



Diseño y construcción de un módulo de electromiografía de superficie para caracterización de la fuerza muscular en el bíceps durante la flexión y extensión del codo

Jorvy Alejandro Tapasco Murillo

Trabajo de Grado para Optar al Título de Ingeniero Mecánico

Director

Fabián Horacio Diaz Palencia

Magister en Ingeniería Mecánica

Codirector

Helio Sneyder Esteban Villegas

Magister en Ingeniería Mecánica

Universidad Industrial de Santander

Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas

Escuela de Ingeniería Mecánica

Bucaramanga

2025

Dedicatoria

Le doy gracias a Dios por darme la oportunidad de poder estudiar en esta gran universidad, además por la salud, inteligencia y paciencia que me brindó para poder llegar a la meta, entendiendo que la clave del éxito es la calma.

Agradezco a mi madre por el apoyo incondicional durante este largo camino en el cual siempre estuvo ahí brindándome todo para que no me faltara nada a pesar de la distancia, también a mi padre, QEPD, porque sé que desde el cielo siempre me cuida, ellos siempre fueron mi motor.

Agradezco a mi hermana, porque siempre estuvo ahí pendiente brindándome todo su amor de hermanos y sé que siempre creyó en mí.

A mi tía Margarita, porque fue quien me dio una mano en mi estadía en la ciudad de Bucaramnga alejado de mi pueblo natal.

Por último, dedico este triunfo a mis verdaderos amigos y a todas las personas que fueron parte de este proceso y siempre creyeron en mí, el camino fue largo, pero finalmente se pudo, porque como buen santandereano siempre adelante, ni un paso atrás.

Tabla de Contenido

	Pág.
Introducción	12
1. Planteamiento del problema.....	13
2. Justificación	13
3. Objetivos.....	15
3.1 Objetivo General.....	15
3.2 Objetivos Específicos.....	15
4. Marco teórico	16
4.1 Fuerza muscular	16
4.2 Unidad motora	17
4.3 Electromiografía de superficie (EMGS):.....	18
4.4 Electrodo de detección	18
4.4.1 Colocación	19
4.5 Señal EMGs sin procesar	21
4.6 Factores que influyen en la señal EMG	22
4.7 Filtro Butterworth	23
4.8 Modelo Hill-Zajac del músculo esquelético	24
4.8.1 Personalización del modelo muscular: antropometría y máxima contracción voluntaria. ..	29
4.9 Antecedentes a nivel global	29

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN MÓDULO DE ELECTROMIOGRAFÍA	4
4.10 Antecedentes a nivel nacional.....	31
5. Selección de componentes y software	32
5.1 Requerimientos del proyecto	33
5.2 Selección del sistema de control.....	34
5.3 Selección del sistema de alimentación.....	36
5.4 Selección del software	38
6. Diseño del hardware e interfaz de usuario.....	39
7. Protocolo de pruebas.....	48
7.1 Participante	48
7.2 Equipos y materiales.....	48
7.3 Preparación del sujeto.....	49
7.4 Colocación de electrodos	50
7.5 Toma de datos	51
7.6 Prueba para hallar fuerza máxima isométrica del musculo	52
7.7 Registro de los datos	54
8. Diseño de experimentos.....	54
8.1 Objetivo del experimento.....	54
8.2 Tipo de diseño.....	54
9. Toma de señales y datos	55
9.1 Señal original	55
9.1.1 Componentes eléctricos presentes en el sistema de adquisición	56
9.1.2 Ruido ambiental.....	56
9.1.3 Artefactos en movimiento.....	56

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN MÓDULO DE ELECTROMIOGRAFÍA	5
9.2 Señal filtrada y su envolvente	57
9.3 Datos obtenidos.....	59
9.3.1 Análisis de los valores RMS obtenidos	60
9.3.2 Análisis de los valores SNR obtenidos	61
9.3.3 Conclusión parcial	62
10. Análisis del brazo mientras se sostiene una masa en equilibrio estático	63
11. Modelo analítico para estimación de fuerza muscular.....	69
11.1 Dinámica Inversa	69
11.2 Modelo Muscular de Hill–Zajac	71
11.3 Resultados y discusión	73
12. Presupuesto	79
13. Conclusiones	81
14. Recomendaciones	82
Referencias Bibliográficas	84
Apéndices.....	87

Lista de Tablas

Tabla 1 Matriz de Pugh - Selección del sistema de control.....	34
Tabla 2 Matriz de Pugh - Selección del sistema de alimentación.....	36
Tabla 3 Matriz de Pugh - Selección del software	38
Tabla 4 Tabla comparativa final de RMS y SNR por carga y movimiento	59
Tabla 5 Variación de las fuerzas con respecto a las masas utilizadas	68
Tabla 6 Tabla de activación muscular dependiendo de la carga.....	71
Tabla 7 Comparación de las fuerzas por el modelo de dinámica inversa y modelo de Hill-Zajac.	73
Tabla 8 Comparación de las fuerzas por el modelo de dinámica inversa y análisis estático.....	74
Tabla 9 Presupuesto del proyecto	79

Lista de Figuras

	Pág.
Figura 1 Esquema de la organización estructural del músculo.....	16
Figura 2 Unidad motora	17
Figura 3 Colocación de electrodos.....	18
Figura 4 Electrodo no invasivos.....	19
Figura 5 Ubicación de los electrodos según el músculo	20
Figura 6 Señal EMG cruda	21
Figura 7 Componentes fundamentales del modelo de Hill.....	24
Figura 8 Curva fuerza-longitud.....	25
Figura 9 Curva fuerza-velocidad	26
Figura 10 Superficie fuerza-longitud-velocidad	27
Figura 11 Formación del ángulo.....	28
Figura 12 Arduino UNO	35
Figura 13 Fuente del laboratorio Elenco Precision.....	37
Figura 14 Circuito esquemático MyoWare.....	40
Figura 15 Montaje del circuito EMG de referencia en protoboard.....	40
Figura 16 Prueba del circuito hecho en protoboard	42
Figura 17 Diseño del esquema eléctrico del circuito en el software Proteus.....	43
Figura 18 Distribución de los componentes sobre el área de trabajo del PCB en Proteus	43
Figura 19 Vista 3D del diseño final del PCB con componentes en Proteus	44
Figura 20 Placa de circuito impreso fabricada y lista para soldar los componentes.....	45

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN MÓDULO DE ELECTROMIOGRAFÍA	8
Figura 21 Montaje final del circuito soldado.....	46
Figura 22 Montaje de la PCB.....	46
Figura 23 Posicionamiento del sujeto y del celular fijado en la parte de la muñeca con un brazalete	49
Figura 24 Colocación de los electrodos	50
Figura 25 Montaje para la toma de pruebas.....	52
Figura 26 Dinamómetro utilizado.....	53
Figura 27 Señal original obtenida	56
Figura 28 Señal filtrada.....	57
Figura 29 Envoltentes de las señales tomadas	58
Figura 30 Comparación de RMS según carga	60
Figura 31 Comparación de SNR según carga.....	61
Figura 32 Articulación del brazo mientras sostiene una masa.....	64
Figura 33 Datos antropométricos.....	64
Figura 34 Diagrama de cuerpo libre	66
Figura 35 Gráfico de dispersión de la fuerza muscular por dinámica inversa y análisis estático.	76
Figura 36 Correlación entre métodos de estimación de fuerza muscular	77
Figura 37 Comparación RMS-Carga-Fuerza	77

Lista de Apéndices

	pág.
Apéndice A. Código del filtro Butterworth implementado en Arduino	87
Apéndice B. Código para visualizar las gráficas en Processing	90
Apéndice C. Código de enlace de MATLAB y MATLAB mobile para recibir datos de ángulo. 93	
Apéndice D. Código para guardar en Matlab los datos de voltaje.....	94

Resumen

Título: Diseño y construcción de un módulo de electromiografía de superficie para caracterización de la fuerza muscular en el bíceps durante la flexión y extensión del codo*

Autor: Jorvy Alejandro Tapasco Murillo**

Palabras Clave: Módulo de electromiografía de superficie, fuerza muscular, bíceps, flexión y extensión del codo.

Descripción: El trabajo de grado tuvo como objetivo principal el diseño y construcción de un módulo de electromiografía de superficie (EMG) para caracterizar la fuerza muscular en el músculo bíceps braquial durante la flexión y extensión del codo. Esta iniciativa surgió ante la necesidad de contar con un sistema propio en la Escuela de Ingeniería Mecánica de la Universidad Industrial de Santander, que permitiera realizar estudios musculares de forma accesible, portátil y económica. Se desarrolló un sistema que integró un microcontrolador Arduino UNO, una fuente de alimentación de laboratorio y electrodos de superficie, acompañado de una interfaz gráfica elaborada en Processing y MATLAB para la visualización y análisis en tiempo real.

Para el procesamiento de la señal, se implementó un filtro digital Butterworth de sexto orden, el cual resultó adecuado para reducir el ruido y conservar la información relevante de la señal EMG. El módulo fue validado mediante un protocolo experimental que incluyó cargas externas de 1 a 5 kg, analizándose indicadores como el valor cuadrático medio (RMS) y la relación señal-ruido (SNR). Además, se aplicaron modelos biomecánicos estáticos e inversos para estimar la fuerza muscular. Los resultados evidenciaron una alta correlación entre la señal EMG y la fuerza estimada, lo que permitió validar la funcionalidad del sistema como herramienta académica y experimental.

* Trabajo de Grado

** Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas. Escuela de Ingeniería Mecánica. Ingeniería mecánica. Director: Fabián Horacio Diaz Palencia. Maestría en Ingeniería Mecánica. Codirector: Helio Sneyder Esteban Villegas. Maestría en Ingeniería Mecánica

Abstract

Title: Design and construction of a surface electromyography module for characterizing muscle strength in the biceps during elbow flexion and extension *

Author(s): Jorvy Alejandro Tapasco Murillo**

Key Words: Surface electromyography module, muscle strength, biceps, elbow flexion and extension.

Description: This thesis project aimed to design and build a surface electromyography (EMG) module to characterize muscle strength in the biceps brachii during elbow flexion and extension. The initiative emerged from the need for an in-house system at the School of Mechanical Engineering of the Industrial University of Santander, enabling muscle studies in an accessible, portable, and cost-effective manner. The developed system integrated an Arduino UNO microcontroller, a laboratory power supply, and surface electrodes, supported by a graphical interface created in Processing and MATLAB for real-time visualization and signal analysis.

A sixth-order digital Butterworth filter was implemented for signal processing, effectively reducing noise while preserving relevant EMG information. The module was validated through an experimental protocol involving external loads ranging from 1 to 5 kg, with analysis of indicators such as root mean square (RMS) and signal-to-noise ratio (SNR). Furthermore, static and inverse biomechanical models were applied to estimate muscle force. The results demonstrated a high correlation between the EMG signal and the estimated force, validating the system's functionality as an academic and experimental tool.

* Degree Work

**Faculty of Physical and Mechanical Engineering. School of Mechanical Engineering. Mechanical Engineering. Director: Fabián Horacio Diaz Palencia. Master of Science in Mechanical Engineering. Co-director: Helio Sneyder Esteban Villegas. Master of Science in Mechanical Engineering.

Introducción

La electromiografía de superficie (EMGs) fue una técnica utilizada en biomecánica para analizar la actividad eléctrica de los músculos durante la contracción. Su aplicación en la evaluación de la fuerza muscular permitió obtener información valiosa sobre la activación muscular y su relación con la producción de fuerza. Sin embargo, la calidad y precisión de estos estudios dependieron en gran medida del sistema de adquisición y procesamiento de señales utilizado.

En el momento de desarrollo del proyecto, la Escuela de Ingeniería Mecánica de la Universidad Industrial de Santander (UIS) no contaba con un sistema propio de EMG que permitiera la captura y análisis de señales en tiempo real. Esta limitación dificultaba el desarrollo de investigaciones en biomecánica y restringía la posibilidad de realizar estudios sin depender de equipos externos o servicios de terceros. Además, la ausencia de un dispositivo afectaba la calidad de las investigaciones y limitaba la exploración de nuevas metodologías que pudieran beneficiar tanto a los estudiantes como a la comunidad académica.

En este contexto, el proyecto tuvo como objetivo diseñar y construir un módulo de electromiografía de superficie para la caracterización de la fuerza muscular en el bíceps durante la flexión y extensión del codo. La implementación de este sistema contribuyó al fortalecimiento de la capacidad investigativa de la Escuela de Ingeniería Mecánica y abrió nuevas oportunidades para la aplicación de la electromiografía en estudios de biomecánica, rehabilitación y ergonomía.

1. Planteamiento del problema

La electromiografía de superficie (EMGs) es una técnica no invasiva para estudiar la actividad eléctrica de los músculos durante la contracción. Al evaluar la fuerza muscular, en particular en el bíceps durante la extensión y contracción del codo, la EMG proporciona información crítica sobre la activación muscular y su asociación con la producción de fuerza. Sin embargo, la capacidad y utilidad del sistema EMG se encuentra directamente vinculada con la calidad del sistema de adquisición y procesamiento de señales. Hoy en día, la Escuela de Ingeniería Mecánica de la UIS no cuenta con la disponibilidad de un sistema como este, en el cual se pueda hacer la adquisición de datos en tiempo real para aplicaciones de investigación. La carencia de un sistema de EMG accesible, preciso y adaptable no solo representa una restricción para las investigaciones de los estudiantes de Ingeniería Mecánica interesados en profundizar en el área de biomecánica, sino que también afecta la calidad de estas, además se limita el desarrollo de nuevas metodologías y aplicaciones que puedan beneficiar tanto a los estudiantes como a la comunidad académica. Contar con un dispositivo propio permitiría a los investigadores realizar estudios más específicos y de manera autónoma, sin depender de equipos externos o servicios de terceros.

2. Justificación

La disponibilidad de un sistema de EMG dentro de la Escuela de Ingeniería Mecánica de la UIS permitirá mejorar significativamente la capacidad de los investigadores y estudiantes para desarrollar proyectos en áreas como biomecánica, biomédica y rehabilitación. Un dispositivo de EMG propio reducirá costos, mejorará la accesibilidad y permitirá personalizar los estudios de

acuerdo con las necesidades de cada investigación. Además, la Escuela no solo podría posicionarse mejor en términos de investigación, sino que también se podría potenciar el desarrollo de conocimientos que puedan tener un impacto directo en el campo de la biomecánica. Por otro lado, al diseñar un sistema adaptable, se podrá ofrecer una solución mucho más flexible y orientada a las necesidades reales de los investigadores, fomentando la innovación y permitiendo explorar nuevas aplicaciones y metodologías en los estudios de fuerza muscular

3. Objetivos

3.1 Objetivo General

Construir un sistema de adquisición de señales de electromiografía de superficie para caracterización de la fuerza muscular en el bíceps durante la flexión y extensión del codo.

3.2 Objetivos Específicos

- Seleccionar los componentes y software necesarios para la construcción del sistema de adquisición de señales de electromiografía de superficie y el procesamiento de las señales.
- Diseñar el hardware e interfaz del usuario para el sistema de adquisición de señales de electromiografía de superficie que permita visualizar en tiempo real la activación muscular.
- Desarrollar un algoritmo para el procesamiento de las señales capturadas por el sistema de adquisición de señales de electromiografía de superficie.
- Caracterizar mediante las señales de electromiografía de superficie y un modelo analítico la fuerza muscular en el bíceps durante la flexión y extensión del codo.

4. Marco teórico

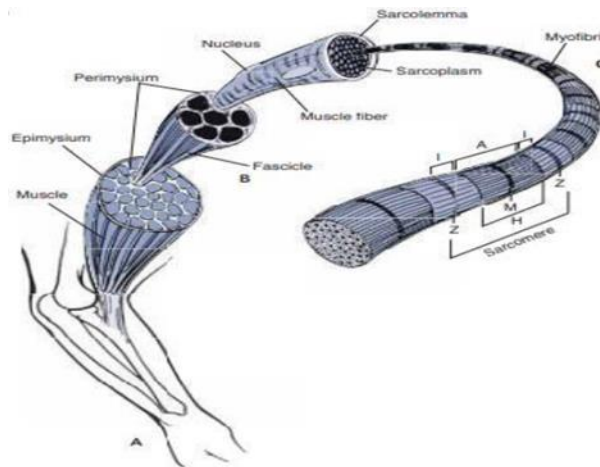
4.1 Fuerza muscular

El músculo bíceps braquial es uno de los músculos más importantes en la realización de movimientos del brazo. La contracción de este músculo es responsable de la flexión del codo, es decir, el acercamiento de la mano hacia el hombro, y también de la extensión del codo, que es el movimiento contrario al anterior (Oliveira, 2019). La medición de la fuerza muscular del bíceps es esencial para entender su funcionamiento y para diseñar programas de entrenamiento personalizados para mejorar el rendimiento en actividades deportivas y en la rehabilitación de lesiones.

En la realización de movimientos musculares, se involucran dos tipos de músculos: los agonistas y los antagonistas. Los músculos agonistas son aquellos que se activan y se contraen para generar un movimiento específico, mientras que los músculos antagonistas son aquellos que se relajan y permiten que ocurra el movimiento (Tabares, 2017). Por ejemplo, en el movimiento de flexión del codo, el bíceps braquial es el músculo agonista que se contrae para producir la flexión, mientras que el tríceps braquial es el músculo antagonista que se relaja para permitir la flexión. En la Figura 1 se muestra un esquema de la organización estructural del músculo.

Figura 1

Esquema de la organización estructural del músculo



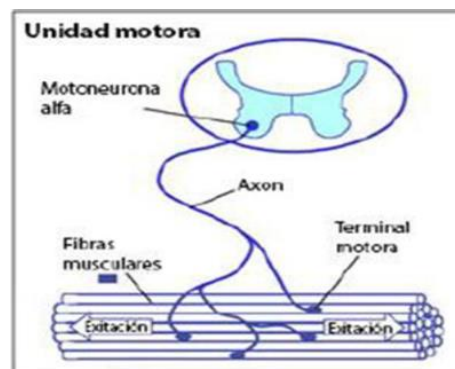
Nota: Tomado de Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System por M. Nordin 2011.

