
**DISEÑO DE UN DISPOSITIVO DE PROCESAMIENTO Y COMPILACIÓN DE
SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS**

Juan Pablo Medina Bustos

CORPORACIÓN UNIVERSITARIA DEL HUILA – CORHUILA

INGENIERIA MECATRÓNICA

NEIVA

2023

**DISEÑO DE UN DISPOSITIVO DE PROCESAMIENTO Y COMPILACIÓN DE
SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS**

Juan Pablo Medina Bustos

Código: 1718119915

DIRECTOR: ING. RUTHBER RODRÍGUEZ SERREZUELA

CORPORACIÓN UNIVERSITARIA DEL HUILA – CORHUILA

INGENIERIA MECATRÓNICA

NEIVA

2023

RESUMEN

Uno de los componentes más importantes en Interfaces Cerebro Maquina en la parte de prótesis de manos y piernas son los sensores de electromiografía (EMG, de las sus siglas en inglés). La electromiografía (EMG) se utiliza para medir el potencial de activación de los músculos y de esta forma poder interactuar con las prótesis de manera adecuada.

El objetivo de este trabajo de grado es desarrollar un dispositivo EMG que pueda medir señales bioeléctricas y transmitir estos datos a otros dispositivos. Este trabajo de grado es principalmente una exploración para identificar la solución potencial y se necesita más trabajo para desarrollar el sistema requerido. El dispositivo EMG debe ser pequeño, modular, alimentado por batería y capaz de comunicarse de forma inalámbrica con otros dispositivos. Un sistema EMG que funcione requiere una amplificación adecuada para que el resultado sea legible y exige un filtrado exhaustivo, así como un diseño detallado de la placa de circuitos para eliminar el ruido o las interferencias que puedan afectar al resultado.

En el desarrollo de este proyecto se empleó un enfoque descendente, en el cual se diseñó una arquitectura para el sistema EMG y se descompuso en bloques funcionales. Cada uno de estos bloques se implementó individualmente, y se llevó a cabo una prueba experimental completa para asegurar que se cumplieran todas las especificaciones. Con el fin de validar el dispositivo EMG, se utilizaron imágenes de referencia y se examinó directamente la correlación entre la activación muscular y su señal mediante un osciloscopio.

Se logró desarrollar satisfactoriamente un dispositivo EMG completamente operativo, el cual constaba de dos PCB: una con circuitos EMG (circuito analógico) y otra con procesamiento digital para la comunicación (circuito digital). Los resultados obtenidos mediante EMG fueron coherentes entre los distintos sujetos de prueba y pudieron correlacionarse sin dificultad alguna con el movimiento muscular y la fuerza. Las imágenes de referencia demostraron que el dispositivo funcionaba de acuerdo con lo previsto. Sin embargo, aún se presentaba ruido de modo común de 60 Hz en el dispositivo EMG, lo cual podría ser atribuible a su amplio ancho de banda y sus limitadas propiedades de baja frecuencia.

Palabras clave: Interfaz Cerebro Máquina, Electromiograma, Sistema integrado, Sensor muscular

Abstract

One of the most important components in Brain Machine Interfaces in the part of prosthetic hands and legs are the electromyography (EMG) sensors. Electromyography (EMG) is used to measure the activation potential of the muscles in order to interact with the prosthesis in an appropriate way.

The goal of this thesis is to develop an EMG device that can measure bioelectrical signals and transmit this data to other devices. This thesis is mainly an exploration to identify the potential solution and more work is needed to develop the required system. The EMG device must be small, modular, battery powered and able to communicate wirelessly with other devices. A working EMG system requires adequate amplification to make the output readable and requires extensive filtering as well as detailed circuit board design to eliminate noise or interference that may affect the output.

A top-down approach was employed in the development of this project, in which an architecture for the EMG system was designed and decomposed into functional blocks. Each of these blocks was implemented individually, and a full experimental test was conducted to ensure that all specifications were met. In order to validate the EMG device, reference images were used and the correlation between muscle activation and its signal was directly examined using an oscilloscope.

