



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



**DESARROLLO DE SISTEMA PARA MEDIR EL RETARDO  
ELECTROMECAÁNICO (EMD) DEL BÍCEPS EN REHABILITACIÓN**

POR

**Nicolás Gustavo Lagos Noa**

Informe Final Memoria de Titulo presentada a la Facultad de Ingeniería de la Universidad de  
Concepción para optar al grado académico de Ingeniero Civil Biomédico

Profesores guía  
Pablo Esteban Aqueveque Navarro  
Mario Eugenio Muñoz Bustos

Junio, 2025.  
Concepción  
(Chile)

© 2025 Nicolás Gustavo Lagos Noa

© 2025 Nicolás Gustavo Lagos Noa

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



## Agradecimientos

A lo largo de este extenso viaje académico, he tenido el privilegio de conocer a personas muy especiales a quienes deseo expresar mi más sincero agradecimiento. Sin su apoyo y compañía, este proceso habría sido sin duda mucho más largo y desafiante.

En primer lugar, quiero agradecer profundamente a los profesores de la carrera, quienes siempre han mostrado una disposición positiva y constructiva ante cualquier dificultad que haya enfrentado, ya sea relacionada con los contenidos de sus asignaturas o situaciones personales. Su dedicación y orientación han sido esenciales para mi desarrollo.

También quiero agradecer a mis compañeros, quienes, a pesar de lo que a veces se cree, han sido un pilar fundamental en mi experiencia universitaria. Su empatía y compañerismo han demostrado que esta carrera no es una competencia de egos, sino un camino de crecimiento y avance mutuo.

Un agradecimiento especial merece mi círculo más cercano de amigos, ajenos a la carrera. A pesar de no tener conocimientos técnicos sobre el ámbito académico, siempre estuvieron ahí para brindarme su apoyo incondicional, tanto con palabras como con acciones. Su apoyo constante fue crucial para mantener mi constancia y no rendirme ante las adversidades.

Quiero destacar también a los amigos que hice dentro de la carrera, aquellos con los que compartí la mayoría de los proyectos y trabajos grupales. Al principio, eran simplemente compañeros, pero con el tiempo se convirtieron en amigos íntimos y futuros colegas, con quienes comparto una amistad sólida basada en el compañerismo y el deseo de sacar lo mejor de cada uno. Un claro ejemplo de ello fue nuestra victoria en el Seven Gear Challenge, que nos permitió abrir una empresa en el extranjero, un logro que refleja la calidad humana y profesional que caracteriza nuestra relación.

Finalmente, no puedo dejar de agradecer a mi familia, especialmente a mi padre, madre y hermano, quienes, a pesar de no comprender completamente el significado de esta carrera, estuvieron siempre a mi lado con su amor y apoyo incondicional. Su comprensión, en los momentos más difíciles y en los más fáciles, me dio la fuerza necesaria para seguir adelante con mis sueños. Ellos me proporcionaron tanto las comodidades tangibles como el respaldo emocional, lo que me permitió concentrarme en mis estudios y hacer más llevadero este proceso. Gracias a ellos, he podido forjarme como la persona que soy hoy.

Por todo esto, solo me queda expresar mi más sincero agradecimiento.

## Resumen

El estudio del retardo electromecánico (EMD) en rehabilitación y medicina deportiva es esencial para mejorar la efectividad de la terapia y el rendimiento atlético. El EMD representa una demora en la respuesta de un sistema electromecánico a una señal eléctrica de entrada, afectando diversos aspectos como la inercia mecánica y el procesamiento de señales. Para abordar este fenómeno, se emplean técnicas de filtrado, modelado matemático, simulación, métodos experimentales y control adaptativo.

En la actualidad, optar por estas tecnologías supone un amplio gasto tanto en lo económico como en lo computacional, debido a que las técnicas para medir este fenómeno requieren el uso de equipos específicos y de alto costo, necesarios para obtener las señales de la mejor calidad posible. Además, para un estudio más completo, es necesario medir otros parámetros que requieren equipos aún más especializados.

El uso de herramientas avanzadas y tecnologías inalámbricas ha ampliado las posibilidades de aplicación en entornos clínicos y deportivos. Para este proyecto, se utilizaron sensores económicos pero funcionales para medir señales de electromiografía (EMG) y señales de mecanomiografía (MMG) para la captura de la actividad muscular. Además, se empleó el software MATLAB para el procesamiento de señales fisiológicas y un microcontrolador Arduino para la adquisición de datos en tiempo real.

Para la medición de las señales de EMD, se tomaron muestras a sujetos jóvenes deportistas, lo que permitió obtener datos representativos de individuos en óptimas condiciones físicas. Varios factores, como la edad, el nivel de condición física, el historial de lesiones, el tono muscular, la composición corporal y el nivel de fatiga, influyen en la medición y adquisición de señales de EMD. Es crucial considerar estas variables para obtener mediciones precisas y representativas del EMD.

## Abstract

The study of electromyographic delay (EMD) in rehabilitation and sports medicine is essential for improving the effectiveness of therapy and athletic performance. EMD represents a delay in the response of an electromechanical system to an input electrical signal, affecting various aspects such as mechanical inertia and signal processing. To address this phenomenon, techniques such as filtering, mathematical modeling, simulation, experimental methods, and adaptive control are employed.

Currently, opting for these technologies entails significant economic and computational costs, as the techniques to measure this phenomenon require the use of specific, high-cost equipment necessary to obtain the highest quality signals. Additionally, for a more comprehensive study, it is necessary to measure other parameters that require even more specialized equipment.

The use of advanced tools and wireless technologies has expanded the possibilities of application in clinical and sports settings. For this project, economical yet functional sensors were used to measure electromyographic (EMG) signals and mechanomyographic (MMG) signals for capturing muscle activity. Furthermore, MATLAB software was employed for processing physiological signals, and an Arduino microcontroller was used for real-time data acquisition.

For the measurement of EMD signals, samples were taken from young athletes, which allowed for the collection of representative data from individuals in optimal physical condition. Several factors, such as age, fitness level, injury history, muscle tone, body composition, and fatigue level, influence the measurement and acquisition of EMD signals. It is crucial to consider these variables to obtain accurate and representative EMD measurements.

# Tabla de contenidos

<b>CAPITULO 1. INTRODUCCIÓN.....</b>	<b>9</b>
1.1 INTRODUCCIÓN GENERAL .....	9
1.1.1 <i>Objetivo General</i> .....	11
1.1.2 <i>Objetivos Específicos</i> .....	11
1.2 ALCANCES Y LIMITACIONES .....	12
1.3 METODOLOGÍA.....	12
<b>CAPITULO 2. MARCO TEÓRICO. ....</b>	<b>14</b>
2.1 BASES BIOLÓGICAS .....	14
2.1.1 <i>Tejido neuronal y muscular involucrado</i> .....	14
2.1.2 <i>Lesiones y Rehabilitaciones deportivas a tratar con el EMD</i> .....	19
2.2 ANÁLISIS DEL ESTADO DEL ARTE.....	21
2.2.1 <i>Retardo Electromecánico: Un Artefacto Experimental.</i> .....	21
2.2.2 <i>Detección Automática de Actividad Muscular a partir de Señales de Mecanomiografía: Comparación entre Métodos Basados en Amplitud y Wavelets.</i> .....	25
2.2.3 <i>Técnicas No Invasivas para el Monitoreo de la Fatiga Muscular: Una Revisión Exhaustiva.</i> .....	29
2.2.4 <i>Hacia una Evaluación de la Fatiga Corporal Completa: Sistema de Seguimiento de Fatiga Basado en Señales sEMG y Acelerómetro.</i> .....	30
<b>CAPITULO 3. MATERIALES Y MÉTODOS .....</b>	<b>33</b>
3.1 INTRODUCCIÓN .....	33
3.2 SISTEMA DE MEDICIÓN Y ADQUISICIÓN DE SEÑALES .....	33
3.2.1 <i>Electromiografía (EMG)</i> .....	33
3.2.2 <i>Mecanomiografía (MMG) y Acelerometría</i> .....	34
3.3 MATERIALES.....	35
3.3.1 <i>Electrónica</i> .....	35
3.3.2 <i>Software</i> .....	38
3.4 MÉTODOS .....	39
3.4.1 <i>Conexión de Hardware</i> .....	39

	VII
3.4.2 <i>Validación del Hardware</i> .....	40
3.4.3 <i>Calibración de Software</i> .....	42
3.4.4 <i>Preparación de sujeto</i> .....	43
3.4.5 <i>Toma de muestras</i> .....	44
<b>CAPITULO 4. RESULTADOS</b> .....	<b>45</b>
4.1 INTRODUCCIÓN .....	45
4.2 RESULTADOS.....	45
4.3 DISCUSIÓN .....	49
<b>CAPITULO 5. CONCLUSIONES</b> .....	<b>51</b>
5.1 CONCLUSIONES .....	51
5.2 TRABAJO FUTURO .....	52
<b>CAPITULO 6. GLOSARIO</b> .....	<b>53</b>
<b>CAPITULO 7. REFERENCIAS</b> .....	<b>54</b>



# Índice de Figuras

2.1	Disposición del tejido neuronal y estructura neuronal . . . . .	14
2.2	Áreas de Brodmann [1]. . . . .	15
2.3	Componentes arco reflejo [2]. . . . .	16
2.4	Esquema de conexión de motoneuronas alfa y gamma [3]. . . . .	16
2.5	Registro de un intento arbitrario: A muestra el mismo registro que B con mejor resolución. Las flechas 1 indican el inicio de la activación eléctrica. Las flechas 2 y 3 marcan el inicio de la deflexión de la aceleración y el ángulo trazado respectivamente, sobre la línea base. C muestra los trazos cinemáticos para el mismo fragmento pero con mejor resolución[4]. . . . .	23
2.6	Mismo registro, pero con incremento en la ganancia del ADC por un factor de 20[4]. . . . .	24
2.7	Valores del EMD para los distintos experimentos[4]. . . . .	25
2.8	Esquemático de la ubicación de componentes[5]. . . . .	26
2.9	Valores del EMD para los distintos experimentos[5]. . . . .	27
2.10	Detección de actividad en FCR (superior) y ECR (inferior). En cada gráfico, el MMG registrado por micrófono se muestra en la parte inferior. Las instancias de detección por los diversos métodos se indican con líneas horizontales punteadas[5]. . . . .	28
2.11	Arquitectura del sistema del sistema de seguimiento de fatiga. El sistema consta de una PC central, una estación de comunicación inalámbrica y sensores sEMG[6]. . . . .	30
2.12	Mediciones preprocesadas. Señal de sEMG filtrada del bíceps braquial y la correspondiente señal de aceleración rotacional remuestreada en el Experimento 1 (a) y el Experimento 2 (b). El movimiento del Experimento 1 no es periódico, mientras que el movimiento del Experimento 2 es periódico[6]. . . . .	31
2.13	Autocorrelación de la señal de aceleración correspondiente al bíceps braquial. (a) Experimento 1. (b) Experimento 2. En el Experimento 1, como la diferencia entre el primer y el segundo pico local es mayor que el umbral predefinido, el patrón de movimiento se reconoce como no periódico. Por el contrario, el patrón de movimiento en el Experimento 2 se determina como periódico[6]. . . . .	32

3.14 Ubicación sensores EMG en bíceps[7]. . . . . 34

3.15 Dispositivo EMG Sichiray para medición de EMG[8]. . . . . 35

3.16 BIOPAC MP35[9]. . . . . 36

3.17 Acelerómetro ADXL335[10]. . . . . 37

3.18 Arduino UNO[11]. . . . . 38

3.19 Conexión EMG[8]. . . . . 39

3.20 Construcción EMG Sichiray[8]. . . . . 40

3.21 Señal EMG Biopac MP35. . . . . 41

3.22 Comparación señales EMG. . . . . 41

4.23 Comparación señales EMG Filtrada. . . . . 46

4.24 Medición EMD Sujeto 1. . . . . 47

4.25 Medición EMD Sujeto 2. . . . . 48

4.26 Medición EMD Sujeto 3. . . . . 48

4.27 Medición EMD Sujeto 4. . . . . 49



## Capítulo 1. Introducción

---

### 1.1 Introducción General

El EMD es un fenómeno que representa el tiempo transcurrido entre la activación eléctrica de un músculo, la generación de fuerza y movimiento mecánico realizados por dicho músculo. La medición y estudio de este intervalo es crucial en la rehabilitación y la medicina deportiva, ya que afecta tanto la eficiencia de la terapia como el rendimiento atlético. En el presente informe se analiza el EMD desde diversas perspectivas, incluyendo la biológica, la tecnológica y la metodológica, con el objetivo de desarrollar un sistema funcional en base a componentes económicos capaces de medir el EMD en la rehabilitación muscular[12]. Para la elaboración de este proyecto se hará énfasis en medir la actividad muscular del bíceps tras movimientos voluntarios de bajo esfuerzo.

La señal del EMD comprende tanto el estudio de la actividad eléctrica neuronal y muscular como el estudio de la respuesta mecánica del músculo tras un estímulo voluntario. Esto implica el uso de técnicas de registro simultáneo, como la EMG, para capturar la actividad eléctrica de los músculos, junto con la medición de la MMG para el registro de la señal mecánica de la contracción muscular, este último utilizando sensores de fuerza, capaces de medir la fuerza necesaria para efectuar el movimiento, o acelerómetros, capaces de medir el movimiento mecánico del músculo. Por ende, el estudio de estas técnicas de adquisición de señales y el como estas se pueden integrar entre si será fundamental para el desarrollo del proyecto[13].

El EMD es una medida importante en el estudio de la relación entre la función neuromuscular y muscular, ya que este proporciona información valiosa sobre una variedad de problemas y condiciones relacionadas con el sistema nervioso y/o el músculo esquelético. Algunos de los problemas que se pueden medir o investigar mediante la medición del EMD incluyen disfunciones neuromusculares, lesiones musculares y nerviosas, fatiga muscular y la evaluación de la eficiencia del movimiento, lo que es esencial tanto para la etapa de rehabilitación como la de rendimiento deportivo.

El EMD puede verse afectado en casos de trastornos neuromusculares, como lo son las enfermedades neurodegenerativas y/o muscularmente degenerativas. El estudio de esta señal integrada puede ayudar a comprender cómo estas condiciones afectan la comunicación entre el sistema nervioso y los músculos. Cabe destacar que después de una lesión muscular o nerviosa, el tiempo de conducción neuronal y la respuesta muscular tienden a cambiar, manifestándose como un EMD alterado respecto a los parámetros

normales. Medir el EMD ayuda en la evaluación de la gravedad de la lesión y en el seguimiento de la recuperación. La fatiga muscular también puede alterar la adquisición de señales, ya que los músculos suelen generar un retardo en la respuesta ante estímulos neuronales durante el estado de fallo muscular. La medición del EMD puede ser útil para evaluar el nivel de la fatiga muscular y su impacto en el rendimiento físico y así generar un plan de acción. Además, el EMD influye para determinar la relación entre la coordinación motora y la eficiencia del movimiento. Como también puede proporcionar información sobre cómo el sistema nervioso y el sistema musculoesquelético trabajan en conjunto para producir movimiento y ayudar en la optimización del rendimiento deportivo o la rehabilitación física.

Para realizar un estudio eficaz del EMD es fundamental considerar las características individuales de cada sujeto a estudiar, esto con el fin de obtener mediciones precisas y significativas. Factores como la edad influyen directamente en la medición del EMD, ya que afecta el nivel de desarrollo físico de la persona. Por ejemplo, los adultos mayores pueden experimentar cambios negativos en la velocidad de conducción nerviosa y la función muscular debido al envejecimiento. El nivel de condición física del sujeto puede influir en la capacidad neuromuscular y la velocidad de contracción muscular, con sujetos entrenados teniendo tiempos de respuesta muscular más rápidos y un EMD diferente en comparación con los sujetos sedentarios, esto debido a que presentan una conexión neuromuscular más trabajada[14]. Las lesiones musculoesqueléticas previas tratadas de manera ineficiente y lesiones actuales también afectan directamente a la función neuromuscular y la capacidad de contracción muscular, por lo que es importante tener en cuenta el historial de lesiones del sujeto al interpretar las mediciones del EMD. El tono muscular, que se refiere al grado de tensión muscular en reposo, puede variar entre individuos y afectar las mediciones del EMD. Por ejemplo, los individuos con un tono muscular más alto pueden tener tiempos de contracción más cortos. La composición corporal, incluyendo la cantidad de masa muscular y grasa, puede influir en la función neuromuscular y la respuesta a las mediciones del EMD. Por ejemplo, la obesidad puede afectar la velocidad de conducción nerviosa y la función muscular. Finalmente, el nivel de fatiga puede afectar la función neuromuscular y la capacidad de contracción muscular, lo cual debe ser considerado en las mediciones del EMD. Es por esto que se contó con la participación voluntaria de 4 sujetos deportistas con edades entre 24 y 26 años.

