [39] Esteban J. Pino, Yerko Arias, and Pablo Aqueveque. Wearable EMG shirt for upper limb training. In *2018 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, pages 4406–4409, 2018.
- [40] C. C. Lim, K. S. Sim, S. C. Tan, and Z. S. Yeoh. Determination of muscle power using RMS of electromyography for stroke survivors. In H. Kim, K. J. Kim, and S. Park, editors, *Information Science and Applications*, volume 739 of *Lecture Notes in Electrical Engineering*, pages 179–186. Springer, Singapore, 2021.
- [41] Micha l Ginszt and Grzegorz Zieliński. Novel functional indices of masticatory muscle activity. *Journal of Clinical Medicine*, 10(7), 2021.
- [42] G. V. Dimitrov, T. I. Arabadzhiev, K. N. Mileva, J. L. Bowtell, N. Crichton, and N. A. Dimitrova. Muscle fatigue during dynamic contractions assessed by new spectral indices. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 38(11):1971–1979, 2006.
- [43] Xun Wang, Karla Beltran Martinez, Ali Golabchi, Mahdi Tavakoli, and Hossein Rouhani. A dynamic procedure to detect maximum voluntary contractions in low back. *Sensors*, 23(11), 2023.
- [44] Davis A. Forman, Garrick N. Forman, Edwin J. Avila-Mireles, Maddalena Mugnosso, Jacopo Zenzeri, Bernadette Murphy, and Michael W.R. Holmes. Characterizing forearm muscle activity in young adults during dynamic wrist flexion–extension movement using a wrist robot. *Journal of Biomechanics*, 108:109908, 2020.

- [45] Przemysław Pietraszewski, Artur Golas, Aleksander Matusiński, Sylwia Mrzygłód, Aleksandra Mostowik, and Adam Maszczyk. Muscle activity asymmetry of the lower limbs during sprinting in elite soccer players. *Journal of human kinetics*, 75:239–245, 10 2020.
- [46] Riku Yoshida, Kazuki Kasahara, Yuta Murakami, Shigeru Sato, Kazunori Nosaka, and Masatoshi Nakamura. Less fatiguability in eccentric than concentric repetitive maximal muscle contractions. *European Journal of Applied Physiology*, 123:1–13, 03 2023.

Anexo A. CABLES DE CONEXIÓN

La elección y configuración adecuada de los cables se dió a partir de la integridad de las señales y el rendimiento general del sistema. Se utilizaron dos tipos principales de cables: Para los acelerómetros se utilizaron cables jumpers (figura A.1), dado que se consideraron los siguientes requisitos:

Flexibles y fáciles de manipular.

Se les puede aumentar la longitud.

Son resistentes a la interferencia electromagnética.

son codificados por colores para facilitar la identificación de canales.



Figura A.1: Cables de conexión jumpers para conectar sEMG con el microcontrolador.

Para la conexión de los electrodos húmedos al sensor se utilizaron cables de broche y caimán (figura A.2). Este último se utilizó dado que no se pudieron obtener más de broche. Ambos poseen características funcionales como:

Los broches proporcionan una conexión segura y de baja impedancia con los electrodos.

Los caimanes ofrecen una conexión rápida y ajustable.

Cables blindados para minimizar el ruido externo.

Longitud optimizada para reducir la captación de interferencias.

Alta flexibilidad para comodidad del usuario durante el movimiento.