A fully operational EMG device was successfully developed, consisting of two PCBs: one with EMG circuitry (analog circuit) and one with digital processing for communication (digital circuit). The results obtained by EMG were consistent among the different test subjects and could be correlated without difficulty with muscle movement and strength. The baseline images showed that the device was working as intended. However, 60 Hz common mode noise was still present in the EMG device, which could be attributable to its wide bandwidth and limited low frequency properties.

Keywords: *Brain-Machine Interface, Electromyogram, Embedded System, Muscle Sensor, Muscle Sensor.*

TABLA DE CONTENIDOS

INTRODUCCIÓN	1
2. ANTECEDENTES DEL PROBLEMA	5
2.1 Electromiografía.....	5
2.1.1 Arquitectura muscular	6
2.1.2 Electrodo s EMG y su colocación	6
2.1.3 Señal EMG	7
2.1.4 Adquisición de señales EMG	8
2.1.5 Amplificación.....	9
2.1.6 Filtración	10
2.1.7 Rectificador de onda completa	13
2.1.8 Circuito Integrador	14
2.2 Trabajos relacionados	15
2.2.1 Electromiografía para prótesis robóticas	15
2.2.2 Electromiografía para la rehabilitación.....	15
2.2.3 Rectificadores de precisión.....	16
3 . METODOLOGÍA.....	17
3.1 Proceso de investigación	17
3.2 Paradigma de investigación	18
3.3 Recopilación de datos	18
3.4 Tamaño de la muestra	18
3.5 Población destinataria	18
3.6 Medidas previstas	18
3.6.1 Entorno de prueba	19

3.7	Hardware/software utilizado	19
3.8	Evaluar la fiabilidad y validez de los datos recogidos	20
3.8.1	Fiabilidad	20
3.8.2	Validez	20
3.9	Análisis de datos previstos	20
3.9.1	Técnica de análisis de datos	20
3.9.2	Herramientas de software	21
3.10	Marco de evaluación	21
4.	RESULTADOS	22
4.1.2	Parte frontal analógica	23
4.1.3	Procesamiento	24
4.1.4	Parámetros esenciales	25
4.1.5	Componentes de hardware	25
4.2	Etapas de simulación	27
4.3	Fase de diseño	29
4.3.1	Diagrama de bloques del hardware	30
4.3.2	Esquemático	31
4.3.3	Diseño de la PCB	33
4.4	Fase de programación	37
4.5	Pruebas	39
4.5.1	Hardware	39
4.5.2	Software	42
5.	CONCLUSIONES	49
	REFERENCIAS	52