4.2 Unidad motora

La Unidad Motora es la unidad funcional más pequeña del músculo que se contrae de forma independiente. Está constituida por una neurona motora y las fibras musculares (Enoka, 1988). Las técnicas electromiográficas son utilizadas para estudiar la actividad de las unidades motoras durante la activación muscular, el cual permite observar un potencial eléctrico, cuya amplitud y frecuencia están relacionadas con la cantidad de unidades motoras activas. Esto conlleva a los profesionales a analizar una variedad de patrones de activación (Winter, 2009) (Sharma, 2017). En la figura 2 se muestra como es la unidad motora.

Figura 2

Unidad motora



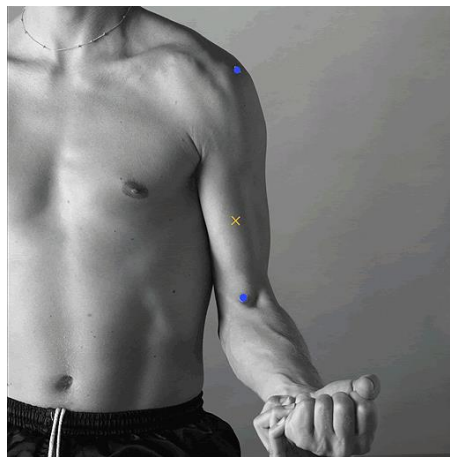
Nota: Tomado de The abc of emg por P. Konrad, 2005

4.3 Electromiografía de superficie (EMGS):

La electromiografía de superficie (EMGS) es un método no invasivo que posibilita la medición de la actividad eléctrica de los músculos situados en la superficie del cuerpo durante la contracción muscular (Farina, 2004). La señal de EMG se obtiene mediante la colocación de electrodos de superficie sobre la piel en la región del músculo de interés como se ilustra en la Figura 3. Cuando el músculo se contrae, se genera una señal eléctrica que se detecta por los electrodos.

Figura 3

Colocación de electrodos



Nota: Imagen tomada de la página SENIAM (<http://www.seniam.org/>)

4.4 Electrodo de detección

Son dispositivos utilizados para detectar y registrar la actividad eléctrica generada por los músculos durante la contracción. Generalmente cuenta con adhesivos y material conductor, los cuales se colocan sobre la piel en la zona del músculo de interés y captan las señales

electromiográficas, que luego son amplificadas y procesadas para su análisis (Merletti R. , 2016).

En la figura 4 se muestran los electrodos no invasivos utilizados.

Figura 4

Electrodos no invasivos



Nota: Esta figura muestra los electrodos utilizados

4.4.1 Colocación

De acuerdo al proyecto SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles) por (B. Freriks, 2000) en el cual desarrollaron un procedimiento general de colocación de electrodos para 27 músculos diferentes, se decidió basarnos en las recomendaciones que hacen los autores, en el cual muestran los puntos estratégicos para adquirir la actividad eléctrica de los grupos musculares, tanto para EMG de superficie como para EMG de aguja. Para la adquisición de EMG de superficie centrarse en el lado derecho de la Figura 5. Freriks también habla de unos pasos secuenciales para tener en cuenta:

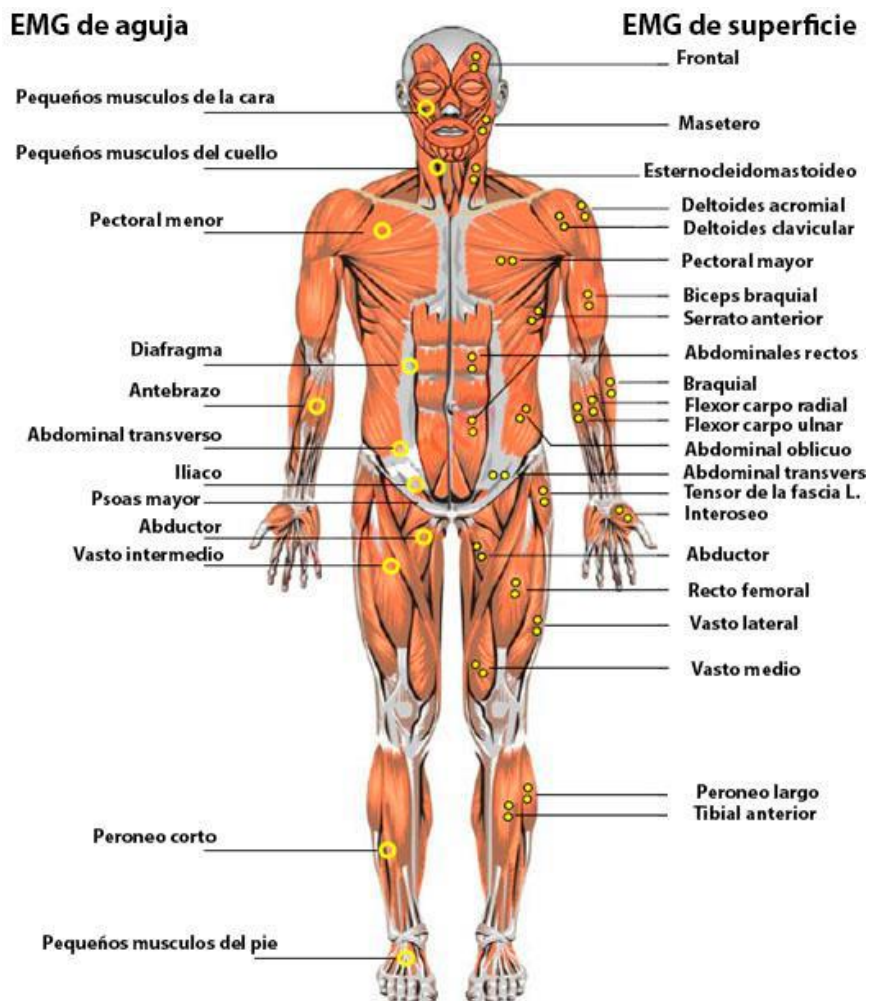
1. Selección del electrodo
2. Preparación de la piel
3. Colocación del paciente en una postura inicial
4. Determinación de la ubicación del electrodo

5. Colocación y fijación del electrodo

6. Prueba de la conexión.

Figura 5

Ubicación de los electrodos según el músculo



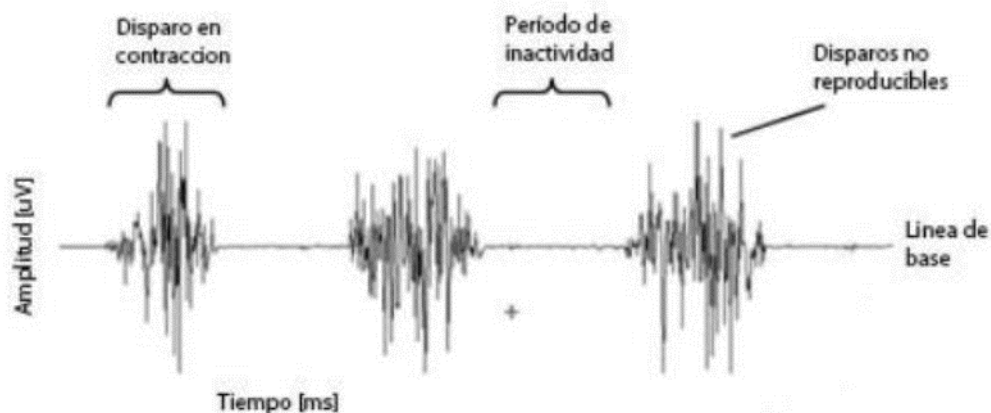
Nota: Tomado de The abc of emg (Konrad, 2005).

4.5 Señal EMGs sin procesar

Una señal EMG cruda es una señal no está filtrada y sin procesar que detecta la actividad eléctrica de las unidades motoras superpuestas (Konrad, 2005). Un registro de electromiografía de Señal EMG cruda se muestra en la Figura 6.

Figura 6

Señal EMG cruda



Nota: Tomado de The abc of emg por P. Konrad, 2005

Una señal de EMG básica con muy poco ruido se puede ver cuando el músculo está relajado. Para lograr esto, es necesario tener en cuenta varias cosas, como la calidad del amplificador diferencial, el ruido ambiental y la preparación de la piel. Para evitar el ruido, la superficie debe estar libre de vello y grasitud. Debido a la falta de actividad eléctrica, el músculo sano y relajado no muestra actividad EMG significativa. Cuando dos o más unidades motoras se disparan al mismo tiempo, o cuando los electrodos están cerca de la actividad o dependiendo de la cantidad de unidades motoras reclutadas y el nivel de actividad de ellas, se pueden producir fuertes picos de amplitud (Konrad, 2005).

4.6 Factores que influyen en la señal EMG

Varios factores externos pueden afectar la señal de EMG mientras viaja desde la membrana muscular hasta los electrodos, alterando su forma y características. Las propiedades del tejido, la interferencia cruzada, las diferencias en la geometría y la ubicación del electrodo, los electrodos, el ruido externo y el amplificador utilizado son algunas de las categorías en las que se pueden clasificar.

- **Propiedades del tejido:** Aunque el cuerpo humano siempre ha sido un buen conductor eléctrico, la conductividad eléctrica varía según el tipo de tejido, el grosor, las diferencias morfológicas, la temperatura, las diferencias fisiológicas y la cantidad de tejido adiposo, entre otros factores. La comparación cuantitativa directa de los parámetros de amplitud de EMG calculados sobre la señal de EMG sin procesar es difícil debido a la variación de estas características entre sujetos (Konrad, 2005).

- **Interferencia cruzada:** La señal que se detecta sobre un músculo pero que se produce en las cercanías de otro se conoce como interferencia cruzada. El fenómeno solo ocurre con EMG de superficie y cuando la distancia entre los puntos de detección y las fuentes es relevante y similar para las diferentes fuentes. Las características de conducción de los músculos contiguos causan interferencia, que es una de las causas más importantes de error en la interpretación de las señales de electromiografía superficial. El problema es particularmente relevante en el análisis del movimiento, donde el momento de activación de varios músculos es crucial (Farina, 2004).

- **Diferencias en la geometría y la ubicación del electrodo:** Cualquier cambio en la distancia entre el punto de salida de la señal y el punto de detección cambiará la lectura de la EMG (Konrad, 2005).

- Ruido externo: Este tipo de ruido de línea tiene un impacto directo, ya que suele ser causado por una conexión incorrecta a la tierra de otros dispositivos externos (Konrad, 2005).

4.7 Filtro Butterworth

El filtro Butterworth de sexto orden es un filtro digital de tipo IIR (Infinite Impulse Response) caracterizado por una respuesta en frecuencia suave y sin ondulaciones en la banda pasante (Smith, 2007). A diferencia de otros filtros, el Butterworth ofrece una transición más progresiva entre bandas pero garantiza una máxima planitud, lo que lo hace ideal para aplicaciones donde se desea preservar la forma general de la señal sin distorsiones abruptas. En un diseño de sexto orden, la pendiente de atenuación es de -120 dB por década, lo que permite una discriminación efectiva entre las frecuencias deseadas y el ruido, especialmente útil en el procesamiento de señales electromiográficas (EMG). Su implementación en sistemas embebidos, como Arduino, es viable gracias a librerías como Filters.h, que permiten aplicar este tipo de filtros con bajo costo computacional (Oppenheim, 2010)

En su implementación digital (por ejemplo, usando la librería Filters.h en Arduino), el filtro Butterworth se convierte en una ecuación en diferencias de la forma:

$$y[n] = b_0x[n] + b_1x[n - 1] + \dots + b_Nx[n - N] - a_1y[n - 1] - \dots - a_Ny[n - N]$$

Donde:

- $x[n]$: Entrada actual (muestra EMG).
- $y[n]$: Salida filtrada.
- a_i, b_i : Coeficientes del filtro, calculados según la frecuencia de muestreo y frecuencia de corte.

4.8 Modelo Hill-Zajac del músculo esquelético

El modelo Hill-Zajac es una formulación biomecánica utilizada para describir el comportamiento dinámico de los músculos esqueléticos, especialmente en contextos de simulación de movimiento humano, análisis de fuerzas musculares y control de prótesis o exoesqueletos. Este modelo se deriva de la propuesta inicial de A.V. Hill , quien describió el músculo como un sistema compuesto por elementos contráctiles y elásticos (Hill, 1938). Posteriormente, Felix Zajac extendió este modelo con una formulación más detallada que incluye activación neuromuscular y geometría músculo-esquelética, dando origen al modelo Hill-Zajac moderno (Zajac F. , 1989).

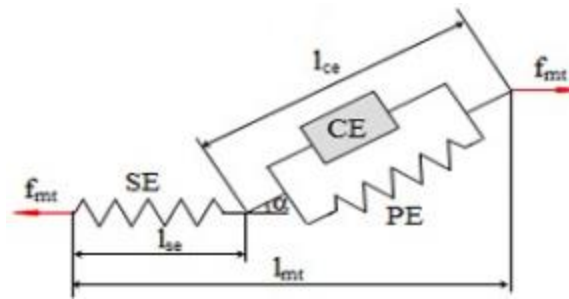
El comportamiento del sistema neuromuscular se reproduce mediante un sistema de ecuaciones diferenciales en cascada, donde se distinguen dos procesos principales:

- Ecuación de activación, que relaciona la excitación neuronal $u(t)$, proveniente del sistema nervioso central, con el nivel de activación muscular $a(t)$.
- Ecuación de contracción, que relaciona la activación $a(t)$ con la fuerza $f_{mt}(t)$ generada por la unidad músculo-tendón.

En este enfoque, se asume que la dinámica de activación es despreciable, representando simplemente un retardo temporal entre la excitación neural y la activación muscular efectiva. El modelo de Hill se estructura a partir de tres componentes fundamentales (Figura 7):

Figura 7

Componentes fundamentales del modelo de Hill



Nota: Tomado de Cálculo de esfuerzos musculares en la marcha humana mediante optimización estática-fisiológica (Alfonso, 2010)

Un elemento contráctil (CE), que representa las fibras musculares activas responsables de generar fuerza. Un elemento elástico en serie (SE), que modela la rigidez del tendón. Un elemento elástico en paralelo (PE), que representa el tejido conectivo del músculo.

La fuerza total generada por la unidad músculo-tendón f_{mt} (t) depende de:

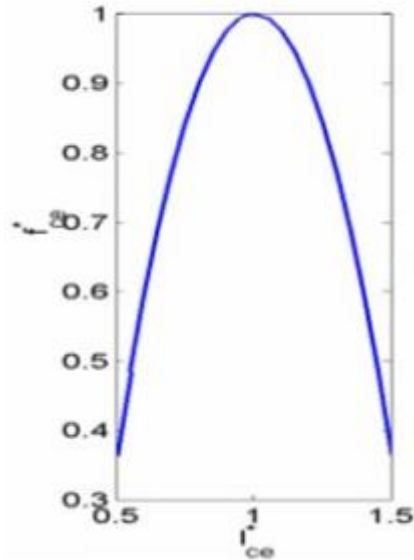
- El nivel de activación muscular $a(t)$, con valores entre 0 y 1.
- La longitud del elemento contráctil $L_{ce}(t)$.
- La velocidad de contracción $V_{ce}(t)$.

Estas relaciones se describen mediante las siguientes curvas características:

- Curva fuerza-longitud (Figura 8): determina la variación de fuerza isométrica en función de la longitud del elemento contráctil.

Figura 8

Curva fuerza-longitud

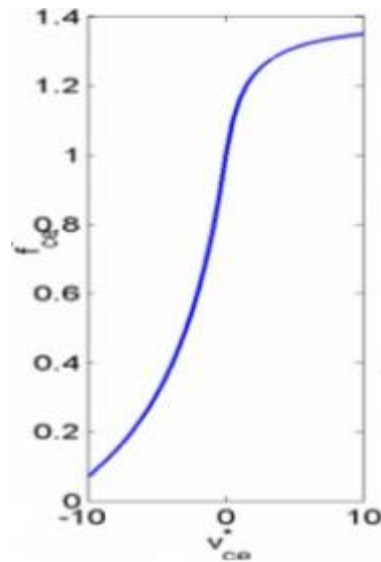


Nota: Tomado de Cálculo de esfuerzos musculares en la marcha humana mediante optimización estática-fisiológica (Alfonso, 2010)

- Curva fuerza-velocidad (Figura 9): describe la relación entre la velocidad de contracción y la capacidad de generar fuerza.

Figura 9

Curva fuerza-velocidad

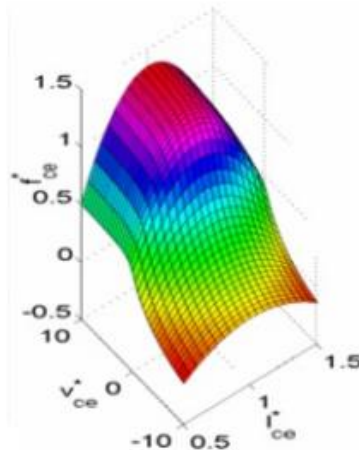


Nota: Tomado de Cálculo de esfuerzos musculares en la marcha humana mediante optimización estática-fisiológica (Alfonso, 2010)

- Superficie fuerza-longitud-velocidad (Figura 10): representa la interacción no lineal entre longitud, velocidad y fuerza muscular activa.

Figura 10

Superficie fuerza-longitud-velocidad



Nota: Tomado de Cálculo de esfuerzos musculares en la marcha humana mediante optimización estática-fisiológica (Alfonso, 2010)

Además, la geometría músculo-esquelética juega un rol importante en la transmisión de fuerzas. El ángulo de penetración α (Figura 11), definido entre las fibras musculares y el tendón, afecta la dirección y magnitud de la fuerza transmitida a través del tendón.