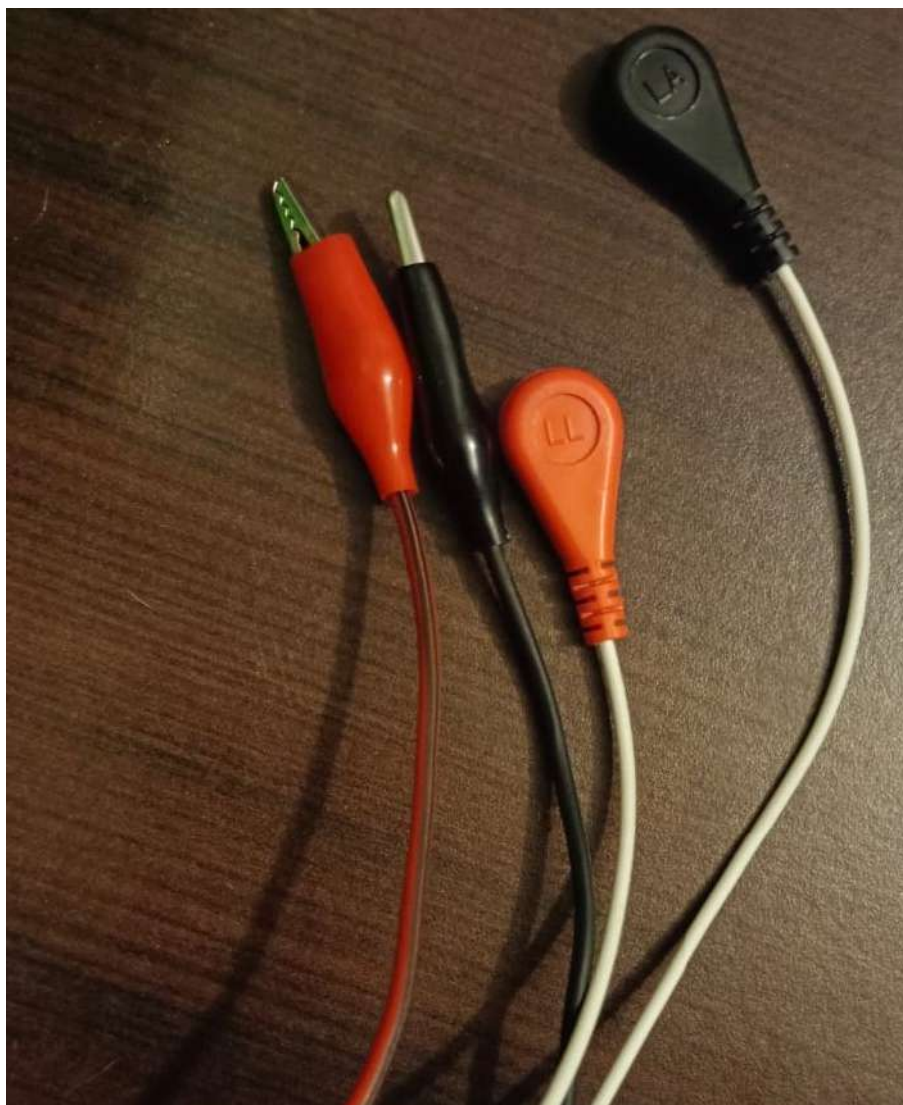


Figura A.2: Cables de conexión de broche y caimán.

Anexo B. CONSENTIMIENTO INFORMADO.



Consentimiento informado

Nombre de la institución: Universidad de Concepción.

Facultad: Facultad de Ingeniería. Depto. Ing. Eléctrica.

Carrera: Ing. Civil Biomédica.

Fecha: Día: Mes: Año:

Título del Proyecto: POLERA SENSORIZADA PARA EL APOYO EN EL ENTRENAMIENTO FÍSICO

Sección 1: Información al Paciente.

- **Introducción**

El objetivo de esta información es ayudarlo a tomar una decisión sobre participar o no en este estudio. Si se llegase a presentar alguna duda sobre el tema a investigar, los métodos del estudio y/o de la participación que usted tendrá en el estudio, puede hacerle llegar preguntas con respecto a estos temas al investigador principal o al profesor del investigador, los cuales se encuentran referenciados en la parte de **contactos**.

- **Objetivos del estudio**

El objetivo de este proyecto es analizar los efectos de la contracción muscular por medio de la electromiografía. Evaluando parámetros como asimetría muscular, distribución de actividad y fatiga muscular para el apoyo en el entrenamiento físico. Estos datos serán adquiridos a través del uso de electrodos húmedos de superficie, electrogoniómetros y un dispositivo de adquisición de EMG para captar señales fisiológicas de modo no invasivo. Se registrarán y analizarán las señales electromiográficas durante diferentes actividades.

- **Selección de los participantes**

Se requieren de sujetos de cualquier sexo, entre los 25 a 35 años, en condiciones normales, que no tengan problemas de consumos de drogas, que practiquen algún deporte, sin sesgo de IMC, talla ni peso. Se ejecutarán pruebas de actividad que constará con el uso de un dispositivo portátil al momento de hacer la prueba. Se llevará a cabo en un plazo de un mes el desarrollo de la toma de muestras. Se debe recalcar que su participación es de carácter voluntario.