Como se presentó, es evidente que el nivel de actividad física de cada individuo a estudiar es directamente proporcional a los resultados obtenidos tras realizada la medición.

### 1.1.1 Objetivo General

La realización de este proyecto tiene como objetivo desarrollar un prototipo funcional capaz de optimizar la adquisición de señales y datos necesarios para calcular el retardo electromecánico (EMD), de modo que facilite la realización de diagnósticos musculares y se convierta en una opción dentro de la medicina deportiva. Para alcanzar este objetivo, es necesario adquirir señales de electromiografía (EMG) y mecanomiografía (MMG), las cuales deben ser filtradas para obtener señales comparables. Una vez obtenidas las señales filtradas, se realizará una visualización conjunta para calcular el EMD.

La adquisición de señales se llevará a cabo utilizando sensores económicos de EMG y MMG, los cuales se conectarán a un microcontrolador Arduino para la captura de las señales. Estas señales serán enviadas y procesadas mediante la plataforma MATLAB, que ofrece herramientas avanzadas para el procesamiento y análisis de señales biomédicas.

### 1.1.2 Objetivos Específicos

- Objetivo 1.

Desarrollar el hardware de medición, lo cual implica la selección de componentes específicos que cumplan con la condición de ser económicos y eficientes.

- Objetivo 2.

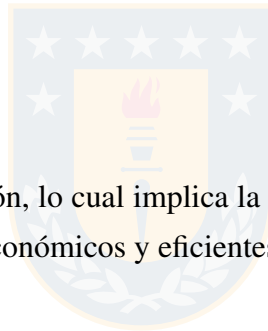
Desarrollar un algoritmo propio con las condiciones necesarias para obtener señales simultáneas de EMG y MMG que, una vez integradas, procesadas y analizadas, permitan medir el EMD de manera eficiente.

- Objetivo 3.

Construir un prototipo funcional capaz de integrar eficientemente los componentes de software y hardware definidos anteriormente.

- Objetivo 4.

Realizar pruebas preliminares para evaluar la viabilidad técnica del dispositivo, incluyendo pruebas de funcionamiento de los sensores, precisión de las mediciones y facilidad de uso.



## 1.2 Alcances y Limitaciones

- Alcance 1

Diseño e implementación de un sistema para medir el Retardo Electromecánico (EMD) en el contexto específico de la rehabilitación musculoesquelética.

- Alcance 2

Evaluación de la viabilidad técnica y práctica de integrar múltiples señales fisiológicas para medir el EMD de manera precisa y confiable.

- Alcance 3

Desarrollo de un prototipo funcional del sistema de medición del EMD, con énfasis en la accesibilidad y asequibilidad de los componentes y tecnologías utilizadas.

- Alcance 4

Validación del sistema mediante pruebas piloto con participantes voluntarios.

- Limitación 1

La elección de componentes necesarios es una limitación, ya que en el proyecto se busca optimizar la fiabilidad de los resultados manteniendo un costo de aplicación accesible.

- Limitación 2

La falta de una base de datos confiable para los componentes elegidos representa otra limitación, ya que esta base de datos permitiría establecer parámetros adecuados al medir el EMD con el dispositivo. Dado el menor costo de los dispositivos seleccionados, los resultados pueden diferir de los obtenidos en otras investigaciones, ya que cuentan con mejores tecnologías.

## 1.3 Metodología

El proyecto consiste en tres fases. La primera fase incluye el estudio bibliográfico, que abarca desde el análisis de la anatomía muscular para identificar factores relevantes, como el comportamiento del músculo frente a estímulos voluntarios y el lugar y método adecuado para realizar las mediciones, hasta el estudio de los componentes neurológicos que afectan el funcionamiento muscular y deben ser considerados para un diagnóstico adecuado. Además, esta fase contempla el estudio del estado del arte para

identificar las diversas técnicas de adquisición de señales empleadas en la medición del EMD y examinar las tecnologías y metodologías desarrolladas en este ámbito. También se hará énfasis en la evaluación de los materiales y métodos más adecuados para la implementación práctica del proyecto.

La segunda fase del proyecto corresponde a la implementación del diseño y la creación de un prototipo funcional para medir el EMD. Esta fase se divide en varios pasos clave:

- Diseño del sistema de adquisición de datos: Seleccionar y configurar los sensores adecuados (EMG y acelerómetro) y el sistema de adquisición de datos que permitirá captar las señales musculares relevantes de manera precisa y sincronizada.
- Desarrollo del algoritmo de medición: Basado en la investigación previa (fase 1), desarrollar un algoritmo capaz de obtener, filtrar y visualizar las señales de EMG y MMG obtenidas. Este algoritmo debe ser capaz de procesar las señales captadas por los sensores y mostrar de forma específica y clara el comportamiento entre la señal eléctrica y mecánica del músculo estudiado.
- Integración de hardware y software: Integrar el algoritmo desarrollado con el hardware seleccionado (sensores, sistema de adquisición de datos) utilizando herramientas como MATLAB para el procesamiento de señales.

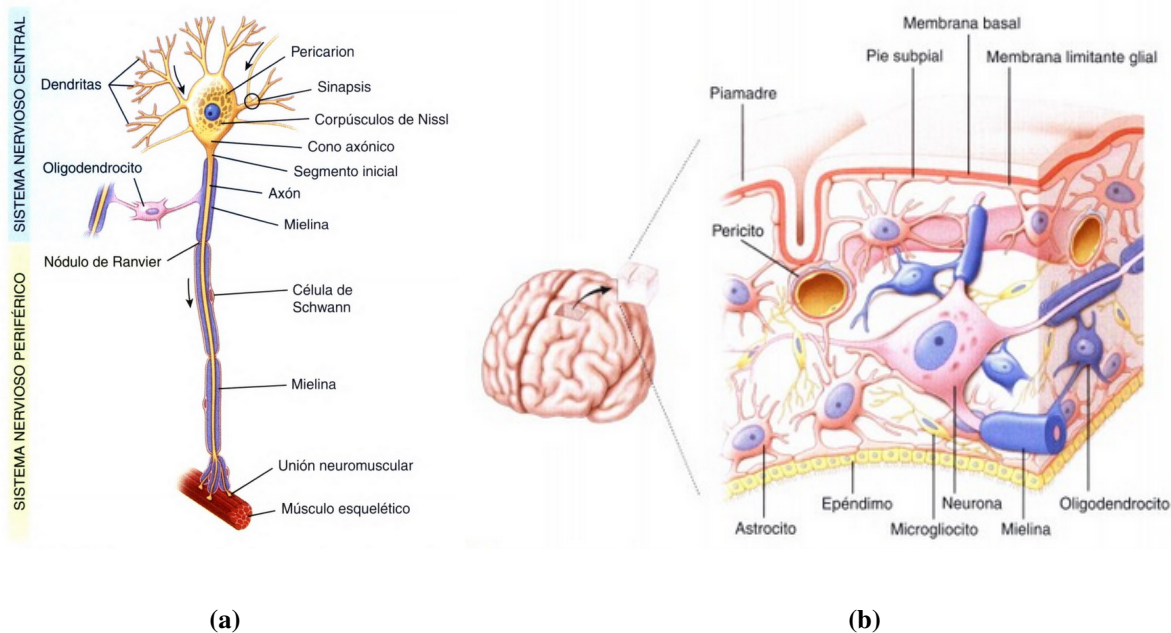
La fase final del proyecto corresponde a la validación del prototipo, que incluye la realización de pruebas y ajustes necesarios para asegurar su funcionalidad. Esto implica verificar la precisión y consistencia de los dispositivos seleccionados para la medición de las señales que permitirán obtener el EMD, mediante la comparación con estándares o mediciones de referencia proporcionados por dispositivos certificados. Finalmente, se llevarán a cabo pruebas de medición para corroborar que el dispositivo esté correctamente calibrado y sea de fácil uso.

## Capítulo 2. Marco Teórico.

### 2.1 Bases Biológicas

#### 2.1.1 Tejido neuronal y muscular involucrado

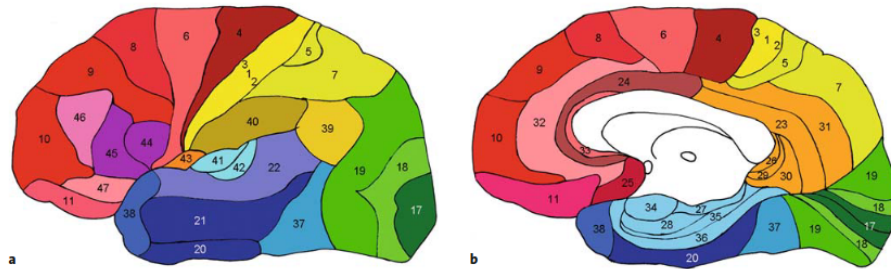
Para determinar qué tejido neuronal se involucra directamente en el estudio del EMD, el cual está intrínsecamente vinculado con las motoneuronas del sistema nervioso central (SNC) y periférico (SNP), ya que estas son consideradas neuronas eferentes. Ellas son las encargadas de enviar la información desde estas regiones al resto de los músculos del cuerpo, y de su coordinación depende la contracción muscular generada [15]. En la Figura 2.1 se puede observar la configuración de cada neurona motora para permitir su correcto funcionamiento. De este estudio se definió que el SNC involucra tanto neuronas corticales como interneuronas espinales, mientras que el SNP involucra motoneuronas alfa y motoneuronas gamma.



**Fig. 2.1:** En (a), se presenta la configuración elemental de una neurona motora y los componentes que la acompañan para asegurar su correcto funcionamiento [16]. En (b), se muestran los tres tipos principales de células gliales: astrocitos, oligodendrocitos y microglía [17].

Las neuronas corticales envían sus señales a través del tracto corticospinal y corresponden a las neu-

ronas localizadas en la corteza motora del cerebro. Es por este motivo que se profundizó en el estudio del área motora, definiendo así que se debe hacer énfasis en las 47 áreas de Brodmann, específicamente en el área 4 mostrada en la Figura 2.2. Esto se debe a que esta área es la encargada de ejecutar órdenes para que se inicien los movimientos voluntarios sencillos. Por ende, el análisis de las señales generadas por esta área es fundamental para obtener resultados relacionados directamente con la capacidad cerebral de cada sujeto[18].



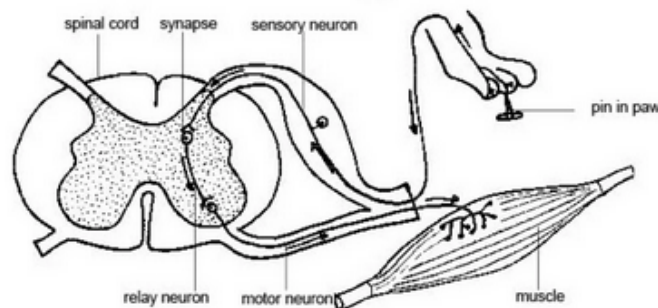
**Fig. 2.2:** Áreas de Brodmann [1].

Las interneuronas corticales juegan un papel crucial en el traspaso de información generado por las neuronas corticales estudiadas, ya que se encargan de modular la excitabilidad y sincronización de las células piramidales en el área 4 de Brodmann, optimizando la transmisión de señales motoras hacia las motoneuronas alfa en la médula espinal[18].

Las interneuronas se dividen en tres tipos con roles especializados. Primero, las interneuronas inhibitorias modulan la actividad neuronal regulando el ritmo de disparo de las señales, reduciendo así la excitabilidad de otras neuronas para mantener la estabilidad de la red neuronal y asegurar un flujo de información sin alteraciones. Por otro lado, las interneuronas excitatorias aumentan la actividad neuronal, promoviendo la transmisión de señales y facilitando la comunicación entre diferentes regiones del cerebro, además de cumplir otras funciones estudiadas. Finalmente, las interneuronas de la corteza motora participan directamente en la planificación, iniciación y coordinación de movimientos voluntarios. Procesan y transmiten señales motoras desde la corteza cerebral hasta las motoneuronas en la médula espinal, controlando la precisión y la fuerza de los movimientos musculares, aspectos esenciales para la motricidad fina y gruesa.[19].

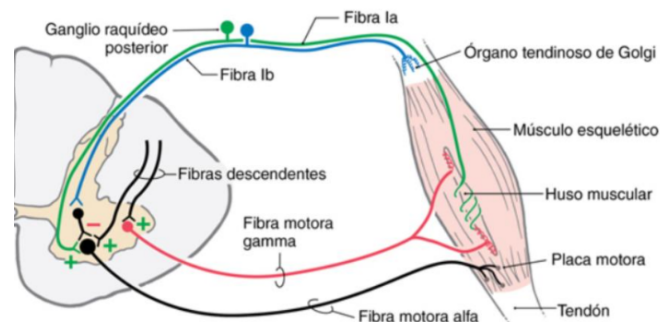
El estudio del comportamiento de las interneuronas corticales es crucial, ya que cualquier alteración en esta área provocaría cambios significativos en las señales de EMG y MMG obtenidas, lo cual generaría distorsiones en el análisis del EMD.

En cuanto a las motoneuronas del SNP, las motoneuronas alfa son fundamentales, ya que controlan directamente la contracción de las fibras musculares extrafusales. Esta conexión directa se observa en la representación de la Figura 2.3 y son las principales responsables de generar fuerza muscular. Estas motoneuronas reciben señales del SNC y las transmiten a los músculos para provocar la contracción. Cualquier alteración en estas motoneuronas afecta la adquisición de señales del EMD, ya que la rapidez y eficiencia de su activación influyen directamente en la reducción del retardo electromecánico. Se asume que un tiempo de reacción más rápido mejora la respuesta muscular[20].



**Fig. 2.3:** Componentes arco reflejo [2].

También se estudian las motoneuronas gamma, cuya función es controlar la tensión de las fibras musculares intrafusales dentro de los husos musculares, como se representa en la Figura 2.4. Estas motoneuronas ajustan la sensibilidad de los husos musculares a los cambios de longitud muscular, regulando así el tono muscular y la sensibilidad a los estiramientos. Este proceso influye en la precisión y la coordinación del movimiento [20]. Al ajustar la sensibilidad de los husos musculares, las motoneuronas gamma contribuyen al mantenimiento de un control motor fino y preciso, lo cual es crucial para minimizar el EMD y optimizar la respuesta motora.



**Fig. 2.4:** Esquema de conexión de motoneuronas alfa y gamma [3].

La sincronización entre las motoneuronas alfa y gamma es fundamental para asegurar una adecuada coordinación entre la contracción muscular y la regulación del tono. Además, los husos musculares proporcionan retroalimentación al SNC, ayudando a ajustar la activación de las motoneuronas alfa para mejorar la eficiencia del movimiento. Por lo tanto, el estudio de estos componentes es crucial para la interpretación de los datos del EMD[20].

Es importante destacar que se enfocará en estudiar el comportamiento del bíceps bajo diferentes condiciones de estrés deportivo. Este músculo específico ha sido ampliamente estudiado debido a su influencia en deportes populares y con alta incidencia de lesiones de diversos grados en la actualidad. Un análisis detallado de su comportamiento será ideal para definir parámetros adicionales en el estudio del EMD. Este tejido incluye varias estructuras importantes, como diferentes tipos de fibras musculares, husos musculares, tejido conectivo y los componentes individuales del bíceps[21].

Las fibras musculares desempeñan roles críticos debido a sus características funcionales. Las fibras de tipo I, o fibras de contracción lenta, son altamente resistentes a la fatiga y se utilizan en actividades de baja intensidad y larga duración[14]. En individuos sanos, estas fibras deberían presentar un menor EMD debido a su capacidad para mantener la contracción durante períodos prolongados, lo cual facilita una respuesta muscular sostenida. Por lo tanto, enfocarse en cómo se comportan estas fibras en deportes que requieren esfuerzo sostenido, como el entrenamiento de fuerza o las competiciones de levantamiento de pesas, será más representativo al analizar el EMD en este tipo de atletas.