TABLA DE FIGURAS

Figura 1. Vista general simplificada del sistema EMG.....	2
Figura 2. Señal EMG. Autor	6
Figura 3. Amplificador de instrumentación.....	8
Figura 4. Amplificador operacional no inversor.....	10
Figura 5. Filtro activo pasa alto de segundo orden.....	11
Figura 6. Filtro activo pasa bajo de segundo orden.....	12
Figura 7. Filtro activo paso banda inversor.....	13
Figura 8. Rectificador de onda completa.....	14
Figura 9. Circuito integrador con Amp-Op.....	14
Figura 10. Proceso de investigación, enfoque descendente.....	17
Figura 11. Resumen del proyecto: desarrollo del sistema EMG.....	22
Figura 12. Fase de amplificación y filtrado.....	23
Figura 13. Circuito final. Autor.....	28
Figura 14. Resultado final de la simulación del circuito. Autor.....	29
Figura 15. Diagrama de bloques de hardware del sistema EMG.....	30
Figura 16. Circuito digital implementado.....	32
Figura 17. Circuito analógico implementado.....	33
Figura 18. Circuito analógico implementado. Autor.....	34
Figura 19. Circuito analógico PCB vista en 3D. Autor.....	35
Figura 20. Circuito digital PCB sin vertido de cobre. Autor.....	36
Figura 21. Circuito digital PCB vista 3D. Autor.....	36
Figura 22. Diagrama de flujo de software. Autor.....	37
Figura 23. Diagrama de flujo de software. Autor.....	40
Figura 24. Pruebas DDP y orden para cada etapa en la PCB analógica. Autor.....	40
Figura 25. Sistema EMG. (a) Circuito digital (b) Circuito analógico (c) Circuito unido con el módulo bluetooth. Autor.....	42
Figura 26. Sujeto de prueba 1 <Bíceps>: línea azul integrador, línea roja rectificador. Autor.....	43
Figura 27. Sujeto de prueba 1 <Pantorrilla>: Línea azul integrador, línea roja rectificador. Autor.....	43
Figura 28. Sujeto de prueba 1 <Bíceps>: Línea azul rectificador, línea roja filtro. Autor.....	44
Figura 29. Sujeto de prueba 1 <Pantorrilla>: Línea azul rectificador, línea roja filtro. Autor.....	44
Figura 30. Sujeto de prueba 2 <Bíceps>: Línea azul integrador, línea roja rectificador. Autor.....	45
Figura 31. Sujeto de prueba 2 <Pantorrilla>: Línea azul integrador, línea roja rectificador. Autor.....	45
Figura 32. Sujeto de prueba 2 <Biceps>: Línea azul integrador, línea roja rectificador. Autor.....	46
Figura 33. Sujeto de prueba 2 <Pantorrilla>: Línea azul rectificador, línea roja filtro. Autor.....	46

TABLAS

<i>Tabla 1. Parámetros importantes utilizados en el sistema EMG.....</i>	<i>25</i>
<i>Tabla 2. Parámetros importantes utilizados en el sistema EMG.....</i>	<i>26</i>
<i>Tabla 3. Comandos AT para el sistema EMG.....</i>	<i>38</i>
<i>Tabla 4. Resumen de la medición del ruido de la señal EMG.</i>	<i>47</i>
<i>Tabla 5. Resumen de los diferentes sensores para la obtención de datos.</i>	<i>48</i>

PRODUCTO PATENTABLE

INTRODUCCIÓN

Este capítulo presenta el tema de este trabajo de grado, sus objetivos y la estructura esquemática de este informe.

Antecedentes

En la última década la electromiografía (EMG) o electromiograma se utilizaba únicamente con fines diagnósticos. Sin embargo, gracias al avance de la tecnología, estos registros se han convertido en un recurso valioso para el control artificial del movimiento de miembros prostéticos (Taborri et al, 2020). El registro superficial es el método más comúnmente utilizado en diversos estudios debido a su facilidad de uso y colocación. Además, al utilizar este método no se interfiere con las funciones naturales y el valor medio de la señal registrada varía casi linealmente en relación con la fuerza generada.

Un sensor de electromiografía (EMG) es un dispositivo que se utiliza para medir los potenciales bioeléctricos que se generan en los músculos (Jiang et. al, 2020). La unidad motora es la conexión entre una neurona motora y una fibra muscular que permite a los músculos moverse mediante impulsos eléctricos, que son transmitidos por el cerebro a través del sistema nervioso central (SNC) (Jiang et. al, 2020). El potencial bioeléctrico es un término genérico que se refiere a todos los tipos de potenciales eléctricos que se generan en el cuerpo humano y otros organismos. Cuando el potencial eléctrico se origina en un músculo, se le denomina mioeléctrico (del griego myo, que significa "músculo") (Jiang et. al, 2020). Este potencial de activación es lo que mide el EMG. Los sistemas EMG se pueden dividir en tres partes (ver Figura 1) (Jiang et. al, 2020): detección, amplificación y procesamiento, que es cómo está estructurado el dispositivo EMG que se ha utilizado en este trabajo de grado.

La detección es la etapa del circuito en la que se colocan electrodos sobre los músculos, para capturar las señales bioeléctricas que estos generan. Existen diferentes tipos de electrodos y configuraciones, que se utilizan para medir los biopotenciales. En el caso de este proyecto, se requieren tres electrodos para detectar las señales mioeléctricas: uno positivo, uno negativo y uno de referencia, que se colocan estratégicamente a lo largo del músculo que se está midiendo.