Figura 11

Formación del ángulo



Nota: Tomado de Cálculo de esfuerzos musculares en la marcha humana mediante optimización estática-fisiológica (Alfonso, 2010)

En conjunto, el modelo Hill-Zajac proporciona una herramienta biomecánica robusta para estudiar y simular la función muscular en condiciones fisiológicas y patológicas.

4.8.1 Personalización del modelo muscular: antropometría y máxima contracción voluntaria.

La personalización de un modelo muscular como Hill-Zajac para estimar fuerza o activación realista en un sujeto específico requiere ya sea de mediciones antropométricas precisas o pruebas de máxima contracción voluntaria. Así se logra que los parámetros del modelo reflejen las características individuales del usuario. (Zajac F. , 1989)

1. Mediciones antropométricas: Estas mediciones permiten ajustar parámetros como longitudes segmentarias, masas y puntos de intersección muscular. (Winter, 2009)
2. Prueba de Máxima Contracción Voluntaria (MVC): es el valor de referencia para la máxima activación muscular que puede generar un sujeto y se utiliza para normalizar la señal EMG y ajustar la capacidad máxima de fuerza en el modelo en vez de utilizar un valor genérico de la literatura. (Burden, 2010).

4.9 Antecedentes a nivel global

4.9.1 Desarrollo de un módulo de electromiografía de superficie para un sistema de análisis de la marcha simplificado por (Rossi, 2019) en Universidad Nacional de San Martín, Argentina.

Este proyecto tuvo como objetivo diseñar y desarrollar un sistema de electromiografía de superficie (EMG) inalámbrico y de bajo costo, como parte de un sistema integral para el análisis simplificado de la marcha humana. El módulo fue diseñado utilizando microcontroladores económicos, comunicación por radiofrecuencia (NRF24L01) y software libre. Se emplearon sensores comerciales MyoWare para adquirir señales EMG de hasta cuatro grupos musculares en tiempo real, integrados a un sistema portátil alimentado por batería con transmisión inalámbrica y recepción mediante una interfaz computacional. El sistema fue validado en sujetos sanos y permitió visualizar señales crudas y procesadas, incluyendo rectificación y envolvente. Además, se incorporaron etapas clave de procesamiento digital, como filtrado y normalización, para facilitar

el análisis biomecánico. Los resultados se alinearon con la literatura y demostraron que la herramienta puede utilizarse con fines de investigación, docencia o rehabilitación, fomentando el acceso a tecnologías accesibles y reproducibles para el análisis del movimiento humano.

4.9.2 Sistema de adquisición multicanal para señales mioeléctricas por (García, 2015) en la Universidad Carlos III de Madrid.

Este proyecto tuvo como objetivo diseñar y construir un sistema multicanal para la adquisición de señales mioeléctricas (EMG), capaz de capturar y preprocesar en tiempo real hasta cuatro canales de señales de baja amplitud con bajo nivel de ruido electromagnético. El diseño incluyó una etapa de amplificación completamente diferencial, una etapa de realimentación activa de la señal de modo común (DRL), y un sistema de digitalización basado en un conversor ADC delta-sigma de alta resolución. La señal procesada fue enviada a una placa STM32F4-Discovery para su filtrado digital y visualización en tiempo real mediante MATLAB/Simulink. Además, se desarrollaron simulaciones y pruebas experimentales que validaron el rendimiento del sistema en términos de relación señal-ruido (SNR), rechazo al modo común (CMRR) y comportamiento en frecuencia. El resultado fue un sistema funcional, de bajo coste y alto rendimiento, aplicable a entornos de docencia, investigación y desarrollo de interfaces hombre-máquina, especialmente en el control de prótesis robóticas o en análisis musculares.

4.9.3 Modelado y optimización con Algoritmos Genéticos de la fuerza muscular a partir de EMG de superficie para la estimación del par articular durante la flexoextensión del codo por (Capogrossi, 2018) en Universidad Nacional de Córdoba, Argentina.

Este proyecto integrador propuso un modelo matemático para estimar la fuerza muscular y el par articular durante la flexoextensión del codo, utilizando señales de electromiografía de superficie (EMG) como entrada. El modelo se basó en la formulación clásica de Hill-Zajac y se

implementó dentro del contexto de uso del exoesqueleto ORTE®, desarrollado por Aura Innovative Robotics para rehabilitación de miembros superiores. Las señales EMG fueron adquiridas de voluntarios sanos y procesadas digitalmente mediante filtrado, suavizado y normalización por contracción voluntaria máxima (MCV). A través de relaciones polinómicas se calcularon longitudes músculo-tendón y brazos de palanca en función de la posición angular del brazo. La validación del modelo se realizó mediante comparación con datos obtenidos por dinámica inversa del exoesqueleto, y los parámetros fisiológicos fueron ajustados usando algoritmos genéticos. Los resultados mostraron que el modelo permite una estimación precisa y personalizada del par articular, lo cual representa un aporte significativo al desarrollo de sistemas de rehabilitación y control biomecánico personalizados.

4.10 Antecedentes a nivel nacional

4.10.1 Análisis de las señales EMG de superficie del bíceps durante la ejecución de ejercicios con pesas por (Domínguez, 2015) en Universidad Tecnológica de Bolívar, Colombia, 2015.

Este trabajo de grado tuvo como objetivo analizar la relación entre la fuerza ejercida por el bíceps y la amplitud de las señales de electromiografía de superficie (EMG) durante ejercicios con pesas. Se desarrolló un sistema de adquisición de señales compuesto por un amplificador, filtros y transmisión inalámbrica, junto con un modelo biomecánico basado en el equilibrio estático del brazo. Las pruebas experimentales incluyeron ejercicios de sostén estático y flexión-extensión del codo, en diferentes condiciones de carga (3 a 16 lb) y con tres voluntarios. Los resultados mostraron que la amplitud de la señal EMG aumenta proporcionalmente con la fuerza aplicada, especialmente cuando esta supera el 60% de la máxima contracción voluntaria (MVC). Se observó que la mayor actividad muscular se presenta tanto en la flexión como en la extensión, mientras que

los valores más bajos se registran cuando el brazo está completamente flexionado o extendido. El estudio concluye que la relación entre amplitud de la señal EMG y fuerza puede modelarse mediante regresiones lineales a trozos, lo que valida el uso del sistema como herramienta experimental en el análisis muscular.

4.10.2 Reconocimiento de patrones en señales de electromiografía de enfermedades musculares por (Gutierrez, 2004) en Universidad de Los Andes, Bogotá.

La tesis de maestría desarrollada por Diana Estefy Gutiérrez Galvis en la Universidad de los Andes (2004) tuvo como objetivo principal implementar un sistema de análisis de señales de electromiografía de superficie (EMG) para el reconocimiento de patrones asociados a enfermedades musculares, específicamente parálisis cerebral espástica y distrofia muscular de Duchenne, en niños entre 6 y 8 años. El estudio incluyó la adquisición de señales EMG en miembros superiores durante movimientos funcionales y actividades de la vida diaria, utilizando electrodos de superficie Delsys y protocolos estandarizados de ubicación. Se aplicaron diversos métodos de procesamiento de señal, como filtrado, rectificación, cálculo de la envolvente, integración, energía, potencia y análisis espectral, con el fin de caracterizar la actividad muscular. Los resultados permitieron establecer diferencias claras en los patrones EMG entre niños sanos y aquellos con patologías, lo cual validó la herramienta desarrollada para su uso en diagnóstico y análisis clínico. Este trabajo destaca la importancia del procesamiento adecuado de señales EMG para la identificación de alteraciones neuromusculares y sugiere la viabilidad de sistemas automatizados como apoyo en el estudio de enfermedades musculares.

5. Selección de componentes y software

5.1 Requerimientos del proyecto

Antes de empezar con la selección de los componentes, plataformas y herramientas necesarias para el desarrollo del módulo de electromiografía de superficie fue necesario definir una serie de requerimientos fundamentales que guiaran las decisiones técnicas y garantizaran la viabilidad del proyecto en el contexto académico y experimental.

Uno de los principales requerimientos fue el bajo costo, dado que se trata de un proyecto de carácter educativo, con recursos limitados y destinado a ser replicable en contextos similares. Este criterio se aplicó tanto a la selección del sistema de adquisición, como al sistema de control, la fuente de alimentación, los componentes electrónicos y el software.

Otro factor clave fue la portabilidad. El sistema debía diseñarse de tal forma que pudiera ser transportado con facilidad, adaptándose a diferentes entornos de prueba o prácticas de laboratorio. Esta necesidad influyó en la elección de componentes compactos, fuentes de alimentación prácticas y estructuras modulares.

Asimismo, se priorizó la facilidad de uso e implementación del software, con el fin de minimizar las curvas de aprendizaje y facilitar la integración entre hardware y software. Se buscó que los entornos de desarrollo fueran ampliamente documentados, de código abierto o disponibles institucionalmente, y compatibles con microcontroladores como Arduino.

Otros requerimientos considerados incluyeron la compatibilidad entre sistemas, la precisión en la lectura de señales EMG, la estabilidad de la fuente de alimentación, y la seguridad en la manipulación de los equipos durante las pruebas fisiológicas. Cada uno de estos aspectos fue evaluado en las matrices de selección que sustentan las decisiones de diseño tomadas a lo largo del desarrollo del proyecto.

Para la elección entre alternativas de sistemas, se utilizarán matrices de selección (Pugh) las cuales evaluarán los criterios más importantes que se tienen en cuenta para el diseño de nuestro módulo de electromiografía. Esta evaluación se expresará mediante una puntuación numérica que varía de 0 a 5, donde 5 representará el grado más alto de relación con los criterios establecidos. Posteriormente, la alternativa con la puntuación más alta será la elegida.

5.2 Selección del sistema de control

Para la selección del sistema de control se tienen en cuenta las siguientes alternativas:

Arduino Uno, Arduino Nano, ESP32, Micro:bit

Por otro lado, para determinar el sistema de control más adecuado se consideraron criterios clave orientados a la funcionalidad, compatibilidad y eficiencia del dispositivo. El consumo energético se evaluó para garantizar que el sistema sea eficiente y compatible con la fuente de alimentación seleccionada. La facilidad de programación fue importante debido a que esto permite un desarrollo más rápido. La capacidad de expansión o disponibilidad de pines se analizó considerando la necesidad de múltiples entradas y salidas para sensores y módulos auxiliares. Se valoró también el soporte de librerías y documentación, ya que esto facilita la resolución de problemas y el acceso a recursos. La disponibilidad comercial y el costo fueron considerados para asegurar que el microcontrolador pueda adquirirse fácilmente y se mantenga dentro del presupuesto. Finalmente, se tomó en cuenta la compatibilidad con bibliotecas y sensores, lo cual es esencial para integrar el sistema de adquisición de señales EMG sin complicaciones.

Tabla 1

Matriz de Pugh - Selección del sistema de control

Criterio de selección	Porcentaje	Alternativas							
		Arduino Uno		Arduino Nano		ESP32		Micro:bit	
Facilidad de programación	15%	5	0,75	4	0,6	4	0,6	4	0,6
Bajo costo	25%	4	1	3	0,75	3	0,75	3	0,75
Buena conectividad	10%	3	0,3	3	0,3	3	0,3	3	0,3
Velocidad procesamiento	15%	3	0,45	3	0,45	4	0,6	4	0,6
Alta memoria	10%	4	0,4	4	0,4	5	0,5	5	0,5
Capacidad de expansión	10%	5	0,5	5	0,5	5	0,5	5	0,5
Tamaño compacto	5%	3	0,15	5	0,25	5	0,25	5	0,25
Consumo energético	5%	4	0,2	5	0,25	5	0,25	5	0,25
Soporte librerías EMG	5%	5	0,25	4	0,2	1	0,05	1	0,05
	Total	4		3,7		3,8		3,8	

Una vez realizada la matriz de Pugh se selecciona el Arduino Uno, ya que como se puede observar en la tabla 1 tuvo el mayor puntaje en la relación criterio de selección y alternativa, además que tiene la ventaja de que ya anteriormente había adquirido este dispositivo y lo tenía a la mano. En la Figura 12 se puede observar el dispositivo seleccionado.

Figura 12

Arduino UNO



Nota: Tomado en línea de Arduino (<https://store.arduino.cc/pages/uno-r4>)

5.3 Selección del sistema de alimentación

Para la selección del sistema de control se tienen en cuenta las siguientes alternativas: Fuente del laboratorio Elenco Precision (prestada), Batería 3,7 V – 1000 mAh, Batería 3,7 V – 2200 mAh, Power Bank USB.

En dicha selección se definieron siete criterios técnicos y prácticos. El criterio de estabilidad de voltaje fue fundamental, ya que el circuito debe operar con un voltaje constante para evitar interferencias en la señal EMG. La facilidad de integración considera qué tan sencillo es adaptar la fuente al sistema sin necesidad de modificaciones o componentes adicionales. La portabilidad evalúa si el sistema puede utilizarse fácilmente en diferentes entornos o si depende de una instalación fija. La duración de la alimentación es clave cuando se requiere un funcionamiento continuo sin necesidad de recarga o conexión constante. La seguridad analiza los riesgos asociados al uso de cada fuente, como sobrecalentamientos, cortocircuitos o fallos que puedan comprometer la integridad del equipo o del usuario. El costo incluye tanto el precio inicial como el mantenimiento o reemplazo de componentes. Finalmente, la disponibilidad considera la facilidad para adquirir la fuente y sus accesorios en el mercado local o institucional. Estos criterios permiten una evaluación integral, técnica y realista de cada alternativa.

Tabla 2

Matriz de Pugh - Selección del sistema de alimentación

Criterio de selección	Porcentaje	Alternativas							
		Fuente laboratorio		Batería 1000mAh		Batería 2200mAh		PowerBank	
Bajo costo	25%	5	1,25	4	1	4	1	3	0,75
Estabilidad de voltaje	15%	5	0,75	2	0,3	3	0,45	3	0,45
Facilidad de integración	10%	4	0,4	4	0,4	4	0,4	5	0,5
Portabilidad	15%	1	0,15	5	0,75	4	0,6	5	0,75
Duración de alimentación	15%	5	0,75	2	0,3	4	0,6	3	0,45
Seguridad	15%	5	0,75	3	0,45	4	0,6	4	0,6
Disponibilidad	5%	5	0,25	4	0,2	4	0,2	4	0,2
Total		4,3		3,4		3,85		3,7	

Una vez realizada la matriz de Pugh se selecciona la Fuente del laboratorio Elenco Precision, ya que como se puede observar en la tabla 2 tuvo el mayor puntaje en la relación criterio de selección y alternativa, además que tiene la ventaja de que es prestada, como se mencionó anteriormente, facilitando su disponibilidad. En la figura 13 se puede observar la fuente utilizada.

Figura 13

Fuente del laboratorio Elenco Precision



5.4 Selección del software

La selección del entorno de desarrollo y análisis se basó en la compatibilidad directa con el sistema de control seleccionado, así como en la capacidad de visualización y procesamiento de señales. El Arduino IDE fue utilizado como entorno principal de programación del microcontrolador Arduino Uno, debido a su simplicidad, amplia documentación y compatibilidad total con bibliotecas específicas para la lectura de señales analógicas y comunicación serial. Para el procesamiento de señales, se descargó e implementó en Arduino una librería de filtro Butterworth, con el fin de realizar un prefiltrado digital eficiente directamente desde el microcontrolador, atenuando el ruido presente en las señales EMG adquiridas.

Por otro lado, Processing 4 fue seleccionado como herramienta para la visualización gráfica en tiempo real de las señales EMG, gracias a su integración nativa con Arduino y su capacidad para generar interfaces gráficas de forma sencilla. Finalmente, MATLAB se empleará para la captura de los datos obtenidos de las señales como lo son el voltaje y el ángulo. Esta combinación de herramientas asegura un flujo de trabajo completo, desde la adquisición hasta el modelado y análisis cuantitativo de la fuerza muscular.

Tabla 3

Matriz de Pugh - Selección del software

Criterio de selección	Porcentaje	Alternativas					
		MATLAB		LabVIEW		Python	
Capacidad de procesamiento	20%	5	1	4	0,8	4	0,8
Facilidad de implementación de modelos	20%	5	1	3	0,6	4	0,8
Visualización de datos	15%	5	0,75	4	0,6	4	0,6
Curva de aprendizaje	10%	3	0,3	3	0,3	4	0,4
Compatibilidad con Arduino	15%	4	0,6	3	0,45	3	0,45
Disponibilidad de documentación	10%	5	0,5	3	0,3	4	0,4
Licencia y costo	10%	3	0,3	2	0,2	5	0,5
Total		4,45		3,25		3,95	

La selección del software se basó en criterios que aseguran un buen desempeño, facilidad de implementación y compatibilidad con el sistema general del proyecto. Se evaluó la capacidad de procesamiento de señales, ya que el análisis EMG requiere operaciones matemáticas y filtrado digital precisos. La compatibilidad con Arduino fue importante para asegurar la integración fluida entre hardware y software. Además, la disponibilidad de documentación y recursos se tuvo en cuenta para facilitar el desarrollo del sistema. Finalmente, se evaluó la licencia y costo, considerando el acceso a software de pago o gratuito según la disponibilidad institucional. Bajo estos criterios, en la tabla 3 MATLAB resultó la opción más completa para el desarrollo, procesamiento y análisis de las señales EMG.