Por otro lado, las fibras de tipo II, o de contracción rápida, se dividen en IIa, que tienen propiedades intermedias entre las fibras de tipo I y las IIb. Son moderadamente resistentes a la fatiga y se utilizan en actividades que requieren fuerza y resistencia, como el levantamiento de pesas[21]. En sujetos sanos que practican deportes que demandan este tipo de esfuerzo, como el entrenamiento de fuerza, deberían mostrar una medición de EMD moderada, equilibrando velocidad y resistencia.

Las fibras de tipo IIb, o rápidas, tienen una alta capacidad para generar fuerza rápidamente, pero también se fatiga al mismo nivel. Se utilizan en actividades de alta intensidad y corta duración, como sprints y levantamientos explosivos[21]. En individuos sanos, estas fibras presentarán un EMD mayor debido a su rápida fatiga y generación de fuerza.

Diferenciar entre los tipos de fibras permite entender cómo cada tipo contribuye a la velocidad y sostenibilidad de la contracción muscular. Además, entrenar estas fibras de manera específica con ejercicios enfocados en el fortalecimiento del bíceps puede mejorar la eficiencia de la respuesta muscular, reduciendo el EMD y mejorando tanto el rendimiento en actividades deportivas como en la rehabilitación

muscular.

Los husos musculares son receptores sensoriales dentro de los músculos que detectan cambios en la longitud muscular y la velocidad de dichos cambios. Juegan un papel fundamental en la regulación del tono muscular y la coordinación de los movimientos, proporcionando retroalimentación rápida al SNC sobre estos parámetros para ajustar la activación de las motoneuronas alfa y gamma, optimizando la respuesta muscular y reduciendo el tiempo de latencia en la contracción muscular. Esto se refleja en el estudio del EMD en estos casos [22]. Además, los husos musculares mejoran la propiocepción, es decir, la capacidad del cuerpo para percibir su posición y movimiento en el espacio. Esto es fundamental para realizar movimientos precisos y coordinados, así como para la rehabilitación de lesiones musculares. Un entrenamiento que estimule adecuadamente los husos musculares puede mejorar la respuesta neuromuscular y reducir el EMD, facilitando una recuperación más rápida y efectiva [23].

El tejido conectivo, que incluye la fascia y los tendones, desempeña un papel crucial en la biomecánica muscular y en el EMD. La fascia es una red de tejido conectivo denso que envuelve, separa y soporta los músculos y otros órganos. Proporciona soporte estructural, reduce la fricción entre músculos y distribuye las fuerzas mecánicas durante el movimiento[24]. Su relevancia en el estudio del EMD radica en que transmite fuerzas entre diferentes grupos musculares, mejorando la coordinación y la eficiencia del movimiento. Contiene receptores sensoriales que contribuyen a la percepción del movimiento y la posición del cuerpo, facilitando una respuesta neuromuscular rápida y eficiente[25].

Por otro lado, los tendones conectan los músculos a los huesos y están compuestos principalmente de colágeno. Transfieren la fuerza generada por el músculo al esqueleto, permitiendo el movimiento[24]. Los tendones afectan directamente el estudio del EMD, ya que su rigidez y elasticidad influyen en la velocidad y eficiencia con que las fuerzas musculares se transmiten al esqueleto. Actúan como resortes que almacenan y liberan energía elástica durante el movimiento, optimizando la eficiencia mecánica y siendo un parámetro fundamental a considerar para un estudio eficiente del EMD[24].

La interacción entre la fascia y los tendones asegura una transmisión fluida y coordinada de las fuerzas musculares, reduciendo el tiempo de latencia entre la activación neuromuscular y la generación de movimiento.

Es importante destacar que una estructura y función óptimas del tejido conectivo mejoran la eficiencia neuromuscular, lo cual es crucial para minimizar el EMD y mejorar tanto el rendimiento deportivo como la rehabilitación de lesiones.

Finalmente, se estudia a fondo el bíceps braquial debido a su relevancia directa en el estudio del EMD.

Este músculo, de gran importancia en los movimientos del brazo, está compuesto principalmente por dos cabezas: la cabeza larga y la cabeza corta. Cada una de estas cabezas contribuye significativamente a la eficiencia de la transmisión de señales neuromusculares y a la producción de fuerza muscular, por lo que deben estudiarse individualmente según el tipo de lesión a tratar.

El bíceps braquial, al ser un músculo fundamental para la flexión del codo y la supinación del antebrazo, desempeña un papel esencial en la eficiencia de la transmisión de señales neuromusculares. Al ser un músculo biarticular, su coordinación en la generación de fuerza es crucial para minimizar el EMD durante actividades que requieren una gran precisión y rapidez, como el levantamiento de pesas o los movimientos explosivos del brazo.

La cabeza larga del bíceps braquial es responsable de la flexión del codo y de la estabilización del hombro. Su función es fundamental en los movimientos de tracción, por lo que su capacidad para generar fuerza rápida y eficazmente es crucial para minimizar el EMD durante actividades que requieren velocidad y control, como el remo o las dominadas.

La cabeza corta del bíceps braquial, aunque también participa en la flexión del codo, juega un papel más destacado en la estabilización de la articulación del hombro. Se activa rápidamente, lo que ayuda a minimizar el EMD, especialmente en movimientos que requieren una alta precisión y estabilidad del hombro. Esta activación eficiente contribuye a la optimización de los movimientos y la reducción del tiempo de latencia en la contracción muscular[26].

Es crucial destacar que la coordinación entre las dos cabezas del bíceps braquial es esencial para una activación rápida y eficiente. La falta de coordinación puede aumentar el EMD, afectando el rendimiento y la precisión de los movimientos. Además, la capacidad del bíceps para generar fuerza rápidamente influye directamente en el EMD. Músculos más fuertes y bien entrenados pueden reducir el EMD, mejorando la respuesta motora. Esto se evidencia en la función de la flexión del codo y la estabilización del hombro proporcionada por el bíceps, aspectos cruciales para movimientos controlados y eficientes. Una buena propiocepción ayuda a ajustar la activación muscular en tiempo real, reduciendo el EMD.

### **2.1.2 Lesiones y Rehabilitaciones deportivas a tratar con el EMD**

Los deportes que requieren un alto esfuerzo físico y una gran capacidad muscular en los brazos, como el balonmano, la natación, el voleibol, el baloncesto, el gimnasio o cualquier deporte de contacto[27], son propensos a lesiones en el músculo bíceps. Estos deportes demandan movimientos repetitivos, cambios de dirección rápidos y esfuerzos explosivos que ponen a prueba la fuerza y resistencia de los músculos

del brazo. Por ello, es crucial estudiar los tipos de lesiones que pueden ocurrir y cómo afectan cada zona específica del músculo para realizar mediciones precisas del EMD.

Entre las lesiones más comunes se encuentran los desgarros y distensiones musculares, que suelen ocurrir durante movimientos explosivos y/o cambios de dirección rápidos, como lo que sucede en deportes explosivos. Estas actividades demandan una contracción rápida y poderosa del bíceps, lo que puede provocar sobrecargas, siendo las fibras musculares de la cabeza larga y corta especialmente vulnerables debido a su papel en la flexión del codo y la estabilización del hombro durante movimientos intensos[26]. El análisis del EMD en estos casos puede ayudar a identificar desequilibrios musculares y optimizar la recuperación a través de programas específicos para el músculo afectado, asegurando una recuperación funcional con mínima latencia en la respuesta motora.

Lesiones comunes en entrenamientos de fuerza, como las de sobrecarga, se desarrollan gradualmente debido al uso excesivo y continuo del músculo sin un adecuado tiempo de recuperación. Estas lesiones pueden afectar cualquier parte del bíceps, pero son más comunes en la cabeza larga debido a su mayor participación en movimientos de tracción[26]. Monitorear el EMD en estos casos puede ayudar a ajustar la carga de entrenamiento y prevenir la recurrencia de la lesión, optimizando tanto la recuperación como el rendimiento atlético, ya que el EMD facilita la monitorización de la recuperación muscular durante la rehabilitación.

Las lesiones a nivel del tejido conectivo, como la tendinitis y los desgarros tendinosos en el tendón del bíceps, ocurren por degeneración del tendón debido a contracciones musculares súbitas y fuertes, o microtraumas repetitivos. Estas pueden dificultar el movimiento del bíceps y requieren un estudio detallado del EMD para definir la zona afectada y enfocar adecuadamente la rehabilitación[28].

Otras lesiones del tejido conectivo, como la fascitis y desgarros fasciales, que afectan la fascia que envuelve los músculos del bíceps, suelen ocurrir tras eventos traumáticos musculares o esfuerzos excesivos, provocando inflamación y afectando la movilidad del músculo.

Las lesiones ligamentosas, como el esguince del ligamento deltoideos que conecta la clavícula y el húmero con el bíceps, también son relevantes. Estas lesiones pueden causar daños significativos debido a su impacto en la movilidad del brazo, y el estudio mediante EMD puede proporcionar una visión más amplia para programar la rehabilitación, dado que los ligamentos son esenciales para la flexibilidad de las articulaciones asociadas[28].

Además, lesiones neurológicas asociadas al bíceps, como las afectaciones a los husos musculares, típicas en deportes como la gimnasia, que pueden resultar en alteraciones en la propiocepción y reflejos

anormales[29]. El EMD juega un papel crucial al permitir el estudio de la actividad neuronal y muscular, lo cual es fundamental para identificar patrones de activación muscular anormal que podrían indicar disfunción en los husos musculares. Esto facilita ajustar los programas de rehabilitación para mejorar el control motor consciente del paciente.

Cabe destacar que el estudio detallado de estas lesiones y su impacto en el EMD proporcionará información crucial para el tratamiento y la rehabilitación efectiva del bíceps en atletas y pacientes que requieran recuperación muscular y neurológica específica.

## **2.2 Análisis del Estado del Arte**

El estudio del estado del arte es fundamental para el desarrollo de este proyecto porque permite comprender los fundamentos científicos del estudio, identificar herramientas y métodos que pueden ser incluidos, contextualizar las aplicaciones clínicas potenciales, y fomentar la innovación y mejora continua en este campo. Por esta razón, se llevó a cabo un estudio completo de 4 trabajos académicos que abordan la señal EMD desde diferentes enfoques. Esto proporciona una visión amplia para realizar eficazmente el proyecto y determinar su posible impacto.

### **2.2.1 Retardo Electromecánico: Un Artefacto Experimental.**

El estudio investiga el EMD en el músculo del antebrazo, evaluando el tiempo entre la activación eléctrica y la producción de fuerza. Se utilizaron mediciones de electromiografía (EMG) y mecanomiografía (MMG)[4].

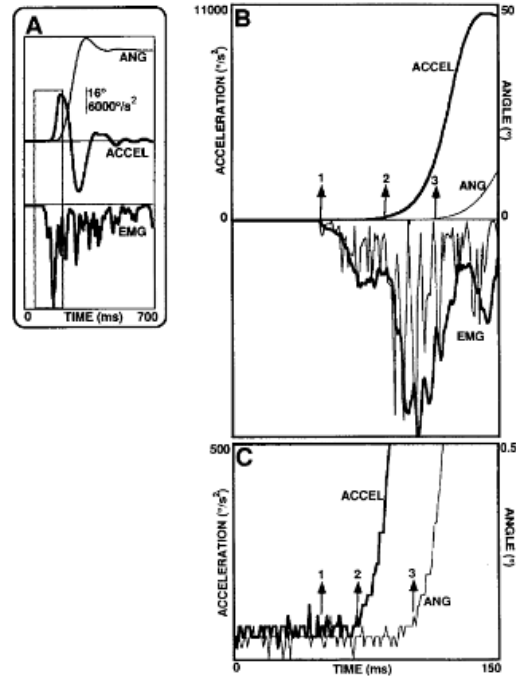
Inicialmente, se definió la posición neutra del antebrazo como  $0^\circ$  (L),  $90^\circ$  en máxima flexión y  $-90^\circ$  en extensión. Durante las mediciones, el sujeto sostuvo un peso liviano. Se llevaron a cabo dos experimentos: el primero consistió en movimientos rápidos de  $54^\circ$  desde  $-35^\circ$  hasta  $5^\circ$ , con diferentes configuraciones de ganancia para el ADC. El segundo experimento incluyó tres tipos de flexión de codo: contracción isométrica máxima, mango cubierto con esponja y movimientos isotónicos sobre  $54^\circ$ .

Para las mediciones mecánicas, se utilizó un transductor capacitivo (Trans-Tek 603-001) ubicado en el eje rotacional para medir el ángulo de la articulación. El torque de la articulación se midió con un sensor de torque de reacción (LeBow 2121-1K), montado en el peso sostenido. La aceleración de la articulación se registró mediante un acelerómetro piezoresistivo (Endevco 2262-25), orientado en la

muñeca para medir la aceleración tangencial. En el segundo experimento, el acelerómetro también se fijó a la muñeca del sujeto. Estas señales (ángulo, torque y aceleración) se digitalizaron con una resolución de 12 bits a una tasa de 1000/s, con excepciones en ciertas partes del experimento 1.

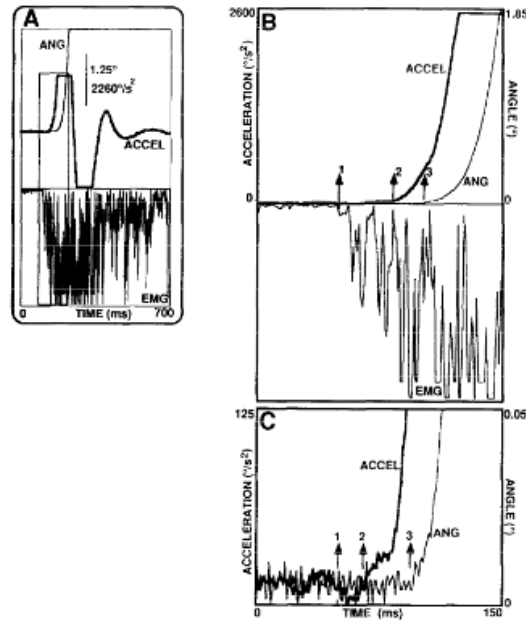
Para las mediciones de EMG, se colocaron electrodos pediátricos para ECG sobre el vientre del musculo del antebrazo y se usaron para grabaciones bipolares de la EMG. Esta señal se amplificó x1600, se filtró con un pasa banda de 60-500 Hz y se digitalizó con una resolución de 12 bits a una tasa de 1000/s. Las señales de EMG se rectificaron de onda completa y se suavizaron con un filtro de promedio móvil ajustable en el tiempo. Se visualizaron a alta ganancia para estimar visualmente los inicios de la actividad EMG. Se identificó como inicio del agonista el primer aumento sostenido por encima de la línea base, similar al inicio del torque y la aceleración.

En el primer experimento, los datos de la Figura 2.5A muestran la posición, aceleración y registro de EMG del antebrazo, filtrados con una ventana móvil de 10 ms. Los gráficos de la Figura 2.5B muestran un período corto de 150 a 700 ms. Además, se superpuso la versión rectificada pero no filtrada de la señal EMG sobre la filtrada. Esta representación está dentro del contorno marcado en la Figura 2.5A. A partir de esta medición, se determinó que el retraso electromecánico aparente, medido desde el canal de ángulo, es de aproximadamente 64 ms (intervalo entre las flechas 1 y 3 en la Figura 2.5B), y desde el canal de aceleración es de aproximadamente 36 ms (intervalo entre las flechas 1 y 2). Los tiempos umbral identificados por las flechas 1, 2 y 3 fueron determinados visualmente mediante la inspección de los datos en las figuras.



**Fig. 2.5:** Registro de un intento arbitrario: A muestra el mismo registro que B con mejor resolución. Las flechas 1 indican el inicio de la activación eléctrica. Las flechas 2 y 3 marcan el inicio de la deflexión de la aceleración y el ángulo trazado respectivamente, sobre la línea base. C muestra los trazos cinemáticos para el mismo fragmento pero con mejor resolución[4].

Los datos de la Figura 2.6 corresponden a un experimento idéntico realizado por el mismo sujeto. La única diferencia es que la ganancia del convertidor ADC se incrementó por un factor de 20. Debido a este cambio, los canales de ángulo, aceleración y EMG se saturaron después de unos pocos grados de movimiento. No obstante, se observa una disminución en el EMD a 42 ms, como se muestra en la Figura 2.6C, medido desde el canal del ángulo, mientras que desde el canal de aceleración disminuyó a 16 ms.