La amplificación es esencial para aumentar la amplitud de la señal detectada y poder procesarla, ya que las señales mioeléctricas son extremadamente débiles, con una amplitud de alrededor de 1-10 mV (pico a pico) dependiendo del músculo (Jiang et. al, 2020). La amplificación se realiza mediante amplificadores operacionales (Op-Amp), que se utilizan comúnmente en diferentes configuraciones para aumentar la potencia de una señal y estabilizarla mediante retroalimentación negativa. En particular, se requiere una amplificación de alrededor de 1000-10000 veces para procesar estas señales (Jiang et. al, 2020). Además, para mejorar la calidad o resolución de estas señales, se necesitan filtros analógicos. La función de estos filtros es bloquear o atenuar ciertas frecuencias, especialmente el ruido de modo común de 60 Hz en los sistemas EMG, y pueden mejorar significativamente la calidad de las señales medidas.

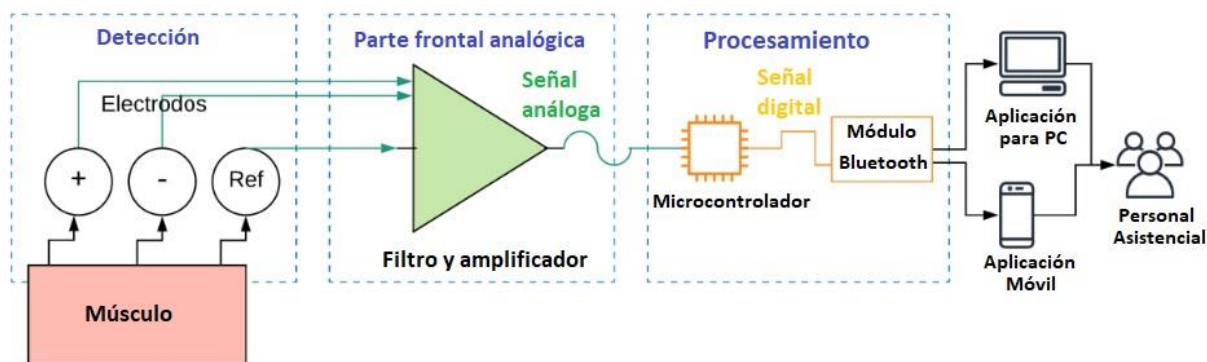


Figura 1. Vista general simplificada del sistema EMG. Autor

Después de la amplificación, la señal se procesa mediante circuitos digitales, incluyendo un microcontrolador que convierte los datos analógicos en digitales y los transmite a otros dispositivos. En este proyecto, los datos del sistema EMG se envían a una aplicación móvil a través de una conexión inalámbrica Bluetooth, tal como se muestra en la Figura 1. El objetivo de este trabajo de grado es desarrollar un dispositivo EMG que pueda monitorear la actividad muscular y mostrar estos datos en otro dispositivo.

El problema de investigación

La detección de señales mioeléctricas requiere una amplificación adecuada, ya que una ganancia excesiva puede saturar la señal, mientras que una ganancia insuficiente puede hacerla indistinguible del ruido. En todos los sistemas eléctricos, siempre hay algún nivel de interferencia y ruido, lo que hace crucial filtrar el ruido y reducir las interferencias para obtener una señal legible, especialmente en un circuito con un alto nivel de amplificación. Por lo tanto, el diseño cuidadoso de la placa de circuito impreso (PCB) del EMG debe tenerse en cuenta para garantizar que las

interferencias sean mínimas. Además, para obtener mediciones adecuadas, es esencial colocar correctamente los electrodos del sistema EMG. Por último, el dispositivo EMG debe ser modular, portátil e inalámbrico, ya que se va a utilizar en un entorno clínico.