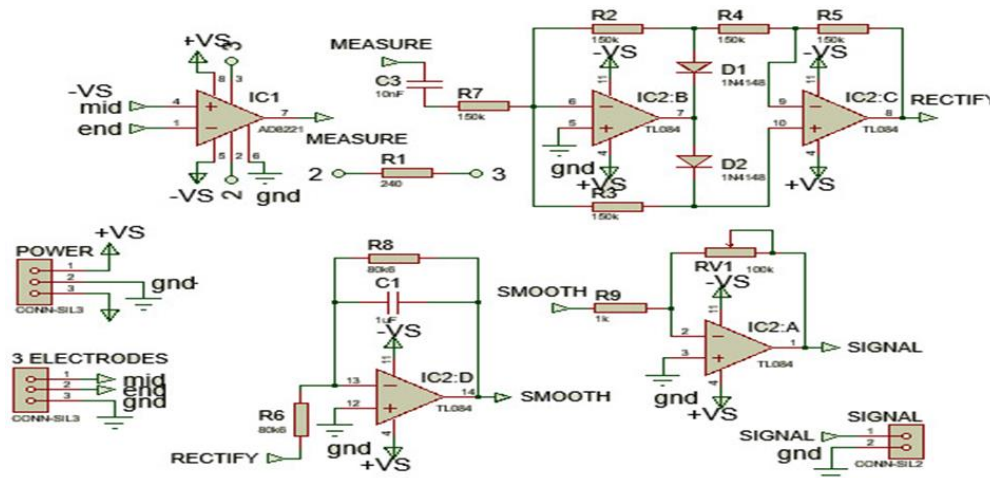
6. Diseño del hardware e interfaz de usuario

Para el desarrollo del hardware del módulo de electromiografía, se tomó como referencia el circuito esquemático del sensor muscular MyoWare fabricado por SparkFun cual se observa en la Figura 8, ampliamente reconocido por su capacidad de captación de señales EMG de superficie. El circuito presenta en primer lugar una etapa de pre amplificación y acondicionamiento de la señal donde tenemos un filtro pasa alto que nos elimina las frecuencias más bajas y que

además nos desacopla la señal, es decir que nos elimina el offset de corriente continúa centrando la señal en cero. En segundo lugar, tenemos la etapa de rectificación que básicamente nos convierte todas las oscilaciones al lado positivo. Finalmente se aplica un filtro pasa bajo que nos convierte esa señal con oscilaciones ruidosas, en este caso todas positivas, no las va a convertir en una señal continua y que nos da una imagen de la energía que contiene esa señal. En la figura 14 se puede observar el circuito esquemático del MyoWare.

Figura 14

Circuito esquemático MyoWare



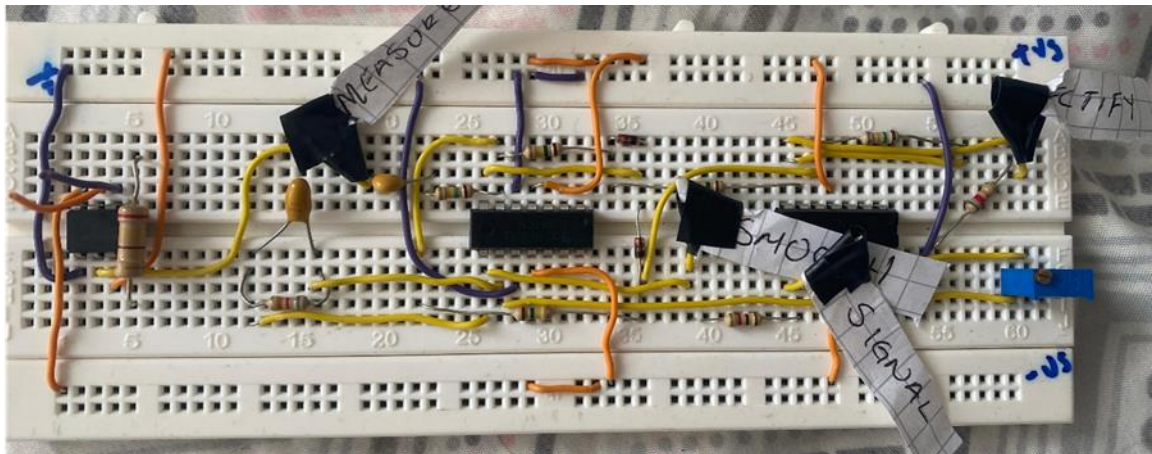
Nota: Tomado en línea de https://www.researchgate.net/figure/Schematic-circuit-of-Myoware_fig2_323059130

Myoware_fig2_323059130

A partir de dicho esquema, se procedió a la construcción del circuito en una protoboard tal como se observa en la figura 15 con el objetivo de validar su funcionamiento de manera preliminar.

Figura 15

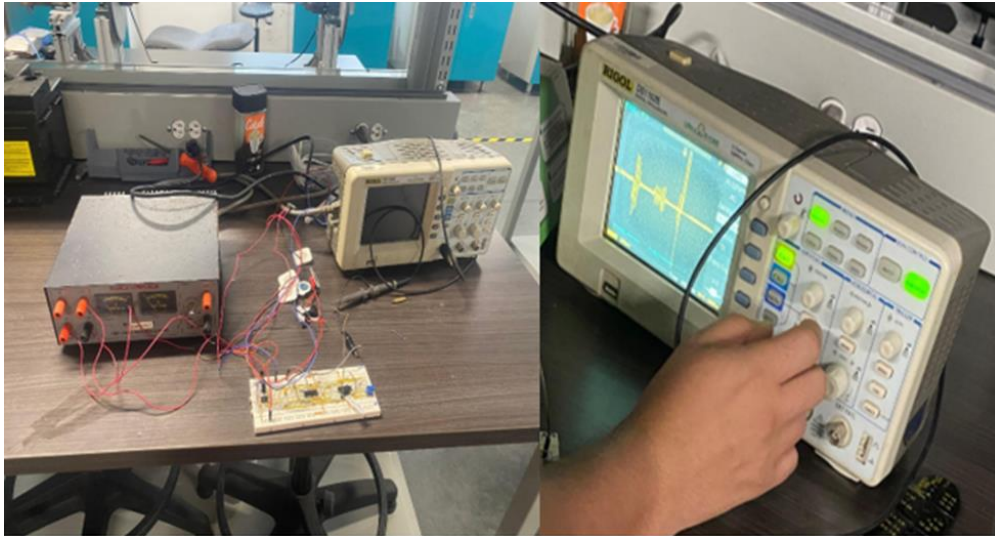
Montaje del circuito EMG de referencia en protoboard



Durante esta fase de validación, el circuito fue alimentado mediante una fuente de laboratorio ajustada a los valores adecuados, y se conectó a un osciloscopio digital como se muestra en la figura 16. Asimismo, se colocaron los electrodos de superficie sobre el músculo a estudiar (bíceps braquial) con el fin de capturar señales reales de activación muscular. En el osciloscopio se pudieron observar las señales características de actividad EMG, lo que permitió confirmar que el circuito operaba correctamente. No obstante, se evidenció la presencia de un nivel considerable de ruido, situación previsible en esta etapa inicial debido a la falta de filtros específicos y blindaje adecuado.

Figura 16

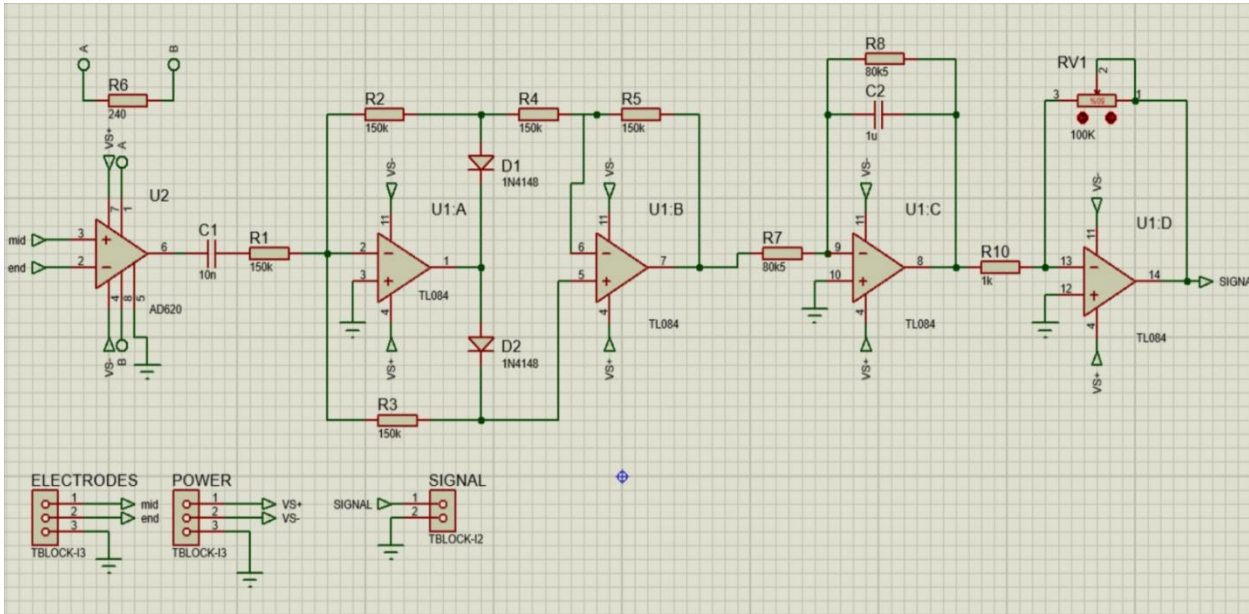
Prueba del circuito hecho en protoboard



Una vez verificado el funcionamiento básico del circuito, se procedió a trasladar el diseño a una placa de circuito impreso (PCB) utilizando el software de diseño electrónico Proteus. Para ello, se implementó primero el esquema eléctrico del circuito basándose en la referencia del MyoWare, identificando detalladamente cada uno de los componentes involucrados: resistencias, amplificadores operacionales, condensadores, capacitores, diodos, potenciómetros tipo trimmer, borneras y cables. Esto se muestra en la figura 17.

Figura 17

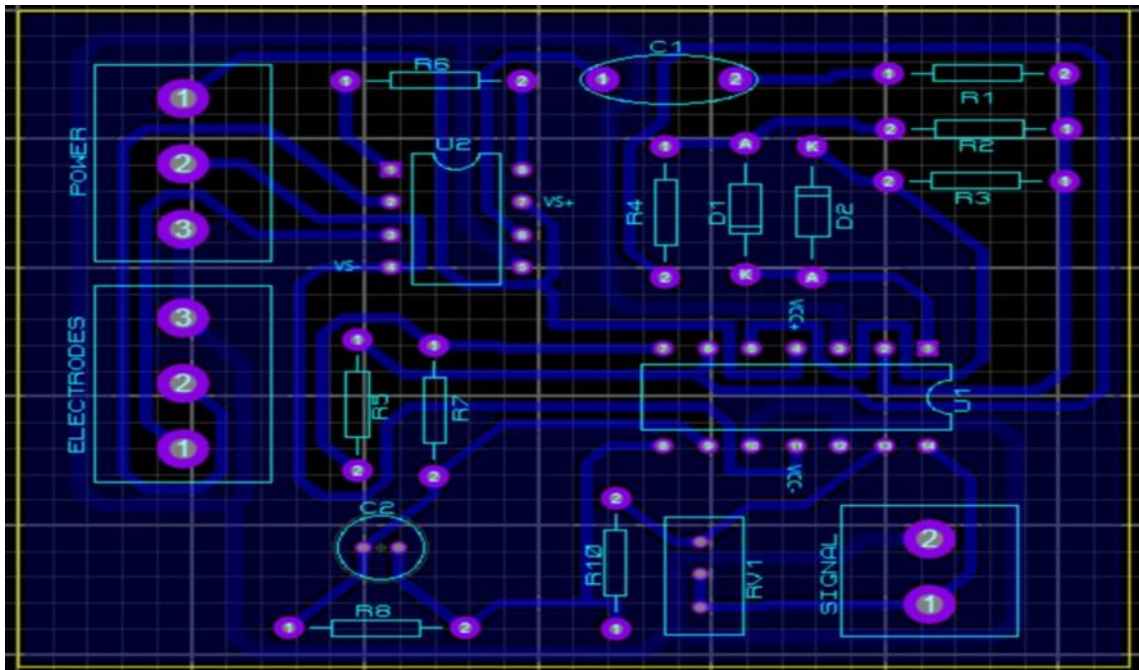
Diseño del esquema eléctrico del circuito en el software Proteus.



Posteriormente, se realizó la distribución de los componentes sobre la zona de trabajo del PCB, procurando una disposición óptima que facilitara el trazado de las pistas y minimizara interferencias. Con las pistas ya generadas, se añadieron las etiquetas y marcas necesarias para orientar correctamente las conexiones durante el ensamblaje físico como se muestra en la figura 18.

Figura 18

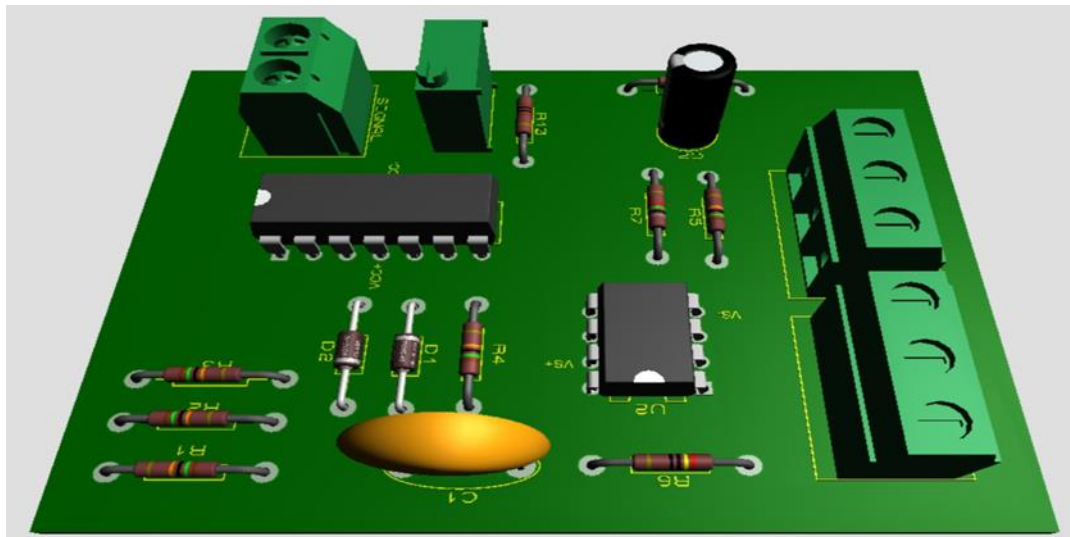
Distribución de los componentes sobre el área de trabajo del PCB en Proteus.



Antes de fabricar la placa, se utilizó la herramienta de visualización en 3D ofrecida por Proteus, que se observa en la figura 19, lo cual permitió revisar la distribución física de los componentes, verificar dimensiones y anticipar posibles conflictos de espacio o errores de conexión.

Figura 19

Vista 3D del diseño final del PCB con componentes en Proteus.



Una vez concluido el diseño final, los archivos Gerber correspondientes fueron enviados a una empresa especializada en la fabricación de PCBs. Tras recibir la placa ya fabricada, observada en la figura 20, se procedió al montaje de los componentes electrónicos mediante soldadura manual, siguiendo el esquema de ensamblaje y las indicaciones del diseño. En la figura 21 se ve ya el montaje completo.

Figura 20

Placa de circuito impreso fabricada y lista para soldar los componentes.

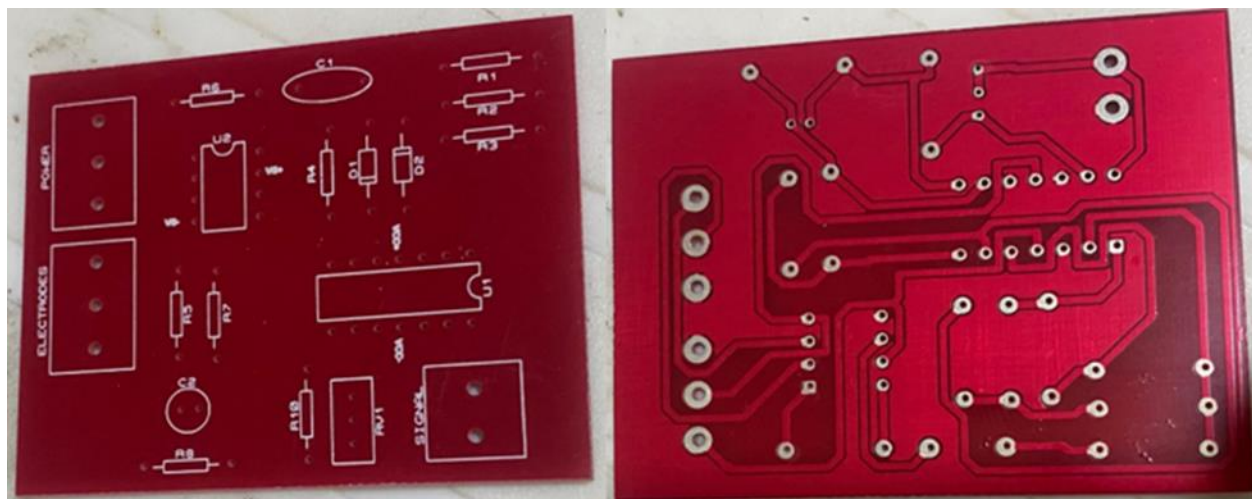
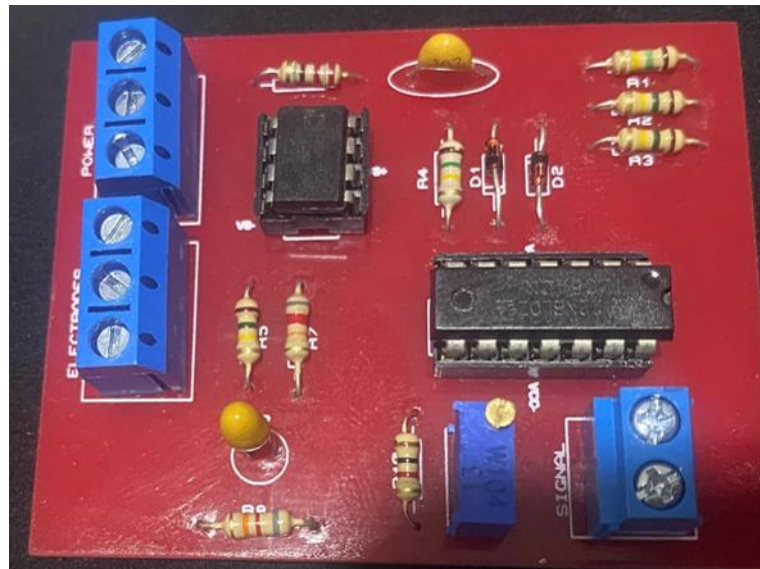