**Fig. 2.6:** Mismo registro, pero con incremento en la ganancia del ADC por un factor de 20[4].

Para el segundo experimento, se muestra en la Figura 2.7 el EMD para contracciones isométricas e isotónicas, donde el inicio de la respuesta mecánica se midió con diferentes transductores. Uno de estos transductores, un acelerómetro, estaba ubicado en diferentes posiciones.

Durante la medición con el mango con esponja, se registró un EMD de  $42.7 \pm 3.05$  ms, medido con el transductor de torque. Es importante mencionar que la esponja se utilizó para alterar el acoplamiento mecánico entre la mano y el dispositivo. Posteriormente, sin la esponja, se observó una reducción del EMD a  $31 \pm 1.3$  ms. Durante las contracciones isométricas, la flexión de la barra fue suficiente para medir pequeños valores de aceleración en el acelerómetro ubicado distalmente, lo cual añade un parámetro que determinó un EMD de  $23.4 \pm 2.04$  ms, menor que el medido por el torque.

Además, se realizó la misma prueba con el acelerómetro ubicado en la muñeca, donde la medición del EMD se redujo a  $15.3 \pm 1.6$  ms.

Posteriormente, se solicitó al sujeto realizar un movimiento isotónico de  $54^\circ$ , donde el EMD promedio fue de  $24.8 \pm 0.7$  ms, valor similar al obtenido en la misma medición pero con el acelerómetro ubicado en la barra ( $23.4 \pm 2.04$  ms). Asimismo, se realizó la misma medición cambiando la posición del acelerómetro a la muñeca, obteniéndose un EMD de  $13.2 \pm 1.1$  ms en movimiento isotónico, valor que no difirió significativamente del medido para movimientos isométricos ( $15.3 \pm 1.6$  ms).

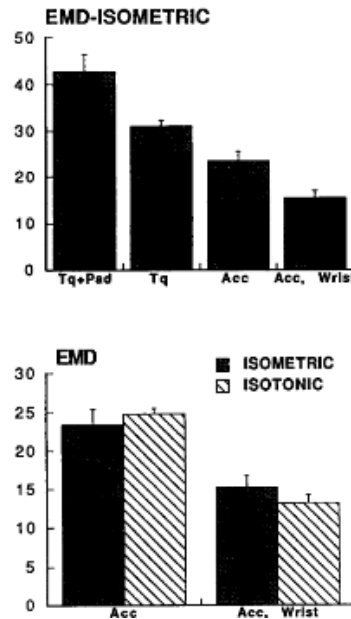


Fig. 2.7: Valores del EMD para los distintos experimentos[4].

Basado en este estudio, se determina que el valor del EMD obtenido es altamente dependiente de cómo se procesan y presentan los datos. La precisión en la determinación de los inicios de estos eventos afecta significativamente el valor del EMD, el cual puede variar según el equipo experimental utilizado y la forma en que se establecen los umbrales de detección.

Este estudio muestra que el EMD puede variar notablemente según la tarea realizada y las características del dispositivo de medición. Además, las elecciones de los umbrales de detección y las condiciones experimentales pueden alterar significativamente los resultados del EMD.

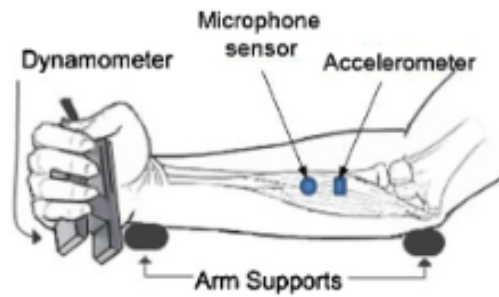
Por lo tanto, es de suma importancia definir y estudiar claramente los componentes y técnicas a utilizar para la adquisición del EMD, dado que esta es una señal muy susceptible a cambios debido a estos factores. Se propone explorar el estudio del EMD con diferentes parámetros para obtener una visión más precisa en el contexto de este proyecto.

## 2.2.2 Detección Automática de Actividad Muscular a partir de Señales de Mecanomiografía: Comparación entre Métodos Basados en Amplitud y Wavelets.

El estudio se enfoca en la detección del tiempo de actividad muscular utilizando Mecanomiografía (MMG) mediante un algoritmo de Transformada Continua de Wavelets (CWT)[5]. Se compararon diver-

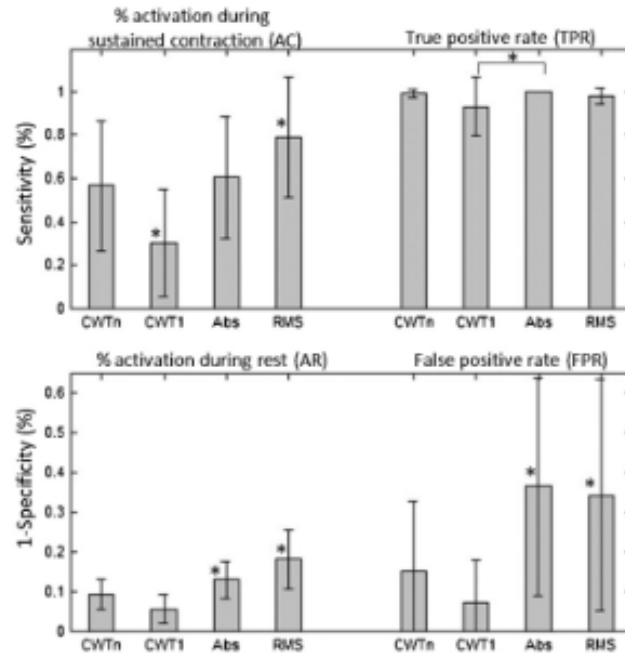
Los métodos de detección utilizando señales de flexión del músculo flexor radial del carpo en 15 sujetos sanos, adquiridas con un dinamómetro, acelerómetro y un sensor de micrófono para capturar la señal de MMG, como se observa en la Figura 2.8.

El algoritmo CWT demostró un rendimiento superior en la detección de contracciones musculares voluntarias, especialmente cuando el músculo específico estaba activamente involucrado. Estos resultados sugieren que la señal de MMG durante la contracción presenta un patrón morfológico distintivo que facilita su detección.



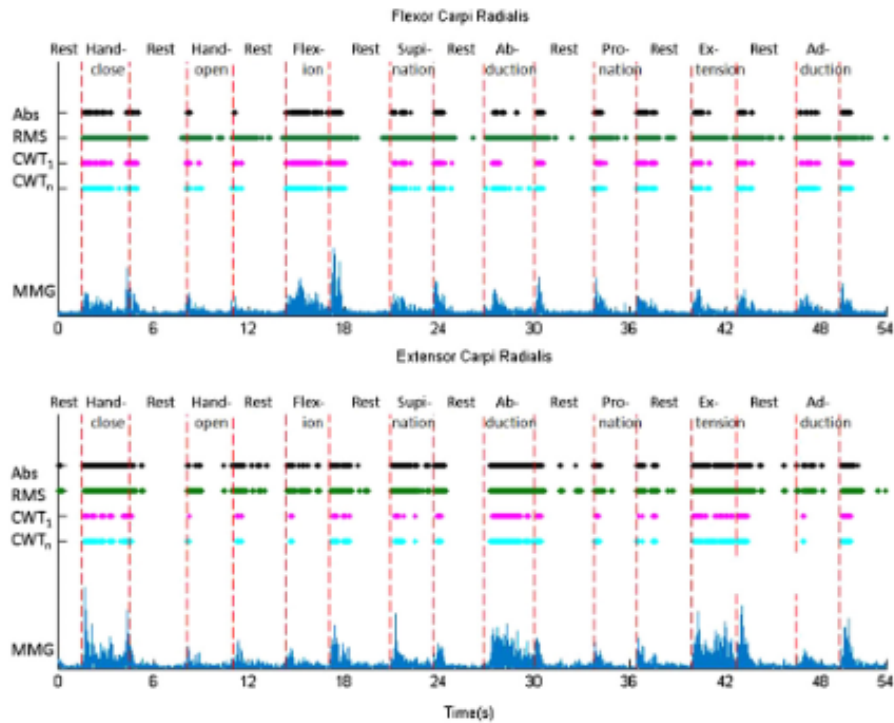
**Fig. 2.8:** Esquemático de la ubicación de componentes[5].

La Figura 2.9 presenta las medidas promedio de especificidad (FPR, AR) y sensibilidad (TPR, AC) para el MMG detectado por micrófono utilizando los 4 algoritmos de detección considerados. Se evaluaron los métodos de CWT utilizando la wavelet madre sym7 con  $\gamma_{cwt} = 2$ . Los algoritmos de RMS y ABS se evaluaron con  $\gamma = 4.5$ . De estos resultados se desprende que el método CWT1 mostró baja sensibilidad durante contracciones sostenidas, mientras que RMS y ABS exhibieron altos FPR y AR.



**Fig. 2.9:** Valores del EMD para los distintos experimentos[5].

La Figura 2.10 muestra los flujos de MMG registrados por micrófono rectificado durante el movimiento de la mano en la parte inferior de cada gráfico. Las líneas verticales discontinuas demarcan el momento de las instrucciones de movimiento, y los movimientos de la mano para intervalos de tiempo de 3 segundos se muestran en la parte superior de cada gráfico. De estos resultados se observa que el detector RMS fue muy sensible a todos los movimientos, pero mostró baja especificidad durante el descanso. ABS mostró buena especificidad para el FCR, pero no para el ECR, además omitió varios procesos de transición. Los métodos CWT parecen mostrar selectividad muscular fisiológica, con detecciones densas en el FCR durante la flexión y ausencia de actividad en el ECR; se observa lo contrario durante la extensión.



**Fig. 2.10:** Detección de actividad en FCR (superior) y ECR (inferior). En cada gráfico, el MMG registrado por micrófono se muestra en la parte inferior. Las instancias de detección por los diversos métodos se indican con líneas horizontales punteadas[5].

De este estudio se concluye que el algoritmo CWT propuesto, con umbrales específicos de escala derivados de la señal de referencia, mostró un mejor rendimiento de detección en términos de sensibilidad, especificidad y selectividad muscular. Cabe destacar que la wavelet óptima para la detección basada en CWT depende directamente del transductor utilizado. Es decir, la elección de materiales influirá directamente en los parámetros ajustables del algoritmo CWT propuesto; por lo tanto, la configuración deberá ser diferente para un material diferente al del estudio realizado.

La inclusión del algoritmo CWT para este proyecto será útil para determinar con mayor claridad el inicio de cada contracción voluntaria, ya que el CWT estima el tiempo de las estructuras temporales oscilatorias en la señal MMG y puede implementarse en tiempo real.

### **2.2.3 Técnicas No Invasivas para el Monitoreo de la Fatiga Muscular: Una Revisión Exhaustiva.**

Este estudio se centra en diversas técnicas no invasivas para monitorear la fatiga muscular, evaluando las fortalezas y debilidades de cada método[30]. Esto proporciona información crucial para realizar un estudio integral del EMD, permitiendo ajustar la adquisición de señales para aprovechar las fortalezas de cada método y mitigar sus limitaciones. Además, el estudio introduce el uso de métodos menos explorados como el ultrasonido y la espectroscopia de infrarrojo cercano.

El artículo detalla el análisis de cada herramienta utilizada, destacando que las señales de EMG son altamente variables según el tipo de contracción muscular, ángulo y magnitud. En entornos controlados, los estudios de EMG suelen enfocarse en contracciones isométricas debido a la no estacionariedad del EMG durante contracciones dinámicas, lo cual dificulta el análisis espectral.

Se propuso un método de estimación continua de los parámetros de distribución de varianza utilizando una ventana deslizante, lo que permite evaluar las propiedades estocásticas variables en el tiempo del EMG. Los resultados demostraron que la frecuencia mediana del espectro (MDF) del EMG disminuyó con el tiempo de resistencia.

Para el estudio de la fatiga muscular, se desarrollaron modelos y algoritmos predictivos. Se introdujo un algoritmo que utiliza la diferencia entre los valores de amplitud media instantánea (IMA) de subseñales de baja y alta frecuencia como un índice nuevo de fatiga muscular, con una precisión del 94.66 % para distinguir entre condiciones de fatiga y no fatiga. También se exploró el uso de redes neuronales convolucionales (CNN) para predecir el inicio de la fatiga muscular.

Se observó que el coeficiente de variación (CV) de los potenciales de acción de la unidad motora (MUAPs) se ve influenciado por el estado metabólico del músculo, disminuyendo significativamente en contracciones isométricas mientras permanece constante en contracciones dinámicas. Además, se identificó que la banda de baja frecuencia es un indicador confiable de la fatiga muscular durante la contracción dinámica.

El estudio concluyó que el porcentaje de señales estacionarias disminuye con el aumento del tamaño de la ventana, sugiriendo que una ventana de 250 ms es adecuada tanto para contracciones estáticas como dinámicas del músculo. Esto implica que, después de aplicar ventanas temporales, la activación dinámica puede considerarse aproximadamente constante", lo cual sería beneficioso para el análisis del EMD al complementar las señales adquiridas por otros métodos.

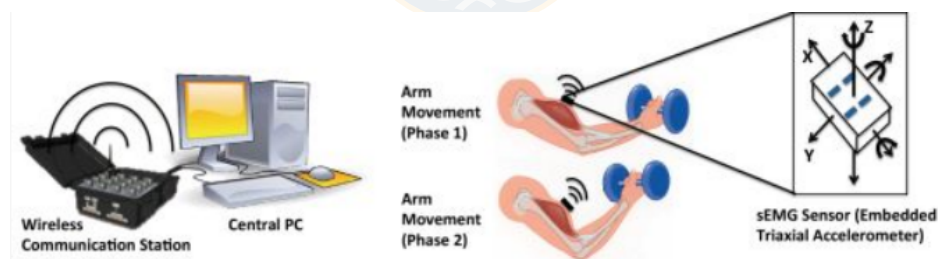
Para estudiar señales de EMG bajo contracciones dinámicas, se recomienda adoptar técnicas de estimación espectral adecuadas para analizar procesos no estacionarios. Las distribuciones de tiempo-frecuencia como la clase de Cohen y el análisis de wavelets son más apropiados para estudiar señales no estacionarias, favoreciendo así el análisis del EMD.

Finalmente, se subraya que la selección de los componentes utilizados para la adquisición de señales influye directamente en la calidad de los datos obtenidos, siendo crucial para la efectividad de cualquier estudio biomecánico.

## 2.2.4 Hacia una Evaluación de la Fatiga Corporal Completa: Sistema de Seguimiento de Fatiga Basado en Señales sEMG y Acelerómetro.

El estudio de este artículo tiene como objetivo evidenciar el uso de acelerómetros para mejorar la información adquirida por otras técnicas[6]. El acelerómetro se emplea para complementar las señales capturadas por el EMG, capturando movimientos dinámicos e impactos simultáneos.

Para este estudio se utilizó un sistema de seguimiento de fatiga que incluye una estación de comunicación inalámbrica, un PC para procesamiento y un par de sensores sEMG. Se empleó un sensor Delsys Trigno inalámbrico, el cual consta de un dispositivo de medición EMG basado en barras paralelas y un acelerómetro triaxial, como se muestra en la Figura 2.11.