En este trabajo de grado se explora la posibilidad de crear un dispositivo pequeño, inalámbrico y alimentado por batería que pueda medir y procesar señales mioeléctricas. Este dispositivo EMG permite medir y analizar la actividad eléctrica generada por los músculos, lo que es esencial para el diseño de prótesis de mano robóticas que puedan replicar la funcionalidad y el movimiento de la mano humana. Además, el dispositivo también puede ser utilizado para evaluar la función muscular en pacientes con discapacidades neuromusculares y para monitorear la rehabilitación muscular después de una lesión o cirugía.

Objetivo General

Desarrollar un dispositivo EMG que permita la captura de la actividad mioeléctrica de los músculos, con el fin de facilitar la investigación médica en el diseño y desarrollo de prótesis de mano robóticas capaces de replicar la funcionalidad y el movimiento de la mano humana, mejorando así la calidad de vida de las personas con discapacidades motoras

Objetivos Específicos

- Diseñar un circuito electrónico que amplifique y filtre señales mioeléctricas para su posterior procesamiento digital, con el fin de obtener mediciones precisas y confiables.
- Desarrollar un módulo de comunicación inalámbrica Bluetooth que permita la transmisión de datos medidos a otros dispositivos, con el fin de facilitar la monitorización y análisis de la actividad muscular.
- Crear un diseño mecánico y electrónico compacto, portátil que permita el uso del dispositivo EMG en entornos clínicos y deportivos, con el fin de facilitar el diagnóstico y la rehabilitación de pacientes con discapacidades neuromusculares o lesiones musculoesqueléticas.

Metodología de la investigación

Este trabajo de grado se realiza utilizando métodos del paradigma de investigación cuantitativa que fueron experimentales. Para este proyecto se aplicó una estructura descendente. Se realizó una arquitectura del sistema EMG y se dividió en bloques funcionales. Cada bloque se

implementó por separado y se probó experimentalmente toda la solución para validar que se cumplieran todas las especificaciones.

Delimitaciones

Se decidió incluir una batería integrada en el dispositivo EMG debido a la limitación de tiempo en el proyecto, y se utilizó una batería externa y un conector micro USB para alimentar el dispositivo.

No se implementó la comunicación vía Wi-Fi entre el dispositivo EMG y el EMG-logger debido a que era más compleja que la comunicación Bluetooth. Además, no se desarrollaron aplicaciones de software (apps) debido a la falta de experiencia en el desarrollo de aplicaciones y porque ya existía una app, EMG-logger, desarrollada por el director del trabajo de grado (Msc. Ruthber Rodríguez Serrezuela) para fines de EMG.

Estructura del trabajo de grado

El primer capítulo es la introducción del tema de este trabajo de grado. En él se describen los antecedentes, el problema, la finalidad, la delimitación y el objetivo de este trabajo de grado.

El capítulo 2 presenta información de fondo detallada relacionada con la EMG y sus conceptos como filtrado, amplificación, tipos de electrodos y configuraciones comunes de EMG.

El capítulo 3 presenta en detalle la metodología de investigación de este trabajo de grado y qué estructura de trabajo y método de proyecto se ha utilizado para llevar a cabo el proyecto.

El capítulo 4 presenta el proyecto en sí: método del proyecto, diseño del hardware, arquitectura del proyecto, software, esquemas, simulaciones, diseño de PCB y pruebas.

El capítulo 5 presenta y discute el resultado de este trabajo de grado analizando la validez y la fiabilidad.

Por último, se presenta una conclusión del proyecto y muestra la estimación final del proyecto en términos de la experiencia adquirida en el proyecto, los objetivos fijados para el proyecto, las perspectivas de futuro y la sostenibilidad.

2. ANTECEDENTES DEL PROBLEMA

En este capítulo se ofrece información detallada sobre la electromiografía y otros temas relacionados. El apartado 2.1 describe la estructura de un sistema EMG, sus componentes y principios de funcionamiento. También se explica anatomía básica en relación con la EMG. En la sección 2.2 se describen los trabajos relacionados que se han utilizado como directrices en este proyecto.