- **Descripción de la participación**

Usted será contactado(a) para coordinar el lugar, fecha y hora del encuentro. En el lugar deberá ponerse el dispositivo portátil en conjunto a una polera adaptada para su posicionamiento. Se le dará el espacio para cambiarse de ropa de manera cómoda. Luego, se le indicará una serie de primeros ejercicios en donde deberá hacer su máxima contracción voluntaria específicos para los grupos musculares a estudiar. Posteriormente, se le pedirá hacer una serie de ejercicios y repeticiones variados que serán previamente informados. Los ejercicios realizados serán ejecutados de manera bilateral enfocados a la parte superior del torso, específicamente en Deltoide, triceps braquial y Trapecio. Antes de decidir participar, es importante que comprenda el propósito del estudio, los procedimientos involucrados, los posibles riesgos y beneficios, así como sus derechos y responsabilidades como participante.

Por favor, tómese el tiempo para leer detenidamente la siguiente información y no dude en hacer todas las preguntas que desee antes de tomar una decisión informada sobre su participación. Su participación es voluntaria y su negativa a participar no tendrá ningún impacto negativo en su relación con la universidad ni en los servicios a los que pueda tener acceso.

- **Riesgos**

Podría sentir una leve presión en la zona de los electrodos, e incomodidad en las partes donde se ubicarán el dispositivo sEMG para adquirir y mandar los datos. También, pueda sentir incomodidad en la zona del electrogoniómetro.

- **Beneficios**

El beneficio de realizar este estudio es que permitirá obtener información acerca de como se comporta su actividad muscular y evaluar su condición física al ejecutar una rutina de ejercicios.

- **Costos**

El participante no debe incurrir en ningún costo de la realización del estudio.

- **Compensación**

No existen compensaciones por su participación en el estudio.

- **Derechos del participante**

Al participar en este estudio, usted tiene los siguientes derechos:

Derecho a retirar su consentimiento en cualquier momento sin penalización o consecuencia negativa.



Derecho a hacer preguntas y recibir respuestas claras sobre el estudio antes de su participación y en cualquier momento durante el estudio.

Derecho a la confidencialidad y protección de su privacidad.

Derecho a acceder a la información recopilada sobre usted y solicitar cualquier corrección si es necesario.

Sección 2: Formulario de consentimiento.

Yo _____, he sido invitado a participar en el proyecto “Sistema portátil para el apoyo deportivo” para deportistas en la búsqueda de mejorar sus parámetros fisiológicos y disminuir la incidencia de lesiones ante malas prácticas de actividad física desmedida. He leído, (o se me ha leído) la información del documento de consentimiento informado teniendo en cuenta los riesgos que pueda tener. He tenido tiempo y la instancia para realizar preguntas y se me ha contestado claramente. No tengo ninguna duda sobre mi participación en el estudio, comprendiendo y aceptando que durante el procedimiento pueden suceder circunstancias impredecibles que pueden requerir una extensión del procedimiento original.

Acepto de manera voluntaria de participar. Además, poseo el derecho de retirarme del procedimiento en cualquier momento de la prueba sin ninguna sanción o cuestionamiento.

CONSIENTO EN LA PARTICIPACIÓN DEL PRESENTE ESTUDIO

SÍ NO Fecha: / / Hora: :

(marcar lo que corresponda)

Firma voluntario: _____

Firma investigador responsable: _____

Nombre investigador responsable: _____

REVOCACIÓN DEL CONSENTIMIENTO

Yo, _____

revoco el consentimiento de mi participación en el proyecto “Sistema portátil para el apoyo deportivo”.

Firma y Fecha de la revocación

Anexo C. RECOMENDACIÓN PARA MVC ISOMÉTRICA.