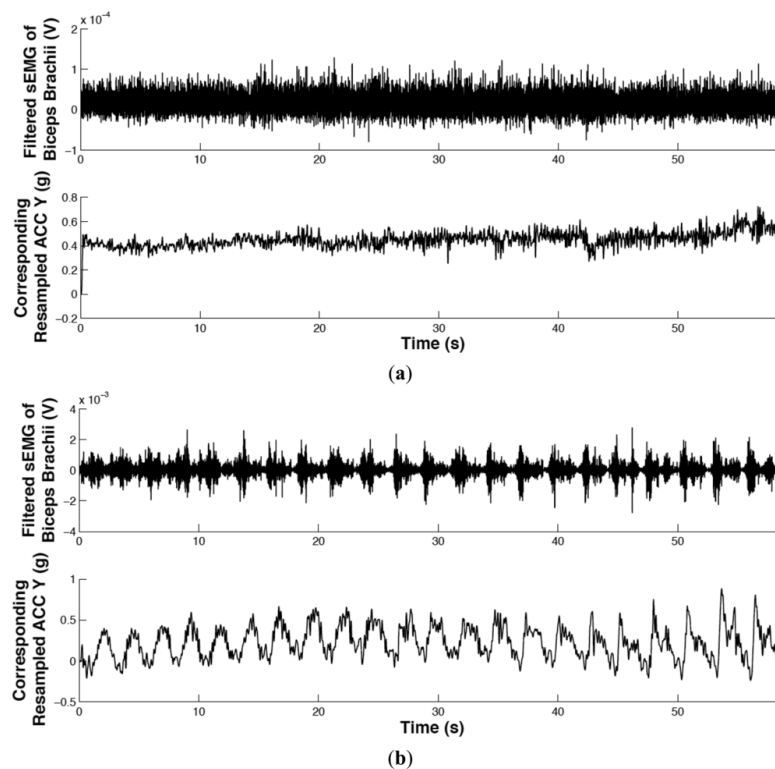


**Fig. 2.11:** Arquitectura del sistema del sistema de seguimiento de fatiga. El sistema consta de una PC central, una estación de comunicación inalámbrica y sensores sEMG[6].

Para este estudio se realizaron 2 experimentos. En el primero, se pidió a los sujetos que mantuvieran el peso de su cuerpo con ambos brazos durante un periodo de tiempo (posición inicial con fondos). En el segundo, se les pidió que levantaran periódicamente un peso con el brazo derecho (entrenamiento de flexión de brazos). Los sensores sEMG se ubicaron en los siguientes grupos de músculos: bíceps braquial, deltoides anterior y tríceps braquial.

Para el pre-procesamiento de la señal, se utilizó un filtro Butterworth. Para este estudio, se emplearon los siguientes parámetros del filtro para la señal EMG:  $W_p = 0,1$  Hz,  $W_s = 0,4$  Hz,  $R_p = 3$  dB,  $R_s = 40$  dB. Y para la señal de aceleración:  $W_p = 0,003$  Hz,  $W_s = 0,006$  Hz,  $R_p = 3$  dB,  $R_s = 40$  dB. La ventana móvil utilizada tiene una longitud de  $0,125$  s y una superposición de  $0,063$  s. En el sistema, la frecuencia de muestreo es de  $4000$  Hz para la sEMG y  $296$  Hz para la aceleración. Para garantizar que ambas señales tengan la misma longitud de datos, la señal sEMG se re-muestra a una velocidad de  $4000/296$ .

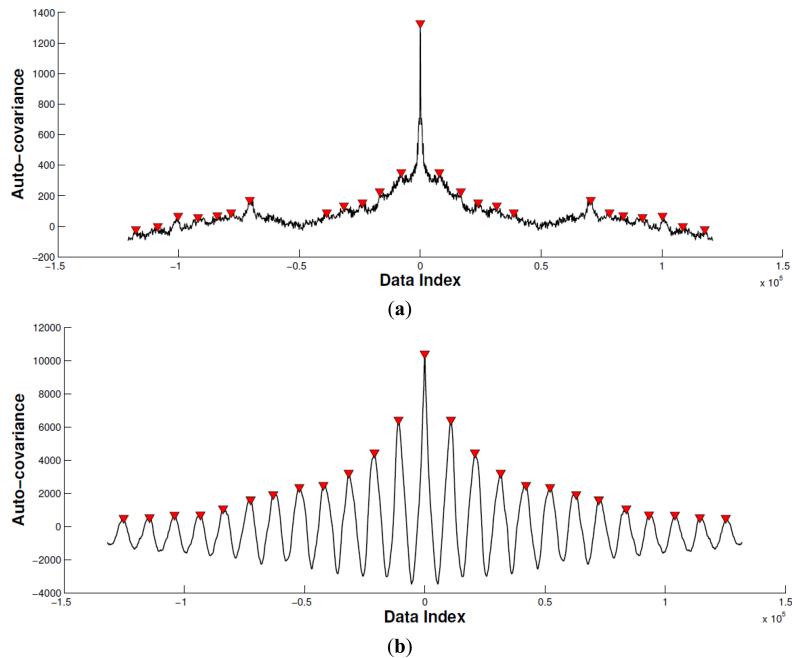
Los resultados de los dos experimentos se muestran en la Figura 2.12, donde el gráfico superior e inferior corresponden a la señal de sEMG y aceleración, respectivamente. En el gráfico (a) se puede observar un movimiento periódico, mientras que en el gráfico (b) se muestra un movimiento no periódico.



**Fig. 2.12:** Mediciones preprocesadas. Señal de sEMG filtrada del bíceps braquial y la correspondiente señal de aceleración rotacional remuestreada en el Experimento 1 (a) y el Experimento 2 (b). El movimiento del Experimento 1 no es periódico, mientras que el movimiento del Experimento 2 es periódico[6].

La importancia de las mediciones del acelerómetro radica en la capacidad de determinar qué tipo de movimiento se está realizando, como se muestra en la Figura 2.13. De esta manera, para el estudio del EMD, se puede identificar qué tipo de movimiento afecta más esta medición, según el estudio de cada sujeto de prueba. Esto permitirá centrarse en movimientos específicos relacionados con la rehabilitación

del paciente.



**Fig. 2.13:** Autocorrelación de la señal de aceleración correspondiente al bíceps braquial. (a) Experimento 1. (b) Experimento 2. En el Experimento 1, como la diferencia entre el primer y el segundo pico local es mayor que el umbral predefinido, el patrón de movimiento se reconoce como no periódico. Por el contrario, el patrón de movimiento en el Experimento 2 se determina como periódico[6].

Así, se determina que el uso del acelerómetro en mediciones musculares es de gran aporte para realizar un estudio a fondo del EMD. Con esta configuración, se puede conocer y rastrear el estado de fatiga durante el movimiento, lo que ayudará a determinar qué músculo es el más afectado según los movimientos realizados por los sujetos de prueba. A partir de este estudio, se postula que la disminución de la frecuencia media tiene una relación lineal con el tiempo de trabajo del músculo bajo fatiga. Combinar estas mediciones con un análisis estadístico riguroso permitirá obtener resultados más precisos y confiables.

## Capítulo 3. Materiales y Métodos

---

### 3.1 Introducción

Para la realización de este proyecto, se ha diseñado un sistema de medición no invasivo que integra sensores de EMG y acelerómetros con una plataforma de adquisición y procesamiento de datos basada en Arduino y MATLAB.

Para la validación del dispositivo se contó con la participación voluntaria de cuatro sujetos deportistas, con edades entre 24 y 26 años, quienes realizan ejercicio físico de manera regular (cuatro o más veces por semana durante al menos un año). Estas características permiten asegurar la adecuada activación muscular durante las pruebas y obtener datos representativos para el análisis del EMD en sujetos físicamente activos.

En esta sección, se describen los materiales empleados, que incluyen dispositivos electrónicos, sensores, software y hardware de procesamiento, así como los métodos utilizados para la adquisición y análisis de las señales fisiológicas. Además, se detalla el procedimiento de conexión de los dispositivos, asegurando la sincronización de las señales y la fiabilidad de los datos.

### 3.2 Sistema de medición y adquisición de señales

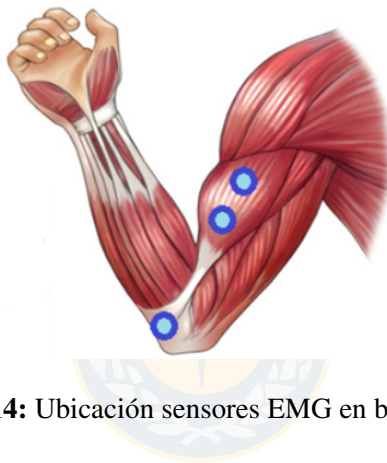
Es fundamental destacar que, para el estudio básico del EMD, es necesaria la adquisición y estudio individual de señales de EMG y MMG, cada una con métodos distintos de adquisición. Para este proyecto, se limitará el estudio a señales obtenidas de manera no invasiva. A continuación, se detallan las señales a estudiar y cómo serán adquiridas y procesadas:

#### 3.2.1 Electromiografía (EMG)

La adquisición de la señal de EMG es crucial para el estudio del EMD, dado que este representa el tiempo entre la activación eléctrica del músculo y la generación de fuerza o movimiento mecánico. Esta señal es fundamental para estudiar la actividad eléctrica previa a la contracción muscular, lo cual permite determinar el momento exacto en que las señales nerviosas activan el músculo. Comparando el EMG

con mediciones mecánicas como la fuerza o el movimiento, se puede analizar la función neuromuscular y detectar posibles disfunciones o retrasos en la respuesta muscular. El estudio detallado de esta señal también permite identificar factores como la fatiga muscular, el tipo de fibra muscular y las características del tendón, todos los cuales influyen directamente en el resultado del EMD[21].

Para obtener mediciones precisas y completas de las señales de EMG en los diferentes componentes musculares del bíceps, es crucial posicionar los electrodos de manera específica. Para medir las señales de la cabeza larga y corta del bíceps, los electrodos deben ubicarse en la parte central del músculo, a lo largo de su recorrido en el brazo, justo por encima del codo, como es mostrado en la Figura 3.14. Esta configuración permite captar principalmente las fibras de tipo I (lentas) y tipo II (rápidas), dependiendo de la actividad inducida en el sujeto de prueba.



**Fig. 3.14:** Ubicación sensores EMG en bíceps[7].

El análisis de los datos de EMG incluirá la determinación del inicio de la activación muscular (Onset del EMG). Este valor se utilizará para medir el tiempo entre el Onset de la señal EMG y el inicio de la producción de fuerza o movimiento.

### 3.2.2 Mecanomiografía (MMG) y Acelerometría

La MMG es una técnica no invasiva que mide las vibraciones generadas por la contracción y relajación muscular, reflejando la actividad mecánica del músculo en respuesta a la activación neuromuscular[31]. Para este proyecto, se utilizará un acelerómetro como sensor clave en la adquisición de datos MMG, ya que puede registrar las vibraciones y movimientos generados durante la contracción muscular en distintos ejes.

El acelerómetro captura las vibraciones musculares en contracciones isométricas y dinámicas. Estará

posicionado en la parte media del músculo, entre medio de los dos sensores de EMG, para medir tanto las vibraciones como el movimiento de la articulación. Estas señales se sincronizarán con las adquisiciones de EMG, permitiendo una correlación directa entre la actividad eléctrica y mecánica del músculo.

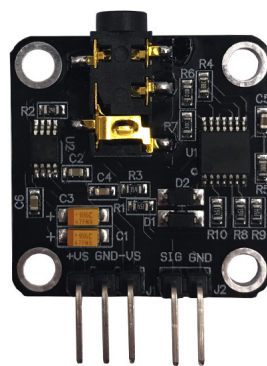
El uso combinado de EMG y acelerómetros proporcionará una visión más completa de la función muscular, ya que los acelerómetros aportan información adicional sobre la magnitud y dirección de los movimientos, mejorando así la precisión en la evaluación del rendimiento muscular.[32].

El procesamiento de estas señales incluirá la aplicación de filtros rectificadores, suavizadores, pasa bajo, pasa alto y notch para eliminar ruidos no deseados y obtener una señal suave que facilite la detección de estímulos, y se analizarán en el dominio del tiempo para establecer una relación. Entre los parámetros a evaluar se encuentra la amplitud, frecuencia y RMS de las vibraciones, lo que permitirá estudiar la actividad muscular, la fatiga, y el esfuerzo requerido para una contracción máxima.

### 3.3 Materiales

#### 3.3.1 Electrónica

Para la medición de la EMG, se utilizó un dispositivo de un solo canal de la marca Sichiray [8], mostrado en la Figura 3.15.



无锡思知瑞科技0510-66759621

**Fig. 3.15:** Dispositivo EMG Sichiray para medición de EMG[8].

Este dispositivo es ideal para la ejecución de este proyecto, ya que cumple con las características

más importantes: es económico, fácil de utilizar y permite la adquisición de datos de manera simple y eficiente, además, es compatible con Arduino.

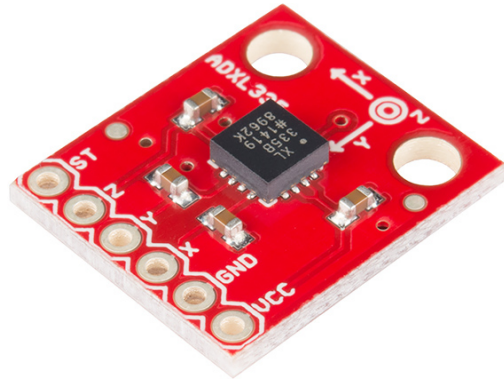
Para garantizar la fiabilidad y precisión de las señales obtenidas mediante el dispositivo Sichiray, se utilizó el Biopac MP35 junto con el software Biopac Student Lab Pro 3.7.5, el cual ofrece un entorno adecuado para procesar y analizar las señales de EMG de manera detallada. El Biopac MP35, Figura 3.16, es un sistema de adquisición de datos fisiológicos ampliamente utilizado en investigaciones biomédicas, conocido por su alta precisión en la captura de señales musculares, incluyendo las de EMG. Este dispositivo permite la recopilación de señales en tiempo real con una calidad superior, lo que lo convierte en una herramienta de referencia para validar otros sistemas de medición[9].



**Fig. 3.16:** BIOPAC MP35[9].

La utilización del Biopac MP35 y su software asociado no solo proporcionó una referencia confiable para la calidad de la señal, sino que también facilitó el ajuste de parámetros y la evaluación de la efectividad de los filtros aplicados al EMG. Esto fue crucial para garantizar la exactitud de los datos utilizados en el estudio del EMD.

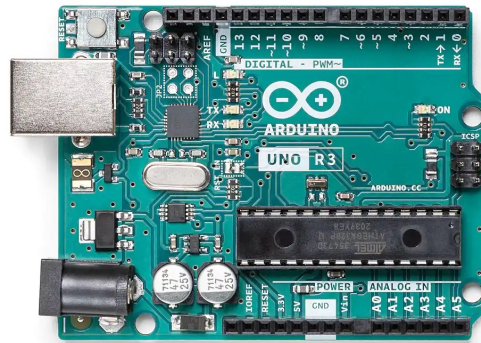
Para las mediciones del MMG, se utilizó el acelerómetro ADXL335 de la marca Sparkfun[10] mostrado en la Figura 3.17.



**Fig. 3.17:** Acelerómetro ADXL335[10].

La elección de este dispositivo se basa en que es un acelerómetro y giroscopio certificado de 6 ejes, lo cual permite agregar el componente de giro a las mediciones. Esto facilitará determinar de manera más precisa qué movimientos son los más influyentes en el estudio del EMD. Además, posee buena compatibilidad con Arduino y ofrece un equilibrio entre calidad de la señal y precio. Su capacidad para medir tanto aceleración como rotación lo hace ideal para los análisis biomecánicos, aunque puede tener un poco más de ruido en comparación con acelerómetros dedicados.

Se utilizó la placa Arduino UNO, Figura 3.18, para la construcción del prototipo debido a su amplia utilización en proyectos de adquisición y procesamiento de señales fisiológicas, además es compatible con los elementos definidos anteriormente. Arduino es una plataforma de hardware de código abierto que consiste en placas de circuito impreso y un entorno de desarrollo integrado (IDE). Permite la creación de dispositivos electrónicos interactivos y sistemas de adquisición de datos mediante una programación sencilla y flexible[11].



**Fig. 3.18:** Arduino UNO[11].

Con Arduino, es posible desarrollar sistemas personalizados de adquisición de datos que integren sensores para capturar señales fisiológicas como EMG y MMG. Mediante el uso de sensores adecuados, como los utilizados en este proyecto. Con esto se pueden diseñar sistemas portátiles y versátiles para adquirir datos en tiempo real.

Para el procesamiento de las señales, se utilizará un PC personal con capacidades suficientes para manejar la cantidad y calidad de los datos adquiridos.

### 3.3.2 Software

Se utilizó MATLAB para el post procesamiento de las señales, ya que se destaca como una plataforma de programación y análisis de datos que proporciona una amplia gama de herramientas y funciones para el procesamiento de señales, incluidos los datos de EMG y MMG[33].

Esta herramienta es ideal debido a que permite utilizar diferentes técnicas para el procesamiento de señales, como las expuestas anteriormente. Estas técnicas serán empleadas para el diseño del algoritmo destinado al estudio del EMD, aprovechando su extensa biblioteca de funciones y herramientas específicas para bioseñales.