Figura 21

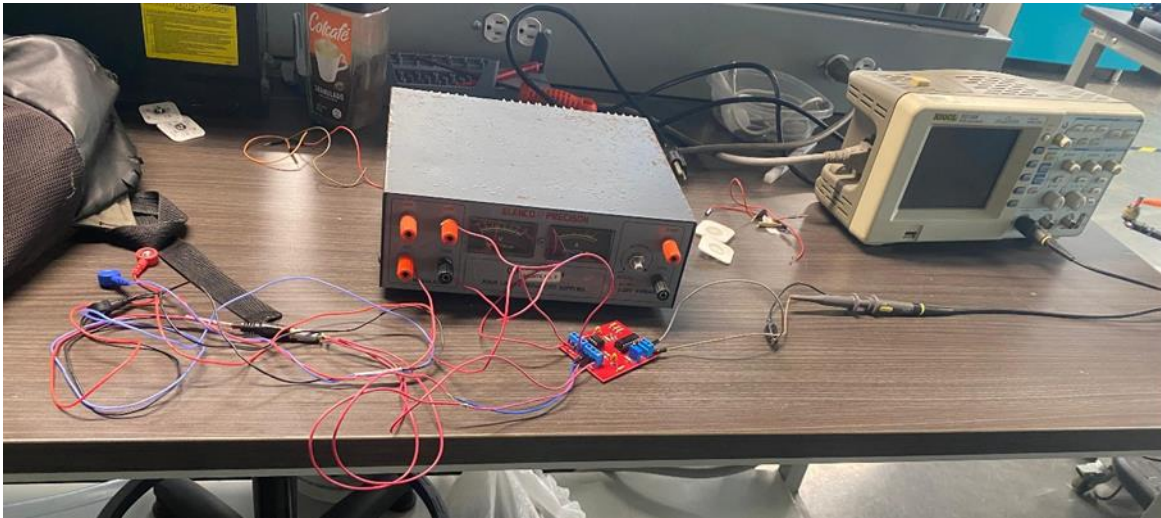
Montaje final del circuito soldado



Finalmente, se realizó una segunda fase de pruebas funcionales utilizando nuevamente la fuente de laboratorio y el osciloscopio digital, como se puede observar en la figura 22. Estas pruebas confirmaron el correcto funcionamiento del módulo, permitiendo visualizar señales EMG de forma más limpia y estable gracias al diseño más robusto y compacto del PCB.

Figura 22

Montaje de la PCB



Luego de tener lista la parte del hardware, se procedió con la parte del interfaz del usuario, esto se hizo a través de código en Arduino y con una herramienta complementaria que se llama Processing 4, la cual facilita la creación de visualizaciones y experiencias interactivas basadas en datos recibidos de Arduino. Aquí se podía visualizar la señal EMG en datos de voltaje y ver su comportamiento a través del tiempo al hacer las pruebas de flexión y extensión del codo. También se utilizó Matlab para hacer la captura de los datos en una matriz de voltaje y su respectivo ángulo, este último se obtuvo fijando el celular al brazo y utilizando el acelerómetro que trae el celular activándolo a través de la aplicación Matlab mobile, y a partir de ahí se enviaban al ordenador para proceder a capturarlos, todo esto durante dichas pruebas. En Arduino también se descargó e implementó una librería de filtro Butterworth con el fin de realizar un prefiltrado digital directamente desde el microcontrolador para atenuar el ruido presente en las señales EMG adquiridas. Estos códigos se pueden ver en los anexos.

7. Protocolo de pruebas

Basándonos en la literatura académica encontrada y técnicas recomendadas anteriormente como SENIAM (B. Freriks, 2000), (Hermens, 2000), (Cram, 1998), (De Luca, The Use of Surface Electromyography in Biomechanics., 1997), (Konrad, 2005) y otros autores se desarrolló el siguiente protocolo para estudios de electromiografía de superficie (sEMG) del bíceps durante flexión y extensión del codo con cargas de 1kg a 5kg.

Este protocolo tiene como objetivo adquirir y analizar de forma correcta señales EMG de superficie del músculo bíceps braquial durante la flexión y extensión del codo con cargas de 1kg a 5 kg para caracterizar la relación entre activación muscular y fuerza aplicada.

7.1 Participante

- Debe ser una persona completamente sana
- Hay que tener una identificación de su brazo dominante
- No debe presentar ninguna lesión muscular reciente en su brazo dominante.

7.2 Equipos y materiales

- Tener el módulo de electromiografía listo y funcional
- Tener los electrodos de superficie adhesivos disponibles
- Tener las pesas manuales de 1 kg, 2 kg, 3 kg, 4 kg, 5 kg listas para su manipulación
- Tener gel conductor para aplicar en la zona donde van puestos los electrodos.
- Tener computador listo con software de adquisición necesarios, en este caso Arduino y Matlab.

- Tener bien definidas las frecuencias de muestreo y de corte en el filtro utilizado, para nuestro caso fueron de 100 Hz y 2 Hz respectivamente, esto bajo las recomendaciones de (De Luca, 1997).

7.3 Preparación del sujeto

Basándonos en las recomendaciones de (Konrad, 2005) se propuso que:

- El sujeto debe permanecer erguido con la espalda recta y el brazo totalmente extendido.
- Se debe poner un tope cuando el brazo esté totalmente extendido y cuando esté completamente flexionado, con el fin de que siempre se empiece y se termine en el mismo lugar
- Para saber el ángulo al que se encuentra el brazo durante el experimento se utilizarán los sensores de la aplicación Matlab mobile en el celular, el cual siempre irá fijo con un brazalete en la misma posición en la muñeca. Esta se puede observar en la Figura 23.
- La piel del brazo donde se colocarán los electrodos debe estar completamente limpia para que haya una mejor toma de las señales emg.

Figura 23

Posicionamiento del sujeto y del celular fijado en la parte de la muñeca con un brazalete



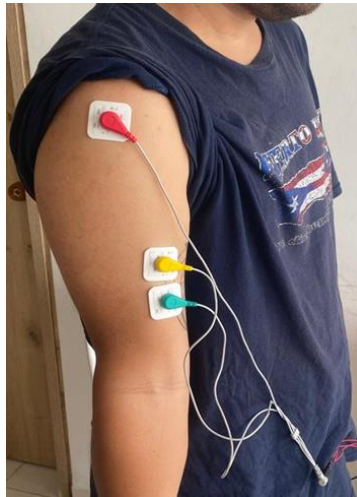
7.4 Colocación de electrodos

Basándonos en las guías del proyecto SENIAM de (B. Freriks, 2000) y en (Hermens, 2000) se propuso que:

- Identificar correctamente el músculo del bíceps braquial en la posición de relajación.
- Limpiar la piel del brazo en esta zona donde se colocarán los electrodos para garantizar su buena adhesión.
- Utilizar gel conductor para una mejor captación de las señales
- Los dos electrodos activos deben estar paralelos a una distancia entre 2 – 5 cm para tener una buena toma de señales.
- Colocar el electrodo de referencia sobre en la zona del hueso acromion, así como se ve en la figura 24.
- Asegurarse de usar una misma colocación para todos los ensayos.
- Los electrodos deben permanecer siempre fijos para que no haya ninguna variación.

Figura 24

Colocación de los electrodos



7.5 Toma de datos

Para cada carga entre 1-5kg se propuso lo siguiente:

- Un compañero debe asistir al sujeto y acercarle la pesa a su mano.
- Al colocar la pesa se flexionaba el codo hasta llegar a su tope máximo, haciéndolo lo más lento posible para poder captar los datos de ángulo-voltaje de la mejor manera posible.
- Realizar 10 repeticiones de flexión y extensión controladas, levantando y bajando la pesa lentamente, recomendable 30 segundos por fase.
- Evitar tirar los cables que van conectados a los electrodos para que estos permanezcan fijos.
- Registrar la señal EMG durante todo el movimiento.
- Dar descanso de 1 minuto entre repeticiones para evitar fatiga muscular acumulada.

En la figura 25 se puede observar como fue el montaje para la toma de datos.

Figura 25

Montaje para la toma de pruebas



7.6 Prueba para hallar fuerza máxima isométrica del musculo

A continuación, se menciona un procedimiento general para la obtención de la fuerza máxima isométrica del musculo siguiendo las recomendaciones de (Burden, 2010), (Winter, 2009):

- Preparación: el sujeto debe estar informado y familiarizado con el procedimiento. Se recomienda un calentamiento previo.
- Posicionamiento: El musculo a evaluar, en este caso bíceps, debe estar en la posición óptima para generar máxima fuerza, generalmente en contracción isométrica (ángulo del codo especifico, sin movimiento).

- Ejecución: El sujeto debe realizar una contracción máxima sostenida por unos segundos, pueden ser entre 4 o 5 segundos, contra una resistencia fija, mientras se registra la señal EMG y la fuerza generada en un dinamómetro. El dinamómetro utilizado en el presente estudio cuenta con una capacidad máxima de medición de 40 kg, lo cual lo hace adecuado para este registro. Este se puede ver en la figura 26.
- Repeticiones: Se realizan entre 2 y 3 intentos, con descansos adecuados para evitar la fatiga muscular y se toma el mayor valor obtenido como MVC.

Figura 26

Dinamómetro utilizado



7.7 Registro de los datos

Luego de cada repetición registrar los datos tomados, en este caso se hizo en Excel, clasificándolos por tipo de carga y por el tipo de movimiento, ya sea flexión o extensión junto con su ángulo correspondiente.

8. Diseño de experimentos

Este diseño está fundamentado en recomendaciones del proyecto SENIAM por (B. Freriks, 2000) y otros autores como (De Luca, The Use of Surface Electromyography in Biomechanics., 1997) (Cram, 1998), y (Hermens, 2000).

8.1 Objetivo del experimento

Evaluar cómo varía la activación muscular del bíceps medida mediante EMG superficial en función de la carga aplicada durante la flexión y extensión del codo, utilizando métricas como RMS y SNR.

8.2 Tipo de diseño

Para nuestro caso implementaremos un diseño factorial de 2 factores, el cual nos permite estudiar el efecto de dos variables independientes sobre dos variables dependientes.

- Variables independientes o factores:
 1. Carga aplicada: 1kg, 2kg, 3kg, 4kg y 5kg.
 2. Movimiento: Flexión y extensión.

Repeticiones: 10 repeticiones por factor.

- Variables dependientes o de respuesta:
 1. RMS (V): mide el nivel de activación muscular durante la contracción.
 2. SNR : relación señal/ruido que refleja la claridad de la señal EMG.

A continuación, se muestran las fórmulas utilizadas para obtener RMS y SNR

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2}$$

donde X_i son cada muestra de voltaje de la señal EMG y N es el número total de muestras en la ventana de análisis.

$$SNR = \frac{(RMS_{señal})^2}{(RMS_{ruido})^2}$$

Es un diseño factorial 5×2 con 10 repeticiones por celda

Total de combinaciones por sujeto: 5 (cargas) \times 2 (movimientos) \times 5 (repeticiones) = 100 ensayos por sujeto.

9. Toma de señales y datos

Una vez listo nuestro protocolo de pruebas y el diseño de experimento procedimos a seguir cada una de estas recomendaciones para hacer una buena toma de señales y datos. A continuación, se muestra todo lo obtenido.

9.1 Señal original

En la adquisición de señales EMG se tiene claramente una interferencia del ruido eléctrico en nuestra señal, esto puede ser causado por varias cosas como menciona (Gutierrez, 2004) de las cuales se hablarán a continuación

9.1.1 Componentes eléctricos presentes en el sistema de adquisición

Tal y como menciona la autora (Gutierrez, 2004) todos los equipos eléctricos generan ruido eléctrico, el cual se caracteriza por tener componentes frecuenciales ubicados por el orden de 550 Hz, dicho ruido no puede ser eliminado sino atenuado utilizando ya sea componentes de alta calidad o también con filtros computacionales.

9.1.2 Ruido ambiental

Según la autora (Gutierrez, 2004) este ruido tiene su fuente en cualquier equipo que genere radiación electromagnética ya sea un televisor, una radio, las luces, lámparas fluorescentes, cables de potencia o cualquier otro equipo que genere este tipo de ondas.

Además, el autor (Cram, 1998) menciona también que la superficie del cuerpo humano en todo momento se mantiene recibiendo tanto radiación eléctrica como magnética, determinando también que la frecuencia de estos ruidos está ente los 50 y 60 Hz.

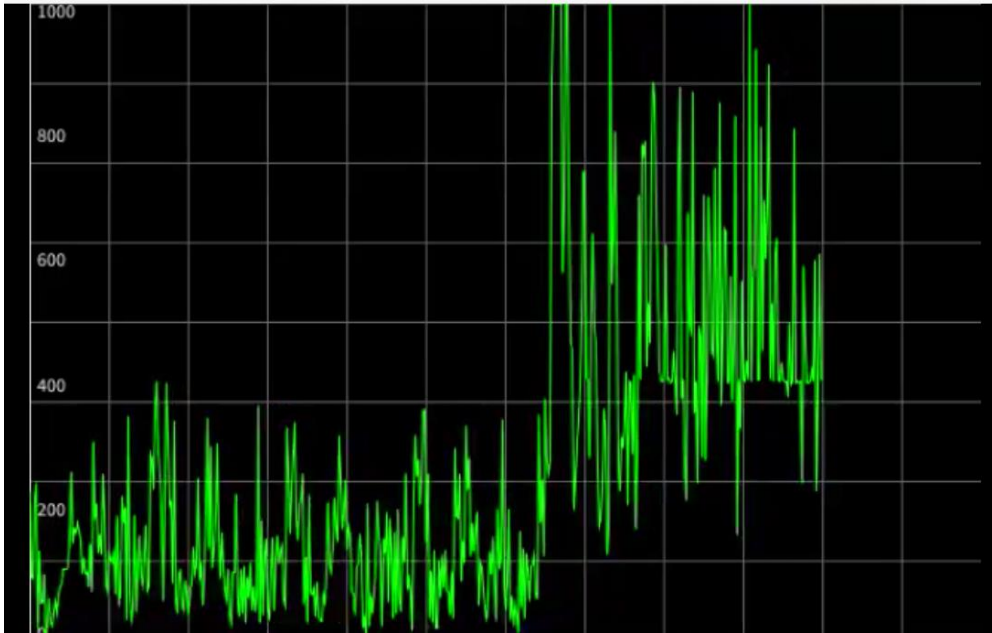
9.1.3 Artefactos en movimiento

Según la autora (Gutierrez, 2004), hay dos fuentes que pueden generar este tipo de ruido, el primero puede ser la interfase entre la superficie del electrodo y la piel. La segunda puede ser el movimiento de la conexión del cable del electrodo al amplificador. Estos ruidos pueden ser reducidos ya sea por el tipo de diseño o por los circuitos electrónicos. Este ruido tiene componentes frecuenciales entre 0 a 20 Hz.

A continuación, en la figura 27 se muestra una señal original obtenida

Figura 27

Señal original obtenida

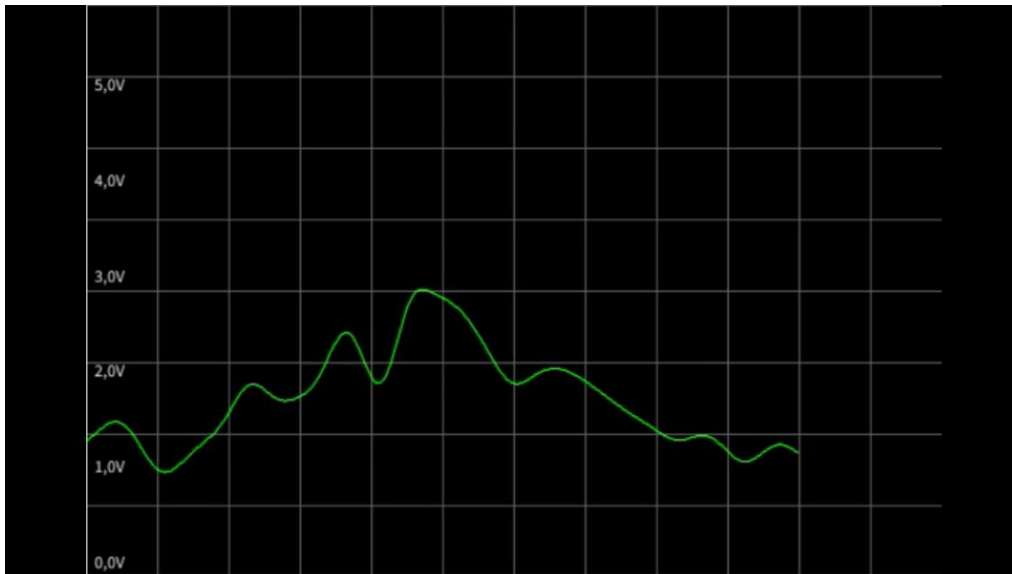


Como se puede observar, esta señal adquirida se encuentra influenciada por el ruido eléctrico de todos los factores mencionados anteriormente. Cabe mencionar que nuestra señal ya se encuentra rectificadas desde el circuito impreso, esta rectificación nos permite observar las zonas de activación en su valor absoluto debido a que las señales electromiográficas registran variaciones negativas y positivas de voltaje.

9.2 Señal filtrada y su envolvente

Para el filtrado de nuestra señal de electromiografía y la obtención de su envolvente se utilizó un filtro Butterworth de sexto orden el cual se implementó a través de las librerías de Arduino. Dicho filtro se aplicó con una frecuencia de corte de 2 Hz y una frecuencia de muestreo de 100 Hz, esto basándonos en recomendaciones de la autora (Gutierrez, 2004). Esta autora también menciona que la envolvente de la señal es utilizada para estimar la intensidad de la activación muscular, que es justo lo que necesitamos.