2.1 Electromiografía

La electromiografía (EMG) es una técnica de diagnóstico médico que se utiliza para medir y analizar el potencial eléctrico generado durante la comunicación entre el cerebro y los músculos a través del Sistema Nervioso Central (SNC) (Jiang et. al, 2020). La EMG es capaz de detectar los potenciales de activación generados por la contracción muscular, lo que permite evaluar la función neuromuscular en pacientes con enfermedades neuromusculares y trastornos del control motor (Rodríguez-Tapia et. al, 2020). El instrumento utilizado para capturar las señales mioeléctricas se conoce como electromiógrafo (EMG), y el resultado analizado se denomina electromiograma. La electromiografía es una técnica no invasiva y segura que se utiliza ampliamente en la práctica clínica para el diagnóstico y seguimiento de pacientes con trastornos neuromusculares.

Cuando una persona activa un músculo, el cerebro envía una señal bioeléctrica a través del sistema nervioso central hasta una unidad motora, que es el punto de encuentro entre una neurona motora y un músculo esquelético (Jiang et al, 2020). Los músculos esqueléticos, que están unidos a los huesos, son responsables del movimiento del cuerpo (Xiong et al, 2021). En la neurona motora, se genera un potencial mioeléctrico, que es un pequeño potencial eléctrico que se produce en respuesta a la activación del músculo (Ceolini et al, 2020).

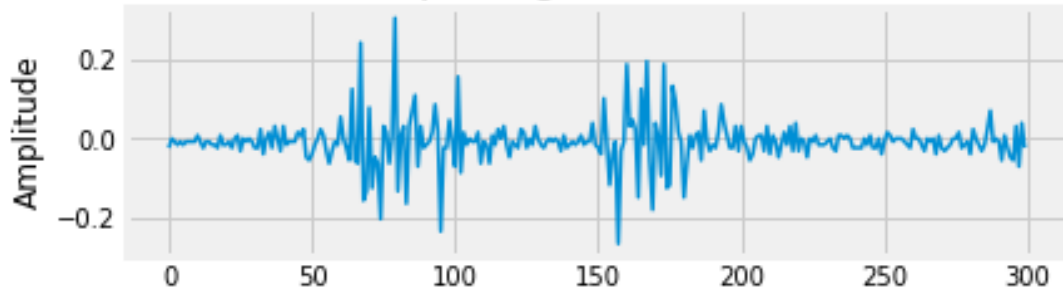


Figura 2. Señal EMG. Autor

2.1.1 Arquitectura muscular

El potencial mioeléctrico persiste mientras el músculo está funcionando (Ceolini et al, 2020). Si los músculos tienen que generar más fuerza, se activarán más unidades motoras y se producirá una mayor amplitud de la señal electromiográfica (EMG), que es la señal eléctrica producida por la actividad muscular (Ceolini et al, 2020). La amplitud de la señal EMG es proporcional al número de unidades motoras activadas y a la fuerza generada por el músculo, lo que permite evaluar la función neuromuscular en pacientes con enfermedades neuromusculares y trastornos del control motor.

2.1.2 Electrodo EMG y su colocación

En este trabajo de grado, se utilizaron electrodos gelificados para la captura de señales electromiográficas (EMG). Los electrodos gelificados contienen cloruro de plata-plata (Ag-AgCl), que es una sustancia electrolítica que facilita la conducción de electrones entre los electrodos y la piel (Jiang et al, 2020). Los electrodos EMG gelificados se encuentran disponibles en versiones desechables y reutilizables, siendo los primeros los más comunes en la práctica clínica (Jiang et al, 2020). Para lograr mediciones precisas con electrodos gelificados, se requiere una preparación adecuada de la piel para asegurar un buen contacto entre el gel y la superficie de la piel.

Los preparativos habituales incluyen la limpieza de la piel con toallitas abrasivas y alcohol para eliminar la piel muerta y el exceso de humedad, lo que garantiza una buena conductividad eléctrica entre los electrodos y la piel (Jiang et al, 2020). La calidad de la señal EMG capturada depende en gran medida de la calidad del contacto entre los electrodos y la piel, por lo que es importante garantizar una preparación adecuada de la piel antes de las mediciones.