## 3.4 Métodos

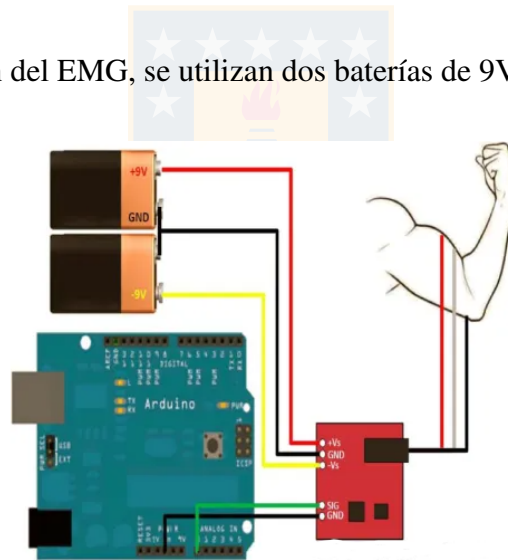
### 3.4.1 Conexión de Hardware

Para la adquisición de señales en este proyecto, se deben conectar los dispositivos seleccionados a la placa de Arduino con la siguiente distribución:

#### 1. Conexión del sensor EMG al Arduino:

El sensor cuenta con tres conexiones principales:

- Referencia (GND): Se conecta a la tierra (GND) del Arduino
- Activo 1 (Sign): Esta conexión se conecta a la entrada analógica A0 del Arduino, como mostrado en la Figura 3.19, donde se capturan las señales de voltaje generadas por la actividad muscular
- Para la alimentación del EMG, se utilizan dos baterías de 9V como muestra el proveedor.[8].



**Fig. 3.19:** Conexión EMG[8].

#### 2. Conexión del acelerómetro al Arduino:

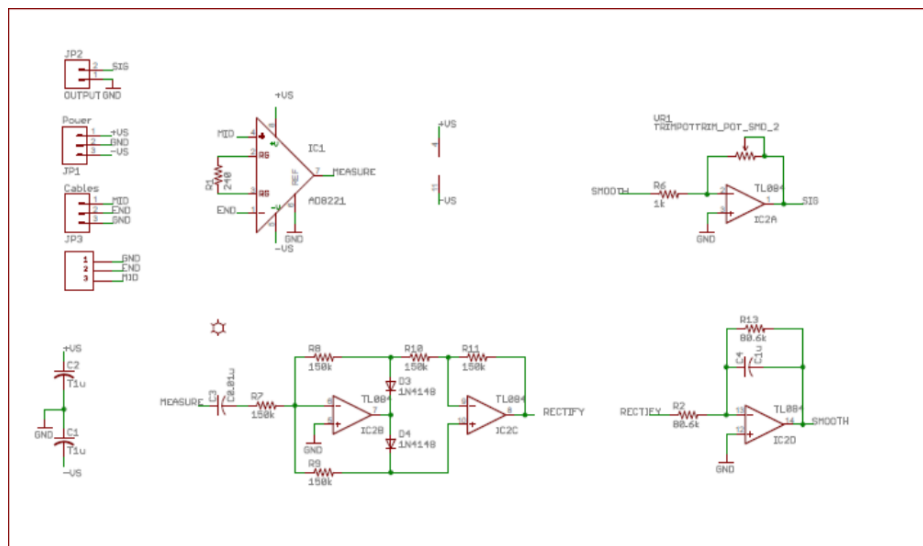
- El ADXL335 cuenta con tres salidas correspondientes a los ejes X, Y, Z y con 2 conexiones para energizar y su respectiva tierra. Estas se conectan a las entradas analógicas A1, A2, A3, 5V y GND del Arduino, respectivamente.

#### 3. Conexión del Arduino al PC:

- La placa Arduino Uno se conecta al PC mediante cable USB utilizando un puerto COM que deberá ser identificado para ajustarlo al código y así utilizarlo de manera correcta, lo que permite tanto la alimentación del Arduino como la transmisión de los datos adquiridos.
- La interfaz de comunicación con el PC se realiza a través de MATLAB, el cual recibe las señales de los pines analógicos del Arduino para su posterior procesamiento y análisis

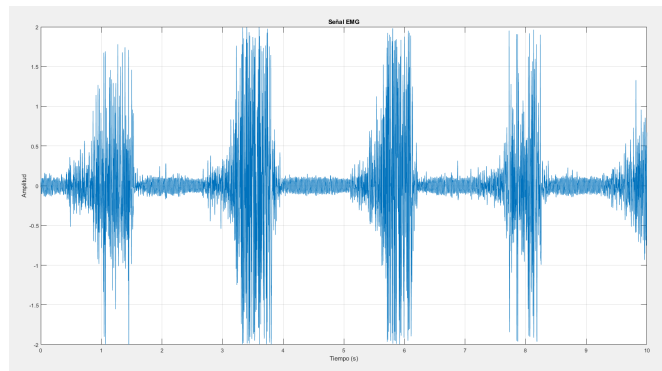
### 3.4.2 Validación del Hardware

La validación del hardware es necesaria, ya que, según información proporcionada por el propio fabricante, el dispositivo incluye filtros de procesamiento de señales integrados de rectificación y suavizado, como se observa en la Figura 3.20, lo que impide la adquisición de la señal cruda (raw signal) del EMG[8]. Esto plantea dudas sobre la exactitud de la señal obtenida.



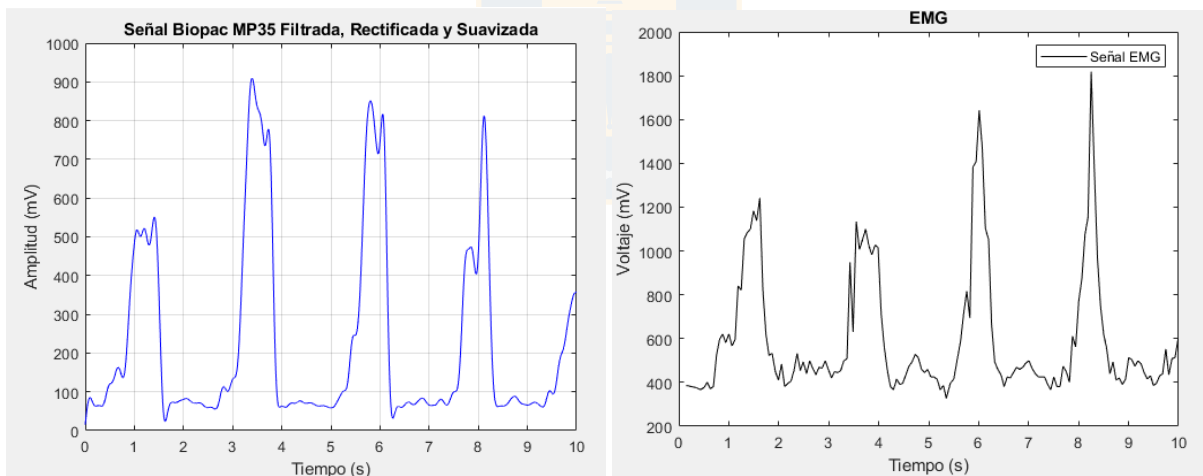
**Fig. 3.20:** Construcción EMG Sichiray[8].

Por ello, se utilizó el dispositivo Biopac MP35 y el software BSL Pro 3.7.5 para adquirir una señal de EMG del bíceps mientras se realizaba el mismo movimiento utilizado en las pruebas.



**Fig. 3.21:** Señal EMG Biopac MP35.

Para verificar que la señal del dispositivo Sichiray era correcta, a la señal del Biopac se le aplicaron los mismos filtros presentes en la construcción del hardware (rectificador y suavizado), con parámetros aproximados, y se realizó una comparación directa entre ambas observada en la Figura 3.22.



**(a)** Señal Biopac Filtrada

**(b)** Señal EMG Sichiray

**Fig. 3.22:** Comparación señales EMG.

Como se observa, la señal obtenida por el dispositivo Sichiray muestra una gran similitud con la señal filtrada del Biopac, lo cual permite concluir que el EMG de Sichiray adquiere la señal correctamente y proporciona resultados comparables a una señal de EMG filtrada estándar. Esto valida el uso del Sichiray

en la medición del EMG, garantizando que, a pesar de ser un dispositivo de manufactura más económica, su señal es confiable cuando se aplican filtros similares a los del Biopac.

### 3.4.3 Calibración de Software

Para la calibración del software, fue necesario descargar y configurar herramientas y paquetes específicos en MATLAB para adquirir, procesar y analizar las señales del EMG y del acelerómetro.

Para integrar el Arduino con MATLAB y realizar una adquisición efectiva de datos, se instaló el paquete adicional "MATLAB Support Package for Arduino Hardware". Este paquete permite la comunicación directa entre MATLAB y el Arduino, habilitando la lectura de señales analógicas y digitales desde los pines del Arduino hacia MATLAB. Su instalación fue esencial para configurar los puertos de comunicación y utilizar funciones de control del Arduino desde el entorno MATLAB, lo cual facilitó la adquisición de datos en tiempo real tanto para el EMG como para el acelerómetro. Además, este paquete permite el uso de comandos específicos para controlar pines y sensores conectados al Arduino, simplificando la integración entre el hardware y el software para el procesamiento de señales.

También se instaló el "Data Acquisition Toolbox" de MATLAB, el cual permite la adquisición en tiempo real de señales analógicas desde dispositivos como el Arduino. Este paquete facilita la interacción entre los sensores conectados al Arduino y MATLAB, permitiendo la configuración de puertos, lectura de datos y visualización de estos. Además, se descargaron funciones de apoyo desde la "MATLAB Central File Exchange" para manipular y visualizar las señales de manera adecuada.

Entre las principales herramientas utilizadas en MATLAB se encuentra el Live Editor, que permite crear scripts para visualizar en tiempo real las gráficas generadas a partir de los datos de EMG y acelerómetro. También se utilizó el Signal Processing Toolbox, que facilita la aplicación de filtros y el análisis de señales, proporcionando herramientas para la filtración, transformación y análisis detallado de estas.

Finalmente, se desarrolló el código necesario para leer las señales obtenidas. En este código, se configuraron los puertos COM para establecer la comunicación entre el Arduino y el PC, y se implementaron bucles de adquisición continua para capturar datos en tiempo real. Tras la recolección de datos, se diseñaron filtros específicos para procesar y visualizar las señales, de forma que se pudiera observar y determinar el EMD de acuerdo con los requisitos del estudio.

Luego, se aplicaron varios filtros a la señal de EMG para asegurar una visualización clara y precisa. En una primera fase, se usaron un filtro Notch para eliminar las interferencias, un filtro pasa-alto para

eliminar componentes indeseadas, y un filtro pasa-bajo para reducir frecuencias. En una segunda fase, se aplicó un filtro Butterworth, que suaviza la señal y resalta las características clave del EMG, mejorando la identificación del inicio de la contracción muscular al reducir el ruido.

### 3.4.4 Preparación de sujeto

Para la preparación del sujeto en el estudio de la actividad muscular del bíceps, específicamente en la medición de la contracción voluntaria, se deben seguir los siguientes pasos:

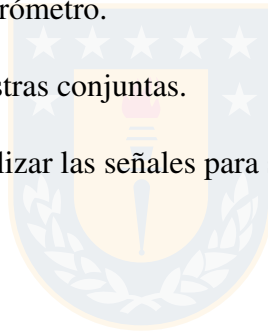
1. Posición del sujeto: El sujeto debe estar sentado en una silla con la espalda recta y el brazo relajado en una posición neutral, ligeramente extendido, sin apoyo en el antebrazo. Esta posición facilita el aislamiento del movimiento de flexión del codo y minimiza interferencias de otros grupos musculares.
2. Limpieza de la piel: Antes de colocar los electrodos, se debe limpiar la piel en las áreas donde se colocarán, eliminando cualquier suciedad o grasa que pueda afectar la calidad de la señal.
3. Ubicación de los electrodos (ver Figura 3.14):
  - Electrodo de referencia (Rojo): Se coloca en un área sin actividad muscular significativa, generalmente en una prominencia ósea, como el codo (epicóndilo medial o lateral).
  - Electrodo activo 1 (Verde): Se ubica a lo largo del eje longitudinal del bíceps, aproximadamente en el tercio medio del brazo, entre la inserción del músculo en el codo y el hombro. Esta ubicación es ideal para captar señales de las fibras de tipo II (rápidas) predominantes en el bíceps, aunque también pueden involucrarse fibras de tipo I (lentas).
  - Electrodo activo 2 (Amarillo): Se coloca a unos 2 cm del electrodo activo 1, en dirección hacia el codo, siguiendo el mismo eje longitudinal del músculo.
4. Ubicación del acelerómetro: Este se coloca directamente sobre el vientre del bíceps, entre los dos electrodos activos del EMG, asegurándose de que quede firmemente adherido para captar las vibraciones del músculo durante la contracción y relajación. Este sensor medirá las vibraciones mecánicas (MMG) generadas por el músculo en respuesta a la activación neuromuscular.
5. Movimientos y mediciones: El sujeto deberá realizar movimientos funcionales, como la flexión del codo desde una posición de reposo hasta la flexión completa, contrayendo el bíceps de forma voluntaria.

6. Sincronización de datos: La señal EMG obtenida durante estas contracciones será analizada junto con los datos del acelerómetro para estudiar la relación entre la activación neuromuscular y la contracción muscular efectiva del bíceps.

### 3.4.5 Toma de muestras

A continuación se detalla el paso a paso, de manera resumida, la correcta utilización del dispositivo y toma de muestras.

- Configurar y conectar dispositivo, esto armando el dispositivo y ejecutando MATLAB como fue expresado anteriormente.
- Limpiar la zona de toma de muestras.
- Conectar electrodos y ajustar acelerómetro.
- Ejecutar código para toma de muestras conjuntas.
- Ejecutar código para filtrar y visualizar las señales para su posterior estudio.



## Capítulo 4. Resultados

---

### 4.1 Introducción

En esta sección se presentan los resultados obtenidos a partir de la medición del EMD en el bíceps derecho de los 4 sujetos de prueba. Las señales fueron adquiridas simultáneamente mediante un dispositivo Arduino, con un sensor EMG para medir la actividad muscular y un acelerómetro para capturar los movimientos musculares asociados. Se ajustaron parámetros de frecuencia de muestreo para garantizar la precisión en la captura de datos, y se aplicaron filtros adecuados para procesar las señales y minimizar el ruido.

### 4.2 Resultados

Para obtener una visualización precisa y clara de la actividad muscular, se realizó un proceso de filtrado sobre la señal de EMG debido a la presencia de interferencias y ruidos. En primer lugar, se eliminó el componente DC (offset), correspondiente al valor medio de la señal, que podría generar un desplazamiento no relacionado con la actividad muscular real. Esto es esencial para garantizar que las variaciones en la señal reflejen únicamente la actividad generada por las contracciones musculares. Para ello, se utilizó un filtro pasa-bajas con una frecuencia de corte de 0.5 Hz, lo que permite eliminar el componente DC sin afectar las frecuencias de interés asociadas a la actividad muscular.

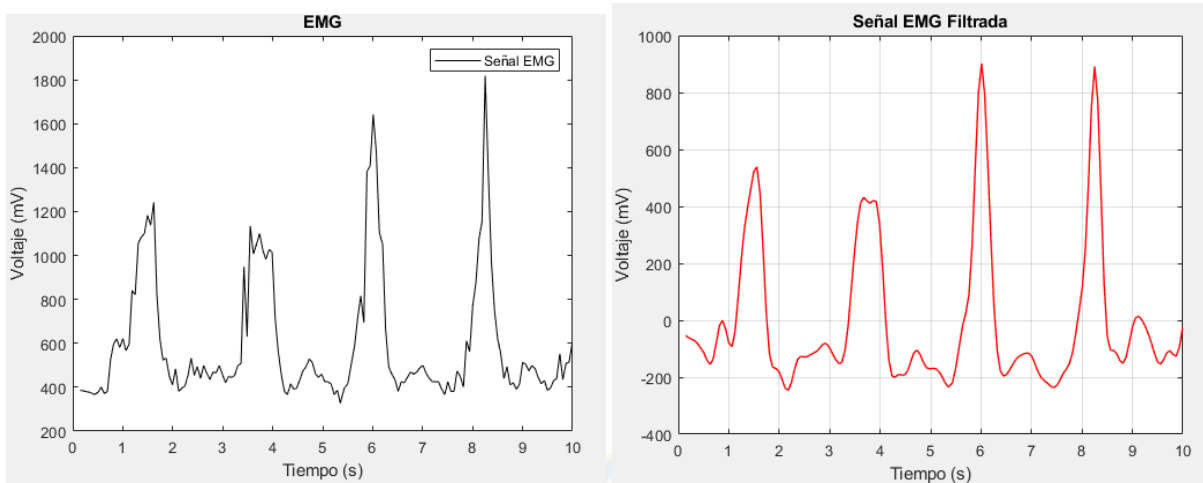
A continuación, se aplicó un filtro Notch a 50 Hz para eliminar la interferencia de la red eléctrica, una frecuencia comúnmente observada en las señales de EMG debido a la proximidad de las fuentes de alimentación.