MVC Positions for forearm / shoulder muscles

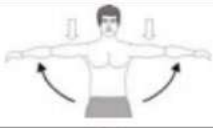
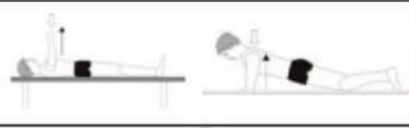
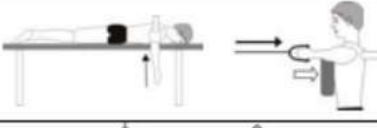
Muscle group	Exercise	Comments
Forearm flexors / extensors		Select a seated or kneeling position (in front of a bench) and arrange a stable forearm support. Manual resistance, barbells or cable/belts can be used. Consider using the latissimus d. and pectoralis major MVC test as a control exercise
Biceps Brachii		A valid biceps b. MVC needs a very stable elbow and trunk fixation. This can best be arranged in a seated or kneeling position (in front of a bench). Consider using the latissimus d. MVC-test as a control exercise.
Triceps Brachii		Same instruction as biceps b.! Consider using the pectoralis major MVC-test as a control exercise.
Deltoides		Select a seated position, if possible with fixated back. Fixate near the arms near the 90° position. The bilateral contractions guarantee a balanced force distribution for the trunk. The abduction works best for the pars acromialis of the deltoid muscle. Consider a flexion/extension position for the pars clavicularis.
Trapezius p. descendens		The MVC test can be performed with one side only. A static resistance can be arranged by manually fixating the arm or arrange a large enough load to press the shoulder down (difficult).
Pectoralis major		Numerous test positions can be used! However, all of them need a very good shoulder/back resistance. The prone lying position would best be performed with a (fixated) long bar. The push up may work as an easy to arrange alternative. Both positions should be performed in 90° elbow position.
Infraspinatus		Being the most important outward rotator of the shoulder cuff, any related outward rotation may work. Good results are achieved with uni- or bilateral manual resistance against the forearm
Trapezius p. trans. / Rhomboideus		The horizontal abduction best addresses the shoulder stabilization muscles. In the prone laying position a barbell or bilateral manual resistance can be used. The seated position requires a good breast fixation and a cable or machine resistance (rowing machines).
Latissimus/Trapezius p. ascendens		The simulation of a pull-up addresses the highest latissimus innervation. Consider/check a frontal and a lateral arm position at 90° elbow flexion. You may find MVCs for the biceps and the lower trapezius also.

Fig. 43a: Proposals for upper body MVC test arrangements. The black thin arrow indicates movement direction, the white thick arrows the resistance direction

Figura C.1: Extracto del libro "The ABC of EMG" con recomendación de posición de MVC para músculos del antebrazo/hombros [5].

UNIVERSIDAD DE CONCEPCIÓN - FACULTAD DE INGENIERIA

RESUMEN DE MEMORIA DE TITULO

Departamento : Departamento de Ingeniería Eléctrica

Carrera : Ingeniería Civil Biomédica

Nombre del memorista : Catalina Pouletd Reyes Camaño

Título de la memoria : SISTEMA PORTÁTIL DE ELECTROMIOGRAFÍA Y ELECTROGONI-METRÍA PARA EL ENTRENAMIENTO FÍSICO DEPORTIVO

Fecha de la presentación oral : 15 de Noviembre del 2024

Profesor(es) Guía : Esteban Pino Quiroga

Profesor(es) Revisor(es) : Rosa Figueroa Iturrieta, Armando Ogalde

Concepto :

Calificación :

Resumen

El proyecto desarrolló un sistema portátil e inalámbrico de adquisición de datos para monitorear el rendimiento deportivo, evaluando fatiga muscular mediante el índice de Dimitrov, actividad muscular con la normalización RMS y asimetría mediante el índice de asimetría bilateral. Participaron 7 mujeres y 7 hombres de Crossfit especializados en halterofilia, evaluando los ejercicios de remo al cuello y press militar. El protocolo incluyó una contracción isométrica para determinar la máxima contracción voluntaria (MVC) y contracciones dinámicas para observar cambios en los indicadores. Se usó un dispositivo sEMG de 6 canales con goniometría para medir desplazamiento angular, y los datos fueron procesados en Python.

Los resultados mostraron mayores activaciones musculares en remo al cuello (40 %-120 % MVC) que en press militar, y un 28.21 % más de asimetría en mujeres. El remo mostró mayor riesgo de asimetría (>18 %), mientras que el press se mantuvo en niveles recomendados. Los hombres alcanzaron fatiga moderada ($400 \% > \%F_{Insm} (k=5) > 200 \%$) a alta ($400 \% < \%F_{Insm} (k=5)$) más rápido que las mujeres. Se observaron diferencias en amplitud y densidad espectral entre las fases concéntrica y excéntrica. El sistema demostró ser funcional, aunque con limitaciones en la medición de MVC isométrica y frecuencia de muestreo, sentando una base sólida para futuras mejoras.