Figura 28

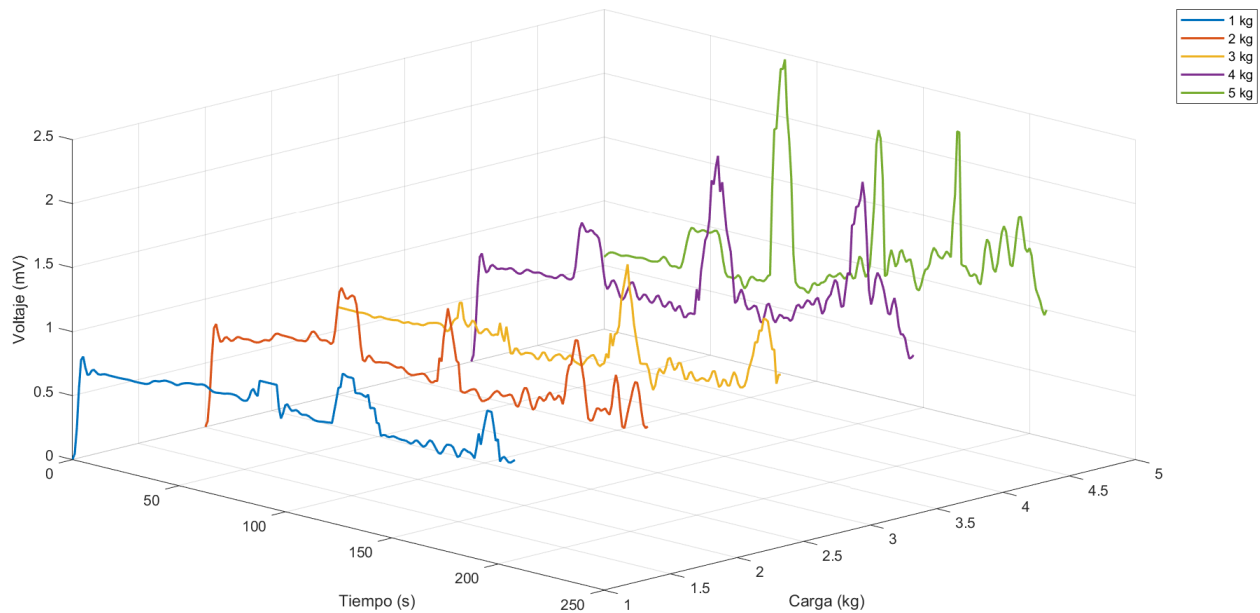
Señal filtrada

En la figura 28 se puede observar la envolvente de una señal filtrada, entendiéndolo como envolvente una curva suave que delimita los valores máximos locales de la señal a lo largo del tiempo, es decir, representa cómo varía la amplitud global de la señal, ignorando las oscilaciones rápidas de alta frecuencia, tal como menciona el autor (De Luca, *The Use of Surface Electromyography in Biomechanics.*, 1997).

En la figura 29 se pueden ver las envolventes de las señales tomadas para cada carga. Aquí se puede observar la variación y los picos de cada una.

Figura 29

Envolventes de las señales tomadas



9.3 Datos obtenidos

Luego de realizados los múltiples ensayos para cada carga con base en el protocolo se recopilaron los siguientes datos promedios presentes en la Tabla 4

Tabla 4

Tabla comparativa final de RMS y SNR por carga y movimiento

Carga [Kg]	Movimiento	RMS promedio [mV]	SNR promedio
1	Flexión	0,901	1,055352264
1	Extensión	0,822	1,007254285
2	Flexión	0,935	1,408835059
2	Extensión	0,838	0,895776278
3	Flexión	0,981	1,730347432
3	Extensión	0,853	0,807758704
4	Flexión	0,998	1,713101535
4	Extensión	0,927	0,799437074
5	Flexión	1,020	2,268351296
5	Extensión	1,010	0,681550637

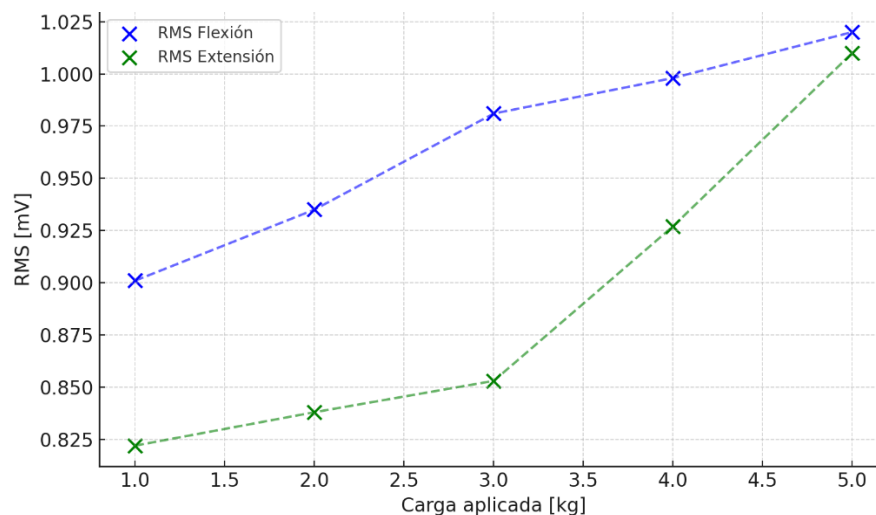
9.3.1 Análisis de los valores RMS obtenidos

Los valores de RMS aumentaron con el incremento de la carga, tanto en flexión como en extensión. En flexión, se observó un incremento desde 0,901 [mV] con 1 [Kg] hasta 1,020 [mV] con 5 kg, evidenciando una mayor activación del músculo bíceps con cargas más altas. Este comportamiento es consistente con lo reportado por (De Luca, Surface electromyography: Detection and recording, 2002) y (Merletti R. &., 2004), quienes señalan que el RMS es directamente proporcional al número de unidades motoras reclutadas y a su frecuencia de descarga.

En extensión, aunque se registraron también aumentos en el RMS con cargas mayores, los valores fueron ligeramente inferiores en comparación con los de flexión, este resultado sugiere una posible fatiga acumulada que genera una mayor contracción en el músculo.

Figura 30

Comparación de RMS según carga



Tal como se observa en la Figura 30, los valores de RMS aumentan progresivamente a medida que se incrementa la carga aplicada al bíceps, tanto en flexión como en extensión. Este comportamiento

es consistente con lo reportado en la literatura, donde el RMS se correlaciona directamente con la magnitud de activación muscular y, por ende, con la generación de fuerza (De Luca, Surface electromyography: Detection and recording, 2002).

Durante la flexión, se evidencian valores de RMS superiores en comparación con la extensión, lo cual es fisiológicamente coherente dado que la flexión representa una contracción activa del bíceps. Por otro lado, durante la extensión, los valores de RMS se mantienen más bajos en general, ya que la participación del bíceps es menor y de carácter estabilizador.

9.3.2 Análisis de los valores SNR obtenidos

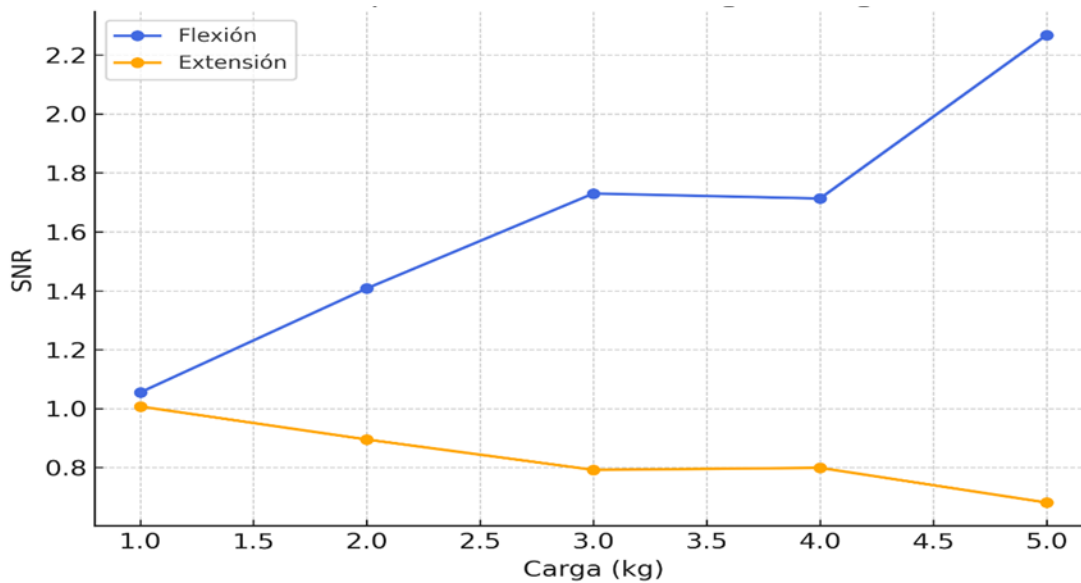
En general se evidenció un incremento progresivo del SNR con el aumento de la carga durante la flexión, pasando de 1,05 con 1 [Kg] hasta 2,268 con 5 [Kg]. Este comportamiento indica que la señal se volvió más dominante frente al ruido a medida que la contracción fue más intensa, lo cual es esperable.

Por otro lado, durante la extensión los valores de SNR fueron considerablemente más bajos, con un descenso progresivo desde 1,007 (1 Kg) hasta 0,681 (5 Kg). Esto refleja una menor relación señal/ruido durante la fase de extensión, probablemente debido a una menor activación del bíceps en esa fase, sumada a la influencia de artefactos o coactivaciones musculares que afectan la claridad de la señal.

Los resultados confirman que la flexión del codo genera señales EMG más intensas y con mayor relación señal/ruido que la extensión, lo cual es coherente con la función principal del bíceps como flexor del antebrazo. Asimismo, se demuestra la validez del módulo de EMG diseñado para detectar y cuantificar adecuadamente la actividad muscular bajo distintas condiciones de carga.

Figura 31

Comparación de SNR según carga



La SNR, mostrada en la Figura 31, permite evaluar la calidad de la señal electromiográfica respecto al nivel de ruido presente. En las pruebas de flexión, los valores de SNR mejoran progresivamente con la carga, alcanzando un valor máximo promedio de 2,268 para 5 [Kg], lo que indica una mayor claridad en la señal EMG con respecto al fondo de ruido. Esto puede atribuirse al aumento en la actividad muscular y a la mejora en la relación entre el componente útil de la señal y las interferencias.

Por otro lado, los valores de SNR en extensión tienden a disminuir ligeramente conforme se incrementa la carga, alcanzando valores promedio por debajo de 1 a partir de 2 kg. Esto sugiere una señal con menor predominancia respecto al ruido, probablemente debido a una menor activación voluntaria del bíceps en este tipo de movimiento.

9.3.3 Conclusión parcial

Los resultados obtenidos muestran una buena correspondencia entre los valores de RMS y SNR en relación con la carga aplicada y el tipo de contracción. Las mediciones realizadas permiten afirmar que el sistema es capaz de detectar adecuadamente los cambios en la activación muscular

y que las señales registradas en flexión presentan mejor calidad y mayor potencia que aquellas obtenidas durante la extensión. Estos hallazgos respaldan la validez del módulo EMG desarrollado para caracterizar la fuerza muscular en el bíceps durante movimientos del codo.

10. Análisis del brazo mientras se sostiene una masa en equilibrio estático

El siguiente análisis se hace con el fin de tener una idea de los valores teóricos de fuerza muscular que pueden ser obtenidos con el modelo matemático a implementar. Dicho análisis está basado en el autor (Domínguez, 2015).

Primero hay que tener en cuenta que la biomecánica puede ser aplicada a sistemas en reposo o estáticos y a cuerpos en movimiento o dinámicos, por otro lado, ésta se fundamenta en las leyes de Newton.

Considerando que cuando un cuerpo se encuentra en equilibrio estático, la suma de fuerzas sobre el cuerpo es igual a cero, obtenemos que:

$$\sum f = 0$$

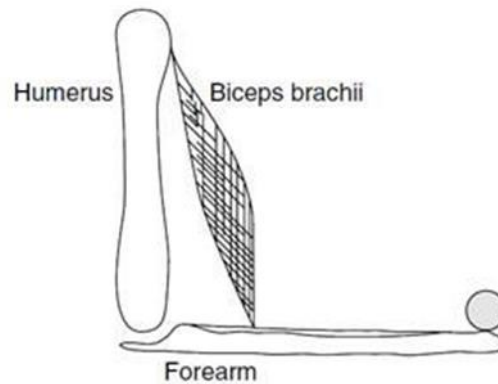
Adicionalmente, hay un equilibrio rotacional, es decir, que la suma de momentos en cualquier parte del cuerpo debido a fuerzas externas, debe ser igual a cero, obtenemos:

$$\sum m = 0$$

Para esta investigación, se eligió como objeto de estudio la articulación del codo y el músculo bíceps, específicamente en un rango de flexión entre 60 y 90 grados. Esta decisión se fundamentó en los datos obtenidos durante la fase experimental, los cuales evidenciaron que la mayor activación muscular ocurre dentro de este intervalo de movimiento, como se muestra en la Figura 32.

Figura 32

Articulación del brazo mientras sostiene una masa



Nota: Tomado de Diagrama del brazo mientras sostiene una masa en posición de equilibrio por (Domínguez, 2015)

A partir de lo anterior, y basándonos en el modelo biomecánico establecido por (Freivalds, 2011) procedemos a seguir con el análisis teniendo en cuenta algunas consideraciones:

- Toda la fuerza ejercida para mantener la posición de equilibrio la realiza el músculo bíceps.
- Se consideran como segmentos rígidos a los huesos.
- La articulación es de tipo bisagra y permite movimientos solo en el plano sagital
- Se ignora la fricción.

A demás de esto, también se tuvieron en cuenta algunos datos antropométricos obtenidos por (Winter, 2009) que se pueden ver en la Figura 33.

Figura 33

Datos antropométricos

Segment	Definition	Segment Weight/Total Body Weight	Center of Mass/ Segment Length	
			Proximal	Distal
Hand	Wrist axis/knuckle II middle finger	0.006 M	0.506	0.494 P
Forearm	Elbow axis/ulnar styloid	0.016 M	0.430	0.570 P
Upper arm	Glenohumeral axis/elbow axis	0.028 M	0.436	0.564 P
Forearm and hand	Elbow axis/ulnar styloid	0.022 M	0.682	0.318 P
Total arm	Glenohumeral joint/ulnar styloid	0.050 M	0.530	0.470 P
Foot	Lateral malleolus/head metatarsal II	0.0145 M	0.50	0.50 P
Leg	Femoral condyles/medial malleolus	0.0465 M	0.433	0.567 P
Thigh	Greater trochanter/femoral condyles	0.100 M	0.433	0.567 P
Foot and leg	Femoral condyles/medial malleolus	0.061 M	0.606	0.394 P
Total leg	Greater trochanter/medial malleolus	0.161 M	0.447	0.553 P
Head and neck	C7-T1 and 1st rib/ear canal	0.081 M	1.000	— PC

Nota: Tomado de Biomechanics and motor control of human movement por (Winter, 2009)

- Longitud del antebrazo: 28 [cm]
- Longitud de la mano: 21 [cm]
- Centro de masa/longitud del antebrazo proximal: 0,43
- Centro de masa/longitud de la mano proximal: 0,506
- Masa del antebrazo/masa total del cuerpo: 0,016
- Masa de la mano/masa total del cuerpo: 0,006
- Masa total: [65kg]
- Ángulo formado por el musculo bíceps con la horizontal: 82,41°
- Aceleración de la gravedad en Bucaramanga, Santander: 9,7782 [m/s²] (Mavin, 2018)

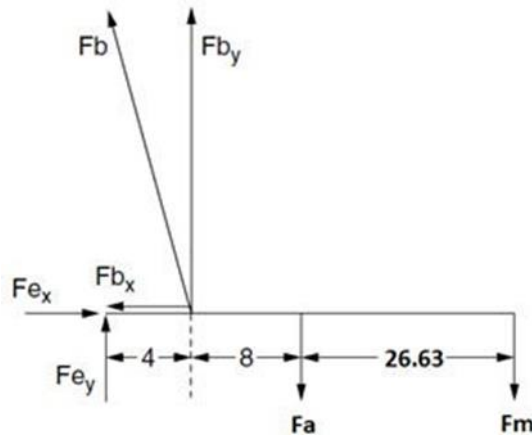
Calculando la ubicación del centro de masa de cada segmento obtenemos:

- Centro de masa del antebrazo: $28 \text{ cm} \times 0,43 = 12 \text{ [cm]}$
- Centro de masa de la mano: $21 \text{ cm} \times 0,506 = 10,63 \text{ [cm]}$

Basado en la Figura 34 procedemos a realizar el Diagrama de cuerpo libre considerando todos los huesos como segmentos rígidos.

Figura 34

Diagrama de cuerpo libre



Nota: Tomado de Diagrama del brazo mientras sostiene una masa en posición de equilibrio por (Domínguez, 2015)

Donde:

Fb: Fuerza ejercida por el musculo bíceps.

Fex y Fey: Fuerzas de reacción desconocidas en el codo.

Fa: Peso del antebrazo.