Además, se implementó un filtro pasa-altas con una frecuencia de corte de 20 Hz para eliminar componentes de baja frecuencia no asociadas con la actividad muscular, como artefactos de movimiento o ruidos ambientales. Esto permitió conservar solo las frecuencias relevantes. Este filtro es clave para eliminar las señales de baja frecuencia que podrían distorsionar el análisis.

También, se utilizó un filtro pasa-bajas con una frecuencia de corte de 200 Hz para eliminar las frecuencias altas, que podrían representar ruidos adicionales. Finalmente, se aplicó un filtro Butterworth para suavizar la señal sin distorsionar su forma, lo que facilita la identificación de las características clave

de la actividad muscular, como el inicio de la contracción.

Tras la aplicación de estos filtros, se obtuvo la señal filtrada, mostrada en la Figura 4.23. Este proceso de filtrado tiene como propósito suavizar la señal de EMG, lo que facilita un estudio posterior más sencillo en relación con la señal del acelerómetro.



(a) Señal EMG Sichiray

(b) Señal EMG Sichiray Filtrada

**Fig. 4.23:** Comparación señales EMG Filtrada.

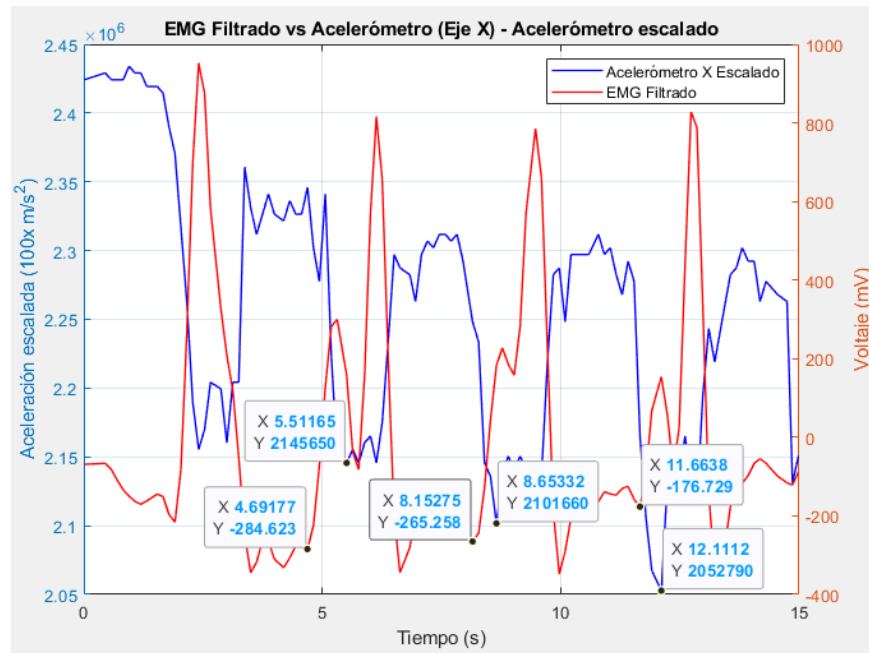
El principal cambio observado se da en las señales de baja frecuencia, donde el músculo está regresando al reposo tras la flexión. Esto provocaba que la señal se distorsionara, dificultando la identificación del inicio de la contracción voluntaria.

En el caso del acelerómetro, se analizó únicamente la señal del eje X, ya que este eje es el que principalmente influye al medir el EMD en la posición determinada, debido a las características específicas del músculo y su comportamiento posterior a la contracción. Después de realizar pruebas, se determinó que no era necesario aplicar un filtro a la señal del acelerómetro, ya que se obtuvo correctamente sin ruidos significativos que afectaran su análisis. Sin embargo, para sincronizarla con la señal de EMG, se remuestreó la señal del acelerómetro para que coincidiera con la frecuencia de muestreo de la señal de EMG. Para ello, se utilizó una tasa de muestreo de 100 Hz para ambas señales, y la señal del acelerómetro fue escalada para mejorar su visibilidad durante la comparación con la señal de EMG, ya que la frecuencia de muestreo del acelerómetro es mayor[10][8].

Luego, se procedió con la toma de muestras, calculando el EMD como la diferencia entre los dos puntos más cercanos en el eje X (tiempo) a lo largo de la toma de muestras de cada sujeto, representados

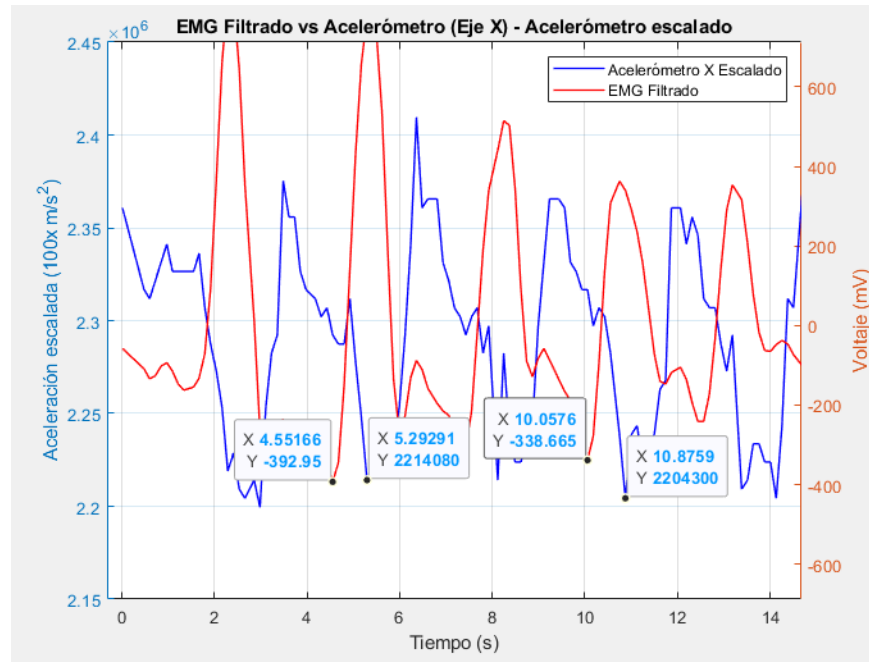
en los gráficos. Estos puntos corresponden al inicio de la contracción eléctrica (señal en rojo) y al inicio de la contracción mecánica (señal en azul) del músculo.

Los resultados, mostrados en la Figura 4.24, se observan de manera directa. Al hacer una estimación del inicio de la contracción de EMG y MMG en relación con el comportamiento de las señales respectivas, es posible aproximar el valor del EMD para este caso. Tras analizar la señal, se estima que el valor del EMD para este sujeto es de aproximadamente  $50 \pm 10$  ms.



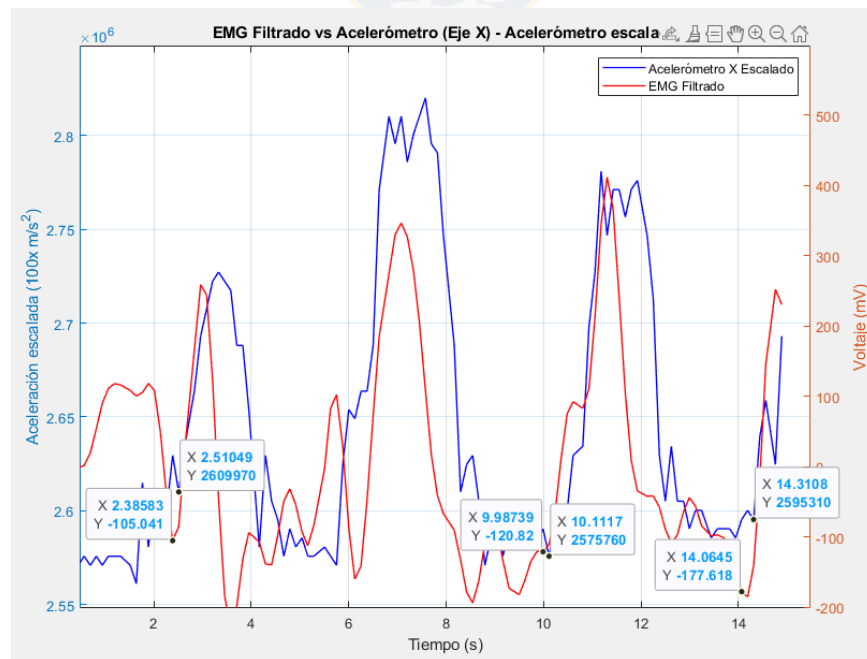
**Fig. 4.24:** Medición EMD Sujeto 1.

La señal obtenida para el segundo sujeto, mostrada en la Figura 4.25, presenta una diferencia más amplia entre las señales de EMG y MMG en comparación con el primer sujeto, lo que se observa claramente. Esto sugiere un EMD más amplio. Tras analizar la señal, se estima que el valor del EMD para este sujeto es de aproximadamente  $73 \pm 10$  ms.



**Fig. 4.25:** Medición EMD Sujeto 2.

Para el tercer sujeto, se observa en la Figura 4.26 una señal con una diferencia menor entre la reacción del MMG y el EMG en comparación con los casos anteriores. Tras analizar la señal, se estima que el valor del EMD para este sujeto es de aproximadamente  $12 \pm 10$  ms.



**Fig. 4.26:** Medición EMD Sujeto 3.

La señal del cuarto sujeto presenta menos estímulos que las anteriores, como se observa en la Figura 4.27, pero a su vez es la que muestra más estabilidad en sus resultados en comparación con los otros casos. Tras analizar la señal, se estima que el valor del EMD para este sujeto es de aproximadamente  $13 \pm 10$  ms.

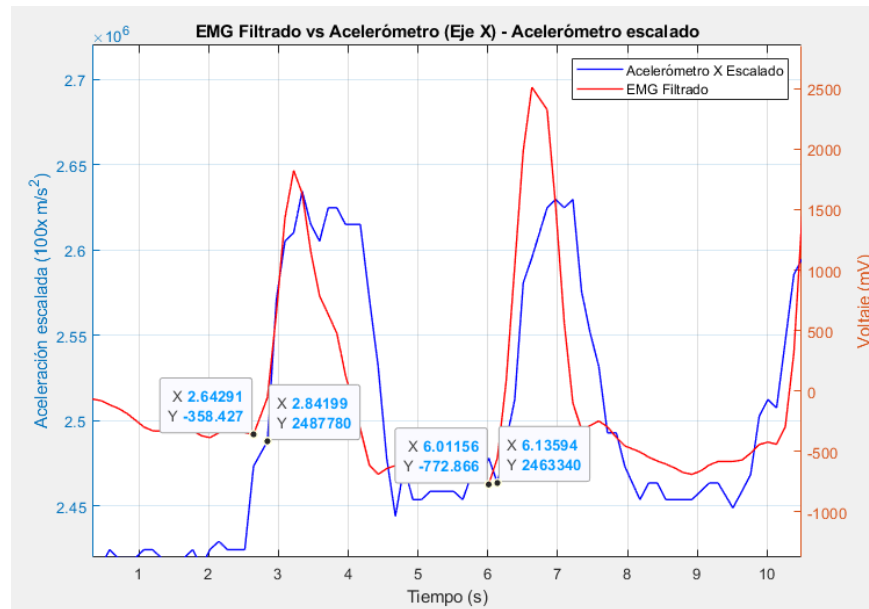


Fig. 4.27: Medición EMD Sujeto 4.

### 4.3 Discusión

Los resultados obtenidos en este estudio muestran una variabilidad significativa en los tiempos de EMD entre los sujetos. Para el primer sujeto, el EMD se estimó en  $50 \pm 10$  ms, mientras que para el segundo sujeto, el valor fue de  $73 \pm 10$  ms, lo que sugiere que, en general, este sujeto presenta un tiempo de retardo mayor entre la activación muscular y la respuesta del acelerómetro. En el caso del tercer sujeto, se observó un EMD de  $12 \pm 10$  ms, lo que indica un tiempo de retardo mucho menor, sugiriendo diferencias individuales en los patrones de respuesta muscular. Finalmente, para el cuarto sujeto, el EMD fue de  $13 \pm 10$  ms, similar al del tercer sujeto, aunque se destacó por mostrar una mayor estabilidad en la señal.

Durante la adquisición de señales simultáneas de EMG y MMG, se observaron picos y fluctuaciones en los datos debido a las limitaciones de los dispositivos de adquisición (Arduino) y las restricciones del entorno de MATLAB para el procesamiento en tiempo real. La señal del acelerómetro presenta una menor amplitud por su baja sensibilidad (300 mV/g) y su operación en frecuencias más altas[10], lo que

requiere amplificación para compararla con la señal EMG.

Además, aunque ambas señales fueron remuestreadas a 100 Hz, las características originales del acelerómetro pueden influir en su visualización tras este proceso. MATLAB, al no estar diseñado para manejar múltiples entradas simultáneas de manera óptima, contribuye a una adquisición menos eficiente y a la pérdida de datos en ocasiones.

Estas variaciones en los resultados del EMD pueden atribuirse a múltiples factores, tales como la condición física y la respuesta individual de cada sujeto a los estímulos, que influyen directamente en la activación muscular y su posterior manifestación en la señal del acelerómetro. Además, la diferencia entre las señales podría verse afectada por la morfología de músculo, el nivel de fatiga al momento de tomar la señal y la naturaleza de la contracción (isométrica o dinámica), lo que refleja la complejidad de la medición del EMD.

Para determinar resultados comparativos entre los sujetos, se estableció una escala de análisis basada en el menor y el mayor EMD presentes en las muestras de cada sujeto. Este enfoque otorga una referencia medible y sencilla que resulta especialmente útil al trabajar con los dispositivos seleccionados.

Una de las principales observaciones es que, a pesar de las variaciones individuales en los resultados del EMD, las señales de EMG y acelerometría se pudieron integrar correctamente, lo cual era uno de los objetivos clave de esta memoria. La capacidad para integrar estas dos señales, que presentan características y frecuencias diferentes, fue fundamental para obtener una evaluación más precisa del EMD. La correcta sincronización y procesamiento de ambas señales permitió una estimación confiable del tiempo de retardo en cada sujeto, lo que valida la metodología empleada para la adquisición y análisis de las señales.

La comparación entre EMG y MMG también ha demostrado ser útil para comprender el comportamiento muscular durante las contracciones, ya que ambas señales proporcionan información complementaria. La señal de EMG, al ser más sensible a la actividad eléctrica del músculo, proporcionó un marco para observar el inicio de la contracción, mientras que el MMG, al captar la respuesta mecánica del músculo, permitió visualizar el retardo en la activación.

Finalmente, gracias al uso de técnicas como amplificación, filtrado y remuestreo, se logró cumplir con el objetivo principal de medir el EMD. Las señales sincronizadas permitieron identificar claramente el inicio de cada una y analizar su relación temporal, asegurando la validez de los resultados obtenidos. Estos resultados destacan la importancia de integrar diferentes tipos de señales para obtener una perspectiva más completa y precisa del retardo electromecánico.

## Capítulo 5. Conclusiones

---

### 5.1 Conclusiones

Este estudio ha demostrado que es posible obtener señales claras y medibles utilizando componentes de bajo costo para desarrollar un dispositivo capaz de medir el retardo electromecánico (EMD). Los resultados obtenidos muestran variabilidad en los tiempos de EMD entre los sujetos, lo que resalta la importancia de considerar las diferencias individuales en la activación muscular.

A través de un análisis exhaustivo de técnicas avanzadas de adquisición y procesamiento de señales, se lograron identificar factores clave para integrar EMG y acelerometría en el cálculo del EMD. Este enfoque permitió no solo mejorar la precisión de las señales, sino también optimizar el filtrado mediante algoritmos avanzados basados en amplitud y wavelets, lo que garantizó resultados confiables y consistentes.

La importancia de este trabajo radica en demostrar que, aunque se emplearon dispositivos muy accesibles, los resultados obtenidos son útiles y comprobados, lo que abre la puerta a la creación de soluciones más económicas y eficientes para aplicaciones clínicas y deportivas. Un aspecto clave de este proyecto es que, hasta ahora, no existía un dispositivo que integrara las señales de EMG y MMG para calcular el EMD de manera directa. Actualmente, estas señales se adquieren por separado, lo que implica un mayor tiempo de procesamiento y análisis. Este estudio demuestra que es práctico integrar ambas señales en tiempo real, optimizando el proceso y reduciendo significativamente los tiempos necesarios para obtener el EMD. Esta innovación tiene el potencial de mejorar diagnósticos y acelerar decisiones en áreas como la rehabilitación deportiva y el monitoreo muscular según las necesidades del paciente.

El estudio biológico realizado permitió determinar con precisión las áreas óptimas para la colocación de los sensores en el bíceps braquial, considerando su anatomía y función en la flexión del codo. Este enfoque garantizó señales claras y específicas, optimizando la identificación de patrones de activación y sincronización muscular necesarios para calcular el EMD con precisión.

Este trabajo no solo cumple con los objetivos planteados, sino que también sienta las bases para que en el futuro se diseñen dispositivos de bajo costo y alta eficiencia capaces de medir parámetros musculares de manera precisa. La integración de señales de EMG y MMG en un solo sistema marca un punto de partida para la investigación y desarrollo de nuevas herramientas tecnológicas en el ámbito biomédico,

especialmente en sectores donde los recursos pueden ser limitados.

Finalmente, este proyecto valida la posibilidad de crear dispositivos asequibles que mantengan altos estándares de funcionalidad y precisión. Esto no solo es un avance en el acceso a tecnología avanzada para la evaluación muscular, sino que también impulsa nuevas líneas de investigación que podrían beneficiar tanto a investigadores como a profesionales en rehabilitación, entrenamiento deportivo y diagnóstico clínico.

## 5.2 Trabajo Futuro

Como trabajo futuro, se plantea integrar nuevas señales para obtener mediciones más precisas. Una de las propuestas es incorporar la medición de torque para medir la fuerza ejercida, lo que permitiría determinar la cantidad de esfuerzo necesario por parte del paciente para iniciar una contracción. Esto podría tener múltiples aplicaciones, ya que este valor no solo indicaría problemas relacionados con la conexión mente-músculo, que es lo que se mide con el EMD, sino también con la fuerza física directa del paciente.

Además, se podría integrar señales de ultrasonido (US), como se estudió previamente, para observar de manera directa el comportamiento de las fibras musculares. De este modo, sería posible asociar el movimiento directo del músculo con las mediciones de MMG, apoyando la calibración de los dispositivos utilizados.

Se propone también utilizar dispositivos de registro de señales más avanzados, como el Biopac MP35, para la adquisición de señales, si se quiere profundizar en el estudio del EMD. Al utilizar sensores económicos, las señales y valores obtenidos pueden no ser los más precisos. Sin embargo, estos dispositivos pueden seguir utilizándose, pero es necesario crear una base de datos específica para esta configuración, lo que permitiría determinar de manera más precisa el EMD en relación con el hardware utilizado.

Asimismo, se sugiere utilizar software especializado en adquisición de señales, ya que MATLAB, para este caso, tiene limitaciones al procesar señales simultáneas. Su estructura secuencial de ejecución dificulta la adquisición de datos en paralelo, lo que puede afectar la sincronización y precisión de las señales. Otros softwares diseñados para este propósito pueden manejar mejor las señales concurrentes, facilitando la selección de componentes y el procesamiento de datos.

Si bien estas soluciones requieren una inversión mucho mayor a la realizada en este trabajo, queda demostrado que su aplicación es sumamente útil para el estudio de la conexión neuro-muscular.

## Capítulo 6. Glosario

---

EMG	: Electromiografía
sEMG	: Electromiografía de Superficie
MMG	: Mecanomiografía
EMD	: Retardo Electromecánico
PC	: Computador Personal
SNC	: Sistema Nervioso Central
SNP	: Sistema Nervioso Periférico
US	: Ultra Sonido
ADC	: Covertor Análogo a Digital
CWT	: Transformada Continua de Wavelets
RMS	: Raíz Cuadrada Media
ABS	: Valor Absoluto
FPR	: Tasa de Falsos Positivos
AR	: Tasa de Rechazo
AC	: Acuracidad
FCR	: Flexor Radial del Carpo
ECR	: Extensor Radial del Carpo
MDF	: Frecuencia Mediana del Espectro
CNN	: Redes Neuronales Convolucionales
CV	: Coeficiente de Variación
MUAPs	: Potenciales de Acción de la Unidad Motora



## Capítulo 7. Referencias

---

- [1] K. B. Escobar Vera, “Comparación de la actividad cerebral mediante eeg durante recorridos de escalada entre una escaladora novel y una experta,” 2023, trabajo de Fin de Grado en Educación Primaria, Mención de Educación Física, Universidad de Valladolid. [Online]. Available: <https://uvadoc.uva.es/bitstream/handle/10324/62139/TFG-G6252.pdf?sequence=1>
- [2] Nursing Hero, “Reflexes,” 2025, página web sobre reflejos en el sitio Nursing Hero. [Online]. Available: <https://www.nursinghero.com/study-guides/boundless-ap/reflexes>
- [3] Hannia10, “Neuroanatomía,” 2025, sección del documento "Neuroanatomía" disponible en Issuu. [Online]. Available: <https://issuu.com/hannia10/docs/neuroanatomia/s/25905758>
- [4] D. M. Corcos, G. L. Gottlieb, M. L. Latash, G. L. Almeida, and G. C. Agarwal, “Electromechanical delay: An experimental artifact,” *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 2, no. 2, pp. 59–68, 1992. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S105064119290017D>
- [5] C. A. Moulton, J. Kornelsen, and D. J. Hawkes, “A review of spatial resolution in pet,” *Physics in Medicine Biology*, vol. 31, no. 4, p. 001, 2010.
- [6] H. Dong, I. Ugalde, N. Figueroa, and A. El Saddik, “Towards whole body fatigue assessment of human movement: A fatigue-tracking system based on combined semg and accelerometer signals,” *Sensors*, vol. 14, no. 2, pp. 2052–2070, 2014. [Online]. Available: <https://www.mdpi.com/1424-8220/14/2/2052>
- [7] J. Correa-Figueroa, E. Morales-Sánchez, J. Huerta-Ruelas, J. González-Barbosa, and C. Cárdenas-Pérez, “Sistema de adquisición de señales semg para la detección de fatiga muscular,” *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, vol. 37, no. 1, pp. 17–27, 2016. [Online]. Available: [https://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0188-95322016000100017](https://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0188-95322016000100017)
- [8] Sichiray, “Emg,” <https://item.taobao.com/item.htm?spm=a21dvs.23580594.0.0.52de3d0dDXDZoX&ft=t&id=40139585762>, 2024.
- [9] I. BIOPAC Systems, “Mp35: Data acquisition system manual,” Biopac Systems. [En línea], [Accedido: 19-nov-2024]. [Online]. Available: <https://www.biopac.com/wp-content/uploads/MP35.pdf>

- [10] N. Mechatronics, “Tutorial mpu6050, acelerómetro y giroscopio,” [https://naylampmechatronics.com/blog/45\\_tutorial-mpu6050-acelerometro-y-giroscopio.html](https://naylampmechatronics.com/blog/45_tutorial-mpu6050-acelerometro-y-giroscopio.html), 2024.
- [11] Xataka, “Qué es arduino, cómo funciona y qué puedes hacer con uno,” <https://www.xataka.com/basics/que-arduino-como-funciona-que-puedes-hacer-uno>, 2024, accedido: 19-06-2024.
- [12] S. Longo, E. Cè, S. Rampichini, M. Devoto, M. Venturelli, E. Limonta, and F. Esposito, “Correlation between stiffness and electromechanical delay components during muscle contraction and relaxation before and after static stretching,” *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 33, pp. 83–93, 2017. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641116301092>
- [13] S.-i. Katoh, T. Higashihara, Y. Sakai, and H. Hatta, “Development of a quantitative diagnostic tool for functional loads on the lumbar spine during static lifting,” *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 2, no. 1, pp. 35–43, 1992.
- [14] B. J. Schoenfeld, A. D. Vigotsky, B. Contreras, S. Golden, A. Alto, R. Larson, N. Winkelman, and A. Paoli, “Differential effects of attentional focus strategies during long-term resistance training,” *European Journal of Sport Science*, vol. 18, no. 5, pp. 705–712, 2018, epub 2018 Mar 13.
- [15] C. N. Maganaris, V. Baltzopoulos, and A. J. Sargeant, “In vivo specific tension of human skeletal muscle,” *Journal of Applied Physiology*, vol. 105, no. 5, pp. 1548–1556, 2008.
- [16] V. Llamas, “Histología sistema nervioso,” 2025, conjunto de tarjetas de estudio sobre histología del sistema nervioso disponible en Gizmo.ai. [Online]. Available: <https://gizmo.ai/community/deck/7587797?featureId=4>
- [17] Elysium, “Tejido nervioso2,” 2025, página web sobre el tejido nervioso en el sitio de Elysium. [Online]. Available: <https://elysiumbham.wixsite.com/elysium/tejido-nervioso>
- [18] N. M. M. I. Z. Hiske van Duinen, Remco Renken, “Relation between muscle and brain activity during isometric contractions of the first dorsal interosseus muscle,” *Wiley. Call for papers on neurotechnology and artificial intel*, vol. 29, no. 3, pp. 281–299, 2007.
- [19] R. Chen, “Interactions between inhibitory and excitatory circuits in the human motor cortex,” *Experimental Brain Research*, vol. 154, no. 1, pp. 1–10, 2004.
- [20] M. Landgraf and S. Thor, “Development and structure of motoneurons,” in *The Fly Neuromuscular Junction: Structure and Function Second Edition*, ser. International Review

of Neurobiology. Academic Press, 2006, vol. 75, pp. 33–53. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0074774206750024>

- [21] H. Schmalbruch and Z. Kamieniecka, “Fiber types in the human brachial biceps muscle,” *Experimental Neurology*, vol. 44, no. 2, pp. 313–328, 1974. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0014488674900697>
- [22] M. Billinger, D. Izzo, J. Diedrichsen, and S. N. Baker, “Corticospinal motor control: A new definition and a framework for future research,” *Journal of Neurophysiology*, vol. 120, no. 5, pp. 2226–2239, 2018. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1152/jn.00071.2018>
- [23] J. E. Gregory, D. L. Morgan, and U. Proske, “Responses of muscle spindles following a series of eccentric contractions,” *Experimental Brain Research*, vol. 157, no. 2, pp. 234–240, 2004. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1007/s00221-004-1838-9>
- [24] M. Hägglund, M. Waldén, and J. Ekstrand, “Exposure and injury risk in swedish elite football: a comparison between seasons 1982 and 2001,” *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, vol. 16, no. 4, pp. 229–234, 2006. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1034/j.1600-0838.2000.010006312.x>
- [25] L. Lacourpaille, F. Hug, A. Guével, Y. Péréon, A. Magot, J.-Y. Hogrel, and A. Nordez, “New insights on contraction efficiency in patients with duchenne muscular dystrophy,” *Muscle & Nerve*, vol. 50, no. 2, pp. 244–246, 2014. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1002/mus.20021>
- [26] F. Elser, S. Braun, C. B. Dewing, J. E. Giphart, and P. J. Millett, “Anatomy, function, injuries, and treatment of the long head of the biceps brachii tendon,” *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic Related Surgery*, vol. 27, no. 4, pp. 581–592, 2011. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S074980631001056X>
- [27] Medicoplus, “Los 20 deportes más practicados del mundo (en cifras),” *Medicoplus*, 2022. [Online]. Available: <https://medicoplus.com/ciencia/deportes-mas-practicados-mundo>
- [28] T. Worrell, “Hamstring injuries are inherent in the sport of australian rules football,” *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, vol. 10, no. 6, pp. 332–339, 2000. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1034/j.1600-0838.2000.010006332.x>
- [29] A. S. Fauci, E. Braunwald, D. L. Kasper, S. L. Hauser, D. L. Longo, J. L. Jameson, and J. Loscalzo, *Harrison’s Principles of Internal Medicine, 18e*. McGraw-Hill Education, 2012. [Online]. Available: <https://accessmedicina.mhmedical.com/content.aspx?bookid=1532&sectionid=101549558#1119341094>

- [30] J. Hernandez-Orallo, V.-L. Nguyen, P.-O. Siebers, M. Lopez-Ibanez, and J. Van Hemert, “A framework for analysing algorithmic discrimination in multi-objective optimisation: extending fairness metrics for non-binary outcomes,” *ACM Transactions on Evolutionary Learning and Optimization*, vol. 4, no. 3, pp. 1–24, 2024. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1145/3648679>
- [31] T. Masuda, T. Kizuka, J. Zhe, H. Yamada, K. Saitou, T. Sadoyama, and M. Okada, “Influence of contraction force and speed on muscle fiber conduction velocity during dynamic voluntary exercise,” *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, vol. 11, pp. 85–94, 05 2001.
- [32] Omega Engineering, “Acelerómetros,” 2023, accedido: 19 de junio de 2024. [Online]. Available: <https://es.omega.com/prodinfo/acelerometro.html>
- [33] MathWorks, “Descripción del producto matlab,” [https://es.mathworks.com/help/matlab/learn\\_matlab/product-description.html](https://es.mathworks.com/help/matlab/learn_matlab/product-description.html), 2024.



## UNIVERSIDAD DE CONCEPCION – FACULTAD DE INGENIERIA RESUMEN DE MEMORIA DE TITULO

<b>Departamento</b>	: Departamento de Ingeniería Eléctrica
<b>Carrera</b>	: Ingeniería Civil Biomédica
<b>Nombre del memorista</b>	: <b>Nicolás Lagos Noa</b>
<b>Título de la memoria</b>	: Desarrollo de sistema para medir el retardo electromecánico (EMD) del bíceps en rehabilitación.
<b>Fecha de la presentación oral</b>	: 6 de junio de 2025
<b>Profesor(es) Guía</b>	: Pablo Aqueveque Navarro; Mario Muñoz Bustos
<b>Profesor(es) Revisor(es)</b>	: Sebastián Godoy Medel
<b>Concepto</b>	:
<b>Calificación</b>	:

### Resumen

El estudio del retardo electromecánico (EMD) en rehabilitación y medicina deportiva es esencial para mejorar la efectividad de la terapia y el rendimiento atlético. El EMD representa una demora en la respuesta de un sistema electromecánico a una señal eléctrica de entrada, afectando diversos aspectos como la inercia mecánica y el procesamiento de señales. Para abordar este fenómeno, se emplean técnicas de filtrado, modelado matemático, simulación, métodos experimentales y control adaptativo. En la actualidad, optar por estas tecnologías supone un amplio gasto tanto en lo económico como en lo computacional, debido a que las técnicas para medir este fenómeno requieren el uso de equipos específicos y de alto costo, necesarios para obtener las señales de la mejor calidad posible. Además, para un estudio más completo, es necesario medir otros parámetros que requieren equipos aún más especializados. El uso de herramientas avanzadas y tecnologías inalámbricas ha ampliado las posibilidades de aplicación en entornos clínicos y deportivos. Para este proyecto, se utilizaron sensores económicos pero funcionales para medir señales de electromiografía (EMG) y señales de mecanomiografía (MMG) para la captura de la actividad muscular. Además, se empleó el software MATLAB para el procesamiento de señales fisiológicas y un microcontrolador Arduino para la adquisición de datos en tiempo real. Para la medición de las señales de EMD, se tomaron muestras a sujetos jóvenes deportistas, lo que permitió obtener datos representativos de individuos en óptimas condiciones físicas. Varios factores, como la edad, el nivel de condición física, el historial de lesiones, el tono muscular, la composición corporal y el nivel de fatiga, influyen en la medición y adquisición de señales de EMD. Es crucial considerar estas variables para obtener mediciones precisas y representativas del EMD.