Fm: Peso de la mano y la masa que se sostiene

Calculando la masa y peso del antebrazo obtenemos=

- Masa del antebrazo: $m_a = 65 \text{ [Kg]} \times 0,016 = 1,04 \text{ [Kg]}$
- $F_a = 1,04 \text{ [Kg]} \times 9,7782 \text{ [m/s}^2\text{]} = 10,16 \text{ [N]}$

Calculando el peso de la mano y la masa que sostiene=

- Masa de la mano: $65 [Kg] \times 0,006 = 0,39 [Kg]$
- $F_m = (m_m + m_p) \cdot g$ donde m_m y m_p son masa de la mano y masa de la pesa respectivamente

$$F_m = (0,39[Kg] + 2[Kg]) \times 9,7782 [m/s^2] = 23,3698 [N]$$

Calculando fuerza ejercida por el musculo del bíceps, expresándola en sus componentes rectangulares:

$$F_{bx} = F_b \cos \theta = 0,1322 F_b$$

$$F_{by} = F_b \sin \theta = 0,9912 F_b$$

Vectorialmente es:

$$F_b = 0,1322 F_b i + 0,9912 F_b j$$

Considerando equilibrio estático:

$$\Sigma F_x = F_{ex} - F_{bx} = 0$$

$$\Sigma F_y = F_{ey} + 0,9912 F_b - 10,16 [N] - F_m = 0$$

$$F_{ex} = 0,1322 F_b$$

$$F_{ey} = 10,16 [N] + F_m - 0,9912 F_b$$

$$F_{ey} = 33,52[N] - 0,9912 F_b$$

Aplicando sumatoria de momentos en el punto “e” tenemos:

$$\Sigma M_e = (0,04) \times (0,9912 F_b j) + (0,12) \times (-10,16 j) + (0,3863) \times (-F_m j) = 0$$

Realizando los productos cruz :

$$(0,04i) \times (0,9912 Fb j) = \begin{matrix} i & j & k \\ 0,04 & 0 & 0 \\ 0 & 0,09912Fb & 0 \end{matrix} = 0,03965Fb k$$

$$(0,12i) \times (-10,16 j) = \begin{matrix} i & j & k \\ 0,12 & 0 & 0 \\ 0 & -10,16 & 0 \end{matrix} = -1,2192 k$$

Por lo tanto, nos queda:

$$0,03965 Fb k - 1,2192 k + (0,3863 i) \times (-Fm j) = 0$$

Despejando Fb nos queda:

$$Fb = (1,21926k - (0,3863i) \times (-Fmj)) / 0,03965$$

$$Fb = 258,436 [N]$$

Ya teniendo el valor de Fb obtenemos que:

$$Fex = 34,165 [N]$$

$$Fey = -222,641 [N]$$

$$Fe = 225,247 [N]$$

Para cada valor de masa sostenida se obtiene un valor de fuerza en la mano Fm, fuerza en el codo Fe, una fuerza ejercida por el musculo bíceps Fb y fuerza en el antebrazo Fa constante al considerar un peso de la persona de 65kg. En la Tabla 5 se encuentra la información de como varían estas fuerzas

Tabla 5

Variación de las fuerzas con respecto a las masas utilizadas

Masa sostenida [Kg]	Fm [N]	Fb [N]	Fe [N]	Fa [N]
1	13,5916	163,1701	130,0161	10,16
2	23,3698	258,4370	225,2470	10,16
3	33,1480	353,7032	320,4999	10,16
4	42,9262	448,9697	415,7571	10,16
5	52,7044	554,2363	521,0166	10,16

11. Modelo analítico para estimación de fuerza muscular

Según (Zajac F. , 1989) la estimación de la fuerza muscular durante la flexión del codo se basa en principios de dinámica y en modelos musculares bien establecidos. Para este protocolo experimental, el movimiento se describe mediante la medición del ángulo de flexión del codo (θ) y la activación muscular se cuantifica mediante señales electromiográficas (EMG).

La fuerza ejercida por los músculos flexores del codo puede calcularse de dos maneras:

- Dinámica Inversa (Biomecánica)
- Modelo Muscular Hill-Zajac

Ambos enfoques pueden combinarse para obtener estimaciones más realistas.

11.1 Dinámica Inversa

(Winter, 2009) propone que la ecuación del momento neto en el codo es:

$$M_{elbow} = I \cdot \ddot{\theta} + m \cdot g \cdot L \cdot \cos(\theta) + \tau_{load}$$

Donde:

M_{elbow} = momento neto en el codo [Nm]

I = momento de inercia del antebrazo + carga [$kg \cdot m^2$]

$\ddot{\theta}$ = aceleración angular [rad/s^2]

$m = \text{masa antebrazo} + \text{carga} \text{ [kg]}$

$g = \text{gravedad} (9,81 \text{ m/s}^2)$

$L = \text{distancia al centro de masa respecto al codo [m]}$

$\theta = \text{ángulo del codo [rad]}$

$\tau_{load} = \text{momento debido a la carga externa [Nm]}$

La fuerza muscular se obtiene dividiendo el momento neto por el brazo de momento muscular (r), donde r tiene que ver con la distancia de inserción del músculo:

$$F_{muscle} = M_{elbow}/r$$

Sabiendo esto procedemos a hallar la fuerza muscular al tener una carga de 1[Kg] teniendo en cuenta las siguientes hipótesis:

- Masa antebrazo + mano + carga= 3,5 [Kg]
- Longitud antebrazo $L = 0,28 \text{ m}$
- Brazo de momento muscular $r = 0,04 \text{ m}$
- Ángulo $\theta = 60^\circ \rightarrow \theta = \pi/3 \text{ rad}$
- Aceleración angular $\ddot{\theta} = 1 \text{ rad/s}^2$ (Winter, 2009)
- $I = 0,09 \text{ kg} \cdot \text{m}^2$
- Carga externa de 1 kg

PASO 1

momento debido a la carga externa=

$$\tau_{load} = m_{load} \cdot g \cdot L \cdot \cos(\theta)$$

$$\tau_{load} = 1,385 \text{ Nm}$$

PASO 2

Momento neto en el codo:

$$M_{elbow} = 6,293[Nm]$$

PASO 3

Fuerza muscular:

$$F_{muscle} = (6,293)/(0,04) = 157,32[N]$$

11.2 Modelo Muscular de Hill-Zajac

Según el autor (Zajac F. , 1989), la fuerza activa de un músculo está dada por:

$$F_{muscle}(t) = F_{max} \cdot a(t) \cdot f_l(l) \cdot f_v(\dot{l})$$

Donde:

- F_{max} = fuerza máxima isométrica del músculo [N]
- $a(t)$ = activación muscular (proporcional al EMG normalizado)
- $f_l(l)$ = factor de longitud (relación longitud-tensión)
- $f_v(\dot{l})$ = factor de velocidad (relación velocidad-tensión)

Para simplificar análisis dinámicos, muchas veces se asume:

$$F_{muscle}(t) = F_{max} \cdot a(t)$$

Tener en cuenta que esta fuerza sería la ideal ya que se encuentra a su máximo.

Para hallar esta fuerza máxima isométrica del musculo se siguió los pasos señalados en el capítulo 7.6 encontrando así que el musculo para este caso específico experimentaba una $F_{max}= 304,1$ [N] con una $RMS=3,86$ [mV].

Sabiendo lo anterior, podemos manejar las siguientes hipótesis, basados de la tabla 6:

Tabla 6

Tabla de activación muscular dependiendo de la carga

Carga [Kg]	RMS [mV]	a(t)
1	0,901	0,883
2	0,935	0,916
3	0,981	0,961
4	0,998	0,978
5	1,020	1

Nota: Estos valores de activación muscular dependen de los valores RMS hallados anteriormente.

También debemos tener en cuenta la importancia de la activación muscular $a(t)$. En el modelo muscular de Hill–Zajac, la activación muscular $a(t)$ se define como una variable escalar que representa el grado de reclutamiento neural del músculo en el tiempo. Esta activación no se mide directamente, sino que se estima a partir de la señal de electromiografía (EMG) normalizada, es decir, en relación con el valor máximo obtenido durante una contracción voluntaria máxima (MVC). De este modo, la activación se expresa como una proporción entre 0 (reposo) y 1 (activación máxima), lo cual permite su uso en modelos dinámicos de generación de fuerza (Zajac F. , 1989). Según Burden (2010), “the normalized EMG is commonly used to represent muscle activation because it accounts for inter-subject variability and electrode placement” (p. 1025), lo que refuerza su utilidad como indicador fisiológico en estudios biomecánicos y de control motor. Esta relación puede expresarse matemáticamente como:

- EMG normalizado $a(t) = RMS\ actual / RMSmax \approx 0.833$ para carga de 1kg

- $Fmax = 284,5[N]$

$$Fmus = 304,11 \cdot 0,883 = 268,52[N]$$

Ambos resultados son coherentes: la fuerza real 157,32 [N] está muy por debajo de la capacidad máxima 268,52 [N], mostrando que el músculo no está totalmente activado.

11.3 Resultados y discusión

Luego de calcular todas las fuerzas haciendo la variación desde 1 a 5 [Kg] se obtuvo los siguientes resultados que se muestran en la tabla 7

Tabla 7

Comparación de las fuerzas por el modelo de dinámica inversa y modelo de Hill-Zajac.

Masa [Kg]	Fuerza con dinámica inversa [N]	Fuerza con modelo Hill-Zajac [N]
1	157,32	268,52
2	230,51	278,63
3	297,51	292,24
4	367,49	297,41
5	447,38	304,11

La tabla 7 muestra la fuerza estimada mediante dos enfoques distintos: el modelo de dinámica inversa y el modelo fisiológico de Hill-Zajac, en función de cargas aplicadas al antebrazo.

Los resultados obtenidos muestran que la fuerza estimada mediante el modelo de dinámica inversa aumentó progresivamente con la carga, superando los valores estimados por el modelo de Hill-Zajac a partir de los 3 kg. Esta diferencia refleja la naturaleza complementaria de ambos enfoques: mientras la dinámica inversa calcula la fuerza neta necesaria para equilibrar el sistema mecánico, el modelo Hill-Zajac estima la capacidad fisiológica activa del músculo a partir de la señal EMG.

El desacople entre ambos modelos a cargas elevadas sugiere que la activación muscular se estabiliza antes de que la fuerza mecánica lo haga, lo cual es coherente con la fisiología muscular. Estos resultados validan el uso combinado de ambos modelos para la caracterización funcional del bíceps, destacando la necesidad de integrar variables mecánicas y eléctricas para una estimación completa de la fuerza muscular.

Ahora comparando estos resultados con los obtenidos por el análisis estático encontramos lo siguiente en la tabla 8.

Tabla 8

Comparación de las fuerzas por el modelo de dinámica inversa y análisis estático.

Masa [Kg]	Fuerza con dinámica inversa [N]	Fuerza con Análisis estático [N]	% error
1	157,32	163,17	3,58521787
2	230,51	258,43	10,8036993
3	297,51	353,7	15,8863444
4	367,49	448,96	18,1463828
5	447,38	554,23	19,2789997

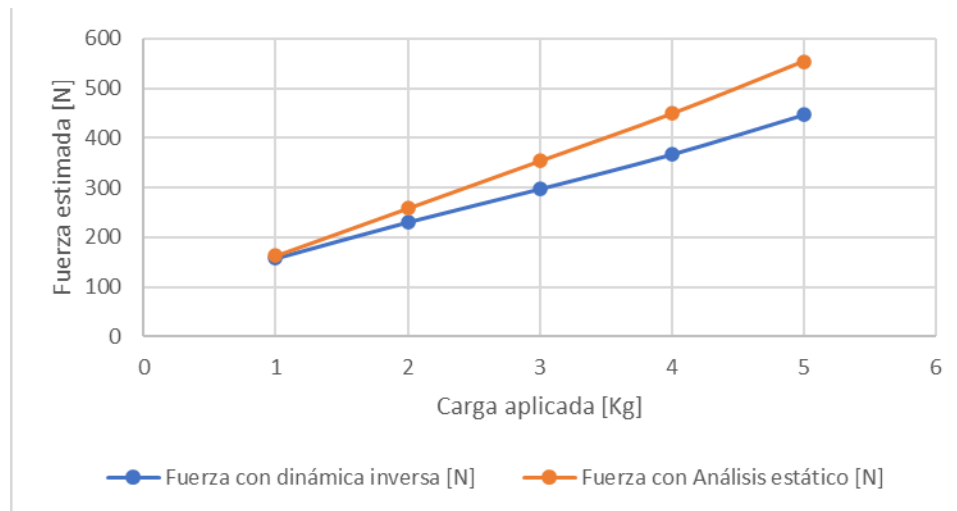
Como se puede observar en la Tabla 8, los resultados obtenidos muestran una diferencia progresiva entre el modelo de dinámica inversa y el análisis estático, lo cual es esperable debido a las distintas suposiciones involucradas. Para cargas bajas (1–2 kg), el error relativo es menor al 11 %, lo cual indica que ambos métodos ofrecen resultados bastante cercanos. A medida que se incrementa la carga, el modelo de dinámica inversa comienza a subestimar la fuerza muscular en

comparación con el análisis estático. Esto podría deberse algunas simplificaciones del modelo dinámico como por ejemplo la aceleración angular constante, efectos no modelados como coactivación de músculos antagonistas o fatiga muscular. Esto sugiere que el sistema electromiográfico y los supuestos biomecánicos son confiables en esfuerzos moderados. Aunque el error crece, la tendencia general es coherente entre ambos métodos: la fuerza estimada aumenta con la carga en todos los casos. Esto sugiere que el sistema de medición EMG y la estimación biomecánica están alineados a nivel funcional. En estudios de estimación de fuerza muscular mediante métodos indirectos, como la dinámica inversa o el procesamiento de señales EMG, es común encontrar márgenes de error relativos del orden del 10 % al 20 %. Según (Winter, 2009), “estimates of joint moment or muscle force derived from inverse dynamics are subject to errors of 10 to 20 percent, primarily due to assumptions about segmental mass distribution and the omission of antagonistic co-contractions” (p. 103). Esta afirmación respalda la validez de errores como los observados en este estudio (hasta un 19 %), en tanto se consideran consistentes con la variabilidad esperada en modelos biomecánicos simplificados. De manera similar, (Zajac F. , 1989) indica que “errors in force estimation using Hill-type models may range from 10% to 25% depending on how well the muscle parameters and neural input are characterized,” lo resalta la importancia de entender estos márgenes como parte del tipo de modelado utilizado. Unido a ellos, (Farina, 2004) también menciona que las estimaciones de fuerza muscular a partir de señales EMG, aún con modelos avanzados, pueden presentar errores relativos de hasta 15–25 % cuando no se incluyen sensores complementarios o calibraciones específicas.

Por tanto, los resultados obtenidos en esta investigación se mantienen dentro de los límites aceptables según la literatura especializada, validando la aplicabilidad de los modelos utilizados para la caracterización de la fuerza muscular en condiciones controladas.

Figura 35

Gráfico de dispersión de la fuerza muscular por dinámica inversa y análisis estático.



En la figura 35 se comparan visualmente las fuerzas estimadas mediante el modelo de dinámica inversa y el análisis estático para cargas externas de 1 a 5 kg. Ambas curvas presentan una tendencia creciente, lo cual es coherente con la respuesta fisiológica esperada: a mayor carga, mayor activación muscular y mayor fuerza generada por el bíceps.

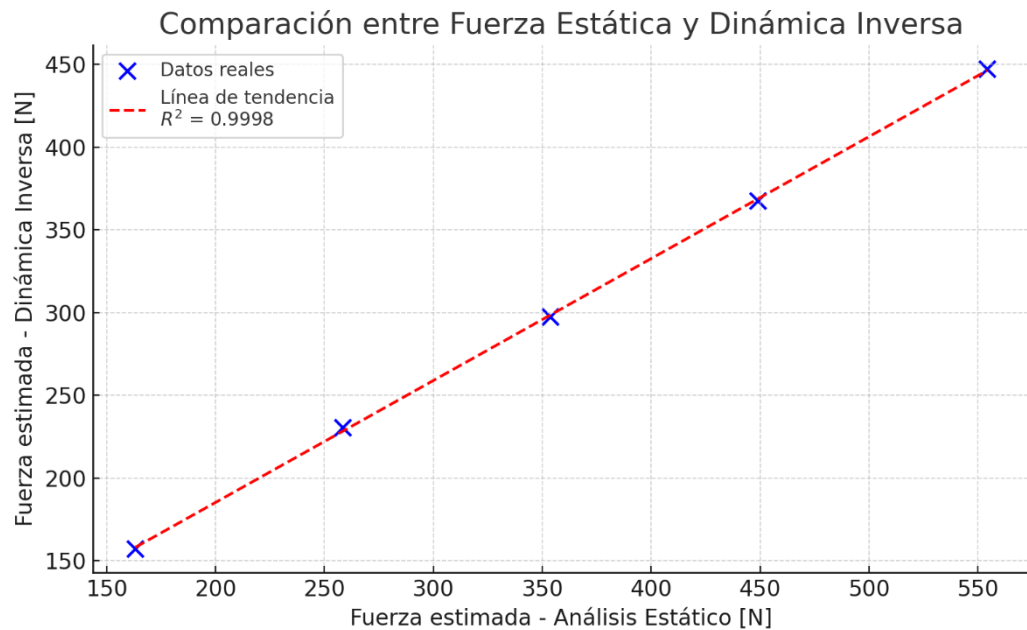
Se observa que, para todas las cargas, la fuerza estimada mediante el análisis estático es ligeramente superior a la calculada por el modelo dinámico. Esta diferencia se hace más notable conforme aumenta la carga, reflejando así los valores crecientes del error relativo porcentual analizados previamente.

El gráfico también muestra que ambas series de datos mantienen una trayectoria casi paralela, lo cual sugiere que existe una relación funcional y predecible entre los dos métodos de estimación.

Esta coherencia gráfica apoya la validez del modelo de dinámica inversa y la utilidad del sistema EMG desarrollado, especialmente en el rango de cargas evaluado.

Figura 36

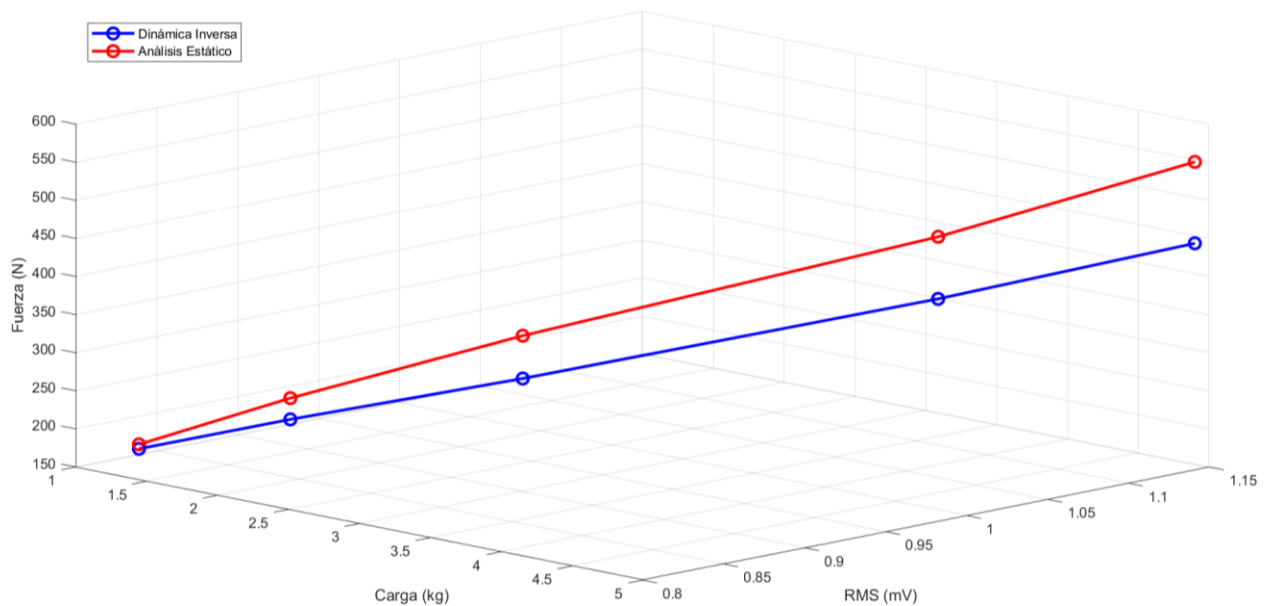
Correlación entre métodos de estimación de fuerza muscular



En la figura 36 se muestra una alta correlación entre la fuerza estimada mediante análisis estático y la obtenida a través del modelo de dinámica inversa. El valor de $R^2 = 0.9998$ evidencia que más del 99 % de la variabilidad en los resultados del modelo dinámico puede explicarse mediante los valores obtenidos por el modelo estático. Esta relación confirma la consistencia entre ambos enfoques y respalda la validez del sistema de estimación basado en señales EMG y parámetros biomecánicos.

Figura 37

Comparación RMS-Carga-Fuerza



La figura 37 muestra una gráfica construida a partir de los datos de RMS de la señal EMG, carga aplicada y fuerza obtenida mediante análisis estático y dinámico permite evidenciar varios aspectos importantes en la caracterización del comportamiento muscular:

En primer lugar, se observa una correlación directa entre el valor RMS y la fuerza generada, lo cual es coherente con la literatura, ya que un aumento en la actividad eléctrica del músculo, que está representado por un mayor RMS, suele estar asociado con una mayor contracción muscular. De igual manera, se confirma la relación creciente entre la carga aplicada y la fuerza, validando que a mayor resistencia externa, mayor es el esfuerzo producido por el músculo.

Por otro lado, al comparar los dos métodos de estimación de fuerza, se evidencia que el análisis estático tiende a sobreestimar los valores de fuerza en comparación con el análisis por dinámica inversa. Esta diferencia se acentúa a medida que aumenta la carga, lo cual puede deberse a que el análisis estático no contempla las aceleraciones ni las fuerzas inerciales que sí se consideran en el enfoque dinámico.

Estas diferencias metodológicas deben tenerse en cuenta al momento de interpretar señales EMG, especialmente si el objetivo es realizar estimaciones precisas del esfuerzo muscular en aplicaciones como biomecánica, rehabilitación, control de prótesis o sistemas de asistencia motora. Una elección inadecuada del modelo puede llevar a una interpretación errónea del nivel real de activación muscular.

12. Presupuesto

En la tabla 9 se muestra el presupuesto utilizado para la ejecución del proyecto en el cual se contempla los diferentes materiales utilizados para ello.

Tabla 9

Presupuesto del proyecto

ARTICULO	CANTIDAD	COSTO UNITARIO (\$)	COSTO TOTAL (\$)
		\$	\$
Amplificador 6221	2	30.000	60.000
		\$	\$
Amplificador TL084	4	3.000	12.000
		\$	\$
Diodo 1N48	2	4.000	8.000
		\$	\$
Resistencia	8	1.000	8.000
		\$	\$
Cable por metros	2	3.000	6.000
		\$	\$
Paquete de electrodos	1	22.000	22.000
		\$	\$
Cable de electrodos	1	26.000	26.000
		\$	\$
Gel conductor	1	10.000	10.000
		\$	\$
Condensador	2	4.000	8.000
		\$	\$
Capacitor	1	2.000	2.000
		\$	\$
Potenciometro	1	5.000	5.000
		\$	\$
Arduino Uno	1	50.000	50.000

		\$	\$
Protoboard	1	12.000	12.000
		\$	\$
Placa de circuito impreso	1	45.000	45.000
		\$	\$
Pesas	5	15.000	75.000
		\$	\$
Fuente de alimentación	1	-	-
		\$	\$
Multímetro	1	50.000	50.000
		\$	\$
Dinamómetro digital	1	20.000	20.000
		\$	\$
Kit de cautín	1	40.000	40.000
			\$
	TOTAL		519.000

13. Conclusiones

- El presente trabajo logró desarrollar un módulo de electromiografía de superficie (EMG) completamente funcional, portátil y de bajo costo, alineado con la necesidad identificada en la Escuela de Ingeniería Mecánica de la Universidad Industrial de Santander de contar con una herramienta propia para la caracterización de la fuerza muscular. Esta solución representa un avance significativo en el contexto académico local, al permitir la realización de prácticas experimentales sin depender de equipos importados o de alto costo.
- El procesamiento digital mediante un filtro Butterworth de sexto orden demostró ser efectivo para la reducción del ruido, lo que permitió obtener señales claras y estables. Los resultados experimentales, analizados mediante indicadores como RMS y SNR, reflejaron un incremento progresivo de la activación muscular con el aumento de la carga aplicada, lo cual valida la sensibilidad del sistema ante variaciones fisiológicas reales.
- Los modelos biomecánicos aplicados (análisis estático y dinámica inversa) permitieron estimar la fuerza muscular generada, mostrando una correlación funcional con los niveles de activación EMG registrados. Esta integración demuestra la viabilidad de combinar modelos mecánicos con bioseñales en aplicaciones experimentales dentro del entorno académico.
- Se observaron errores relativos de hasta un 19 % entre los métodos de estimación aplicados, valor que se encuentra dentro de los márgenes aceptables establecidos en la literatura científica para estudios biomecánicos con modelado indirecto. Este resultado respalda la validez del sistema EMG desarrollado y su utilidad para estimaciones prácticas de fuerza muscular, especialmente en condiciones controladas.

- La integración del sistema electrónico, el diseño del módulo y el desarrollo de una interfaz gráfica personalizada permitieron cumplir con todos los objetivos planteados, posibilitando la adquisición, procesamiento y visualización en tiempo real de señales EMG durante los movimientos de flexión y extensión del codo.
- El sistema entregado incluye una interfaz de usuario, un protocolo experimental replicable y documentación completa, lo que lo convierte en una herramienta sólida y versátil para futuras investigaciones en áreas como biomecánica, rehabilitación, control muscular y análisis de desempeño motor.

14. Recomendaciones

- Se recomienda mejorar la portabilidad del módulo mediante la incorporación de una fuente de alimentación autónoma, como baterías recargables de bajo peso, que mantengan la estabilidad del voltaje sin comprometer la seguridad. Esto facilitaría la aplicación del sistema fuera del entorno de laboratorio, permitiendo estudios en contextos clínicos, deportivos o educativos.
- Para fortalecer la validez externa del sistema, se sugiere ampliar las pruebas experimentales incluyendo una muestra más diversa de usuarios, con diferentes edades, géneros, niveles de condición física y perfiles musculares. Esto permitiría establecer rangos de referencia y adaptar el sistema a poblaciones específicas.
- Se recomienda incorporar sensores adicionales como acelerómetros, giroscopios o goniómetros, que permitan correlacionar la actividad muscular con parámetros cinemáticos, enriqueciendo el análisis biomecánico y facilitando el estudio de patrones de movimiento.

- Se sugiere implementar técnicas de inteligencia artificial o aprendizaje automático que permitan clasificar patrones de activación muscular y estimar la fuerza con mayor precisión, incluso bajo condiciones no lineales o de fatiga.
- Es recomendable utilizar cables trenzados, apantallados y de longitud mínima entre electrodos y circuito de adquisición. Esta configuración ayuda a reducir la captación de ruido electromagnético, especialmente de la red eléctrica (60 Hz).
- Se recomienda considerar plataformas con mayor velocidad y memoria, como el Teensy 4.0/4.1 o el ESP32, que permiten trabajar con frecuencias de muestreo más altas, múltiples canales de adquisición y ejecución simultánea de tareas como filtrado, visualización y almacenamiento de datos.
- Plataformas como el ESP32 ofrecen conectividad Wi-Fi y Bluetooth integrada, lo que facilita la transmisión inalámbrica de datos a aplicaciones móviles o servidores remotos, permitiendo además reducir el cableado del sistema. Esta característica es clave si se proyecta el uso del módulo en contextos clínicos, deportivos o de rehabilitación móvil.

Referencias Bibliográficas

- Alfonso, F. (2010). *Cálculo de esfuerzos musculare en la marcha humana mediante optimización estática-fisiológica* .
- B. Freriks, H. H. (2000). *European recommendations for surface electromyography : results of the SENIAM project*.
- Burden, A. (2010). *How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research*.
- Capogrossi, E. D. (2018). *Modelado y optimización con Algoritmos Genéticos de la fuerza muscular a partir de EMG de superficie para la estimación del par articular durante la flexoextensión del codo*.
- Cram, J. R. (1998). *Introduction to Surface Electromyography*.
- De Luca, C. J. (1997). *The Use of Surface Electromyography in Biomechanics*.
- De Luca, C. J. (2002). *Surface electromyography: Detection and recording*.
- Domínguez, J. (2015). *Análisis de las señales EMG de superficie del bíceps durante la ejecución de ejercicios con pesas*.
- Enoka, R. (1988). *Neuromechanical Basis of Kinesiology* .
- Farina, D. (2004). *The extraction of neural strategies from the surface EMG*.
- Freivalds, A. (2011). *Biomechanics of the upper limbs: mechanics, modeling and musculoskeletal injuries*.
- García, A. (2015). *Sistema de adquisición multicanal para señales mioeléctricas*.
- Gutierrez, D. (2004). *Reconocimiento de patrones en señales de electromiografía de enfermedades musculares*. Bogotá.

Hermens, H. J.-K. (2000). *Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures.*

Hill, A. (1938). *The heat of shortening and the dynamic constants of muscle.*

Kasman, G. C. (1998). *Introduction to surface electromyography.* Seattle.

Konrad, P. (2005). *The abc of emg. A practical introduction to kinesiological electromyography.*

Mavin. (11 de Abril de 2018). <https://www.mavincolombia.com/>. Obtenido de https://www.mavincolombia.com/uploads/1/7/4/0/1740594/listado_de_ciudades_y_valor_de_gravedad_.pdf?utm_source=chatgpt.com

Merletti, R. &. (2004). *Electromyography: Physiology, engineering, and non-invasive applications.*

Merletti, R. (2016). *Surface Electromyography : Physiology, Engineering, and Applications.* .

Oliveira, L. (2019). *Muscle activation during the elbow flexion-extension movement performed by older adults. Aging and Physical Activity.*

Oppenheim, A. V. (2010). *Discrete-Time Signal Processing.*

Rossi, H. (2019). *Desarrollo de un módulo de electromiografía de superficie para un sistema de análisis de la marcha simplificado.*

Sharma, k. (2017). *Muscle Activation Profiles and Co-Activation of Quadriceps and Hamstring Muscles around Knee Joint in Indian Primary Osteoarthritis Knee Patients.* .

Smith, S. W. (2007). *The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing.*

Tabares, S. (23 de octubre de 2017). *Entrenadores.* Obtenido de Entrenadores. Obtenido de Músculos agonistas, antagonistas, sinergistas y estabilizadores: <https://entrenador.es/musculos-agonistas-antagonistas-sinergistas-estabilizadores/>

Winter, D. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement*.

Zajac, F. (1989). *Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control*.

Zajac, F. (1989). *Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control*.

Apéndices

Apéndice A. Código del filtro Butterworth implementado en Arduino

```
/**  
  
 * Filtro Butterworth de sexto orden aplicado a voltaje,  
 * con reducción de datos para imprimir solo 600 valores en 60 segundos.  
 */  
  
#include <Filters.h>  
  
#include <AH/Timing/MillisMicrosTimer.hpp>  
  
#include <Filters/Butterworth.hpp>  
  
const float Vref = 5.0;  
  
int adcValue = 0;  
  
float Voltage = 0.0;  
  
// Frecuencia de muestreo y corte  
  
const double f_s = 100.0; // Frecuencia de muestreo (Hz)  
  
const double f_c = 2; // Frecuencia de corte (Hz)  
  
const double f_n = 2 * f_c / f_s; // Frecuencia normalizada  
  
// Temporizador para muestreo preciso a 100 Hz
```

```
Timer<micros> timer(1e6 / f_s); // Intervalo de 10 ms

// Filtro Butterworth de sexto orden
auto filter = butter<6>(f_n);

unsigned long startTime = 0; // Tiempo de inicio en milisegundos
bool recording = true;

const int reductionFactor = 10; // Imprime 1 dato de cada 10 para total 600 datos
int sampleCount = 0;

void setup() {
  Serial.begin(115200); // Puerto serial con baudrate alto
  startTime = millis();
}

void loop() {
  if (recording && timer) {
    adcValue = analogRead(A0);
    Voltage = (adcValue * Vref) / 1023.0;

    float filteredVoltage = filter(Voltage);
    if (isnan(filteredVoltage)) filteredVoltage = 0.0;
```

```
sampleCount++;  
  
if (sampleCount % reductionFactor == 0) {  
    Serial.println(filteredVoltage, 6);  
}  
}  
  
// Detener grabación después de 60 segundos  
if (recording && millis() - startTime >= 60000) {  
    recording = false;  
    Serial.println("Grabación finalizada.");  
}  
}
```

Apéndice B. Código para visualizar las gráficas en Processing

```
import processing.serial.*;

Serial myPort;

float[] values = new float[500]; // Guarda los valores para la gráfica

int graphHeight = 400;

int graphWidth = 600;

void setup() {

    size(600, 400);

    String portName = Serial.list()[0]; // Detecta el puerto disponible

    myPort = new Serial(this, portName, 9600);

    myPort.bufferUntil('\n');

}

void draw() {

    background(0);

    stroke(255);

    noFill();

    // Dibujar la grilla

    stroke(100);
```

```
for (int i = 0; i < width; i += 50) {  
  line(i, 0, i, height);  
}  
for (int j = 0; j < height; j += 50) {  
  line(0, j, width, j);  
}  
  
// Dibujar los ejes  
stroke(255);  
line(0, graphHeight - 1, graphWidth, graphHeight - 1);  
line(0, 0, 0, graphHeight);  
  
// Marcas y valores del eje Y (de 0V a 6V)  
fill(255);  
textSize(12);  
for (float v = 0; v <= 6; v += 1) {  
  int y = int(map(v, 0, 6, graphHeight, 0));  
  text(nf(v, 1, 1) + "V", 6, y - 6);  
}  
  
// Dibujar la gráfica como línea continua  
stroke(0, 255, 0);  
noFill();
```

```
beginShape();  
  
for (int i = 0; i < values.length; i++) {  
    vertex(i, map(values[i], 0, 6, graphHeight, 0)); // Mapea valores de voltaje en el eje Y  
}  
  
endShape();  
}
```

```
void serialEvent(Serial myPort) {  
  
    String inString = myPort.readStringUntil('\n');  
  
    if (inString != null) {  
        inString = trim(inString);  
  
        float inValue = float(inString); // Se asegura que se recibe un valor en voltios  
  
        // Mueve los datos hacia la izquierda  
  
        for (int i = 0; i < values.length - 1; i++) {  
            values[i] = values[i + 1];  
        }  
  
        values[values.length - 1] = inValue; // Guarda el valor de voltaje  
    }  
}
```

Apéndice C. Código de enlace de MATLAB y MATLAB mobile para recibir datos de ángulo

```
% Paso 1
```

```
% Crear objeto del dispositivo móvil
```

```
m = mobiledev;
```

```
% Paso 2
```

```
% Activar los sensores necesarios
```

```
m.OrientationSensorEnabled = 1;
```

```
% Paso 3
```

```
m.Logging = 1; % Comienza la grabación
```

```
pause(60); % mover el iPhone durante este tiempo
```

```
m.Logging = 0; % Detiene la grabación
```

```
% Paso 4
```

```
% Guardar en una matriz valores de orientación
```

```
[orient, to] = orientlog(m);
```

```
% Paso 5
```

```
% Reducir datos usando el factor
```

```
factor = 30;
```

```
pitch_reduced = orient_deg(1:factor:end, 2); % Columna 2: pitch
```

Apéndice D. Código para guardar en Matlab los datos de voltaje

```
% Cambia "COM5" por el puerto serial correcto en tu sistema
```

```
s = serialport("COM5", 115200);
```

```
% Limpia buffer serial
```

```
flush(s);
```

```
numDatos = 600;
```

```
datos = zeros(numDatos, 1);
```

```
for i = 1:numDatos
```

```
    linea = readline(s);
```

```
    datos(i) = str2double(linea);
```

```
end
```

```
clear s;
```