En este trabajo de grado, se utilizó la configuración de tres electrodos para la adquisición de señales electromiográficas (EMG) (Jiang et al, 2020). La configuración de tres electrodos consiste

en un electrodo positivo, uno negativo y uno de referencia. Los electrodos positivo y negativo se colocan separados entre sí, lo que da lugar a un potencial diferencial que se mide en un dispositivo EMG (Jiang et al, 2020). El electrodo de referencia establece la tensión de modo común para la medición diferencial y suele llevar un componente de realimentación de modo común que intenta atenuar o cancelar el ruido de modo común de baja frecuencia.

Para obtener mediciones precisas, los electrodos negativo y positivo deben colocarse a una distancia de 1 a 2 cm uno del otro a lo largo de la longitud de las fibras musculares (Jiang et al, 2020). El "vientre" del músculo suele ser el mejor lugar para fijar los electrodos, a media altura del músculo, ya que hay una alta densidad de fibras musculares (Bangaru et al, 2020). El electrodo de referencia, por su parte, se coloca en una zona neutral, como los tendones, lejos de los otros dos electrodos para no interferir con las señales (Krasoulis et al, 2019). La posición y orientación correctas de los electrodos son críticas para obtener mediciones precisas y confiables de la actividad muscular.

2.1.3 Señal EMG

Las señales mioeléctricas son de amplitud extremadamente baja, generalmente en el rango de 1 mV a 10 mV (pico a pico), dependiendo del músculo (Jiang et al, 2020). Para poder medir estas señales, se requiere la amplificación de la señal mediante amplificadores operacionales, ya que la señal es considerablemente débil. La amplificación necesaria para medir estas señales puede ser cientos de veces mayor. Las señales mioeléctricas se encuentran en un rango de frecuencia de 0 a 500 Hz, pero su frecuencia dominante se encuentra en el rango de 50 a 150 Hz. Para mejorar la calidad de estas señales, se utilizan filtros analógicos para bloquear o atenuar las frecuencias no deseadas, especialmente el ruido de 60 Hz proveniente de las fuentes de corriente alterna.

Además del ruido de 60 Hz, existen otras fuentes de ruido que pueden afectar la calidad de las señales adquiridas, como el ruido de la interfaz entre los electrodos y la piel, el movimiento del cable de los electrodos conectado al amplificador, los componentes electrónicos y la disposición de la placa de circuito impreso, entre otros. Un diseño adecuado de los circuitos electrónicos puede atenuar este ruido y mejorar la calidad de las señales.

La señal mioeléctrica adquirida por los electrodos debe procesarse en varias etapas antes de poder utilizarse en una unidad de microcontrolador (UMC). La señal debe detectarse, amplificarse, filtrarse, rectificarse e integrarse para obtener una señal utilizable. Cada etapa del

procesamiento de la señal es crucial para obtener mediciones precisas y confiables de la actividad muscular.

2.1.4 Adquisición de señales EMG

En la adquisición de señales electromiográficas (EMG), se utiliza un sistema de amplificación diferencial para medir las señales eléctricas (Jiang et al, 2020). Este sistema suele incluir un amplificador de instrumentación (AI) (ver Figura 3) para lograr una alta impedancia de entrada y una alta relación de rechazo de modo común (CMMR, de las siglas en ingles). La relación de rechazo de modo común (CMRR) mide la capacidad de un amplificador operacional (Amp Op) para rechazar el ruido presente en ambas entradas (Liu et al, 2021).

La ganancia y la tensión de salida de un amplificador de instrumentación pueden expresarse mediante ecuaciones que relacionan la tensión de entrada, la resistencia y la ganancia del amplificador. La alta impedancia de entrada y la alta CMMR del amplificador de instrumentación son esenciales para minimizar el ruido y garantizar mediciones precisas y confiables de la actividad muscular.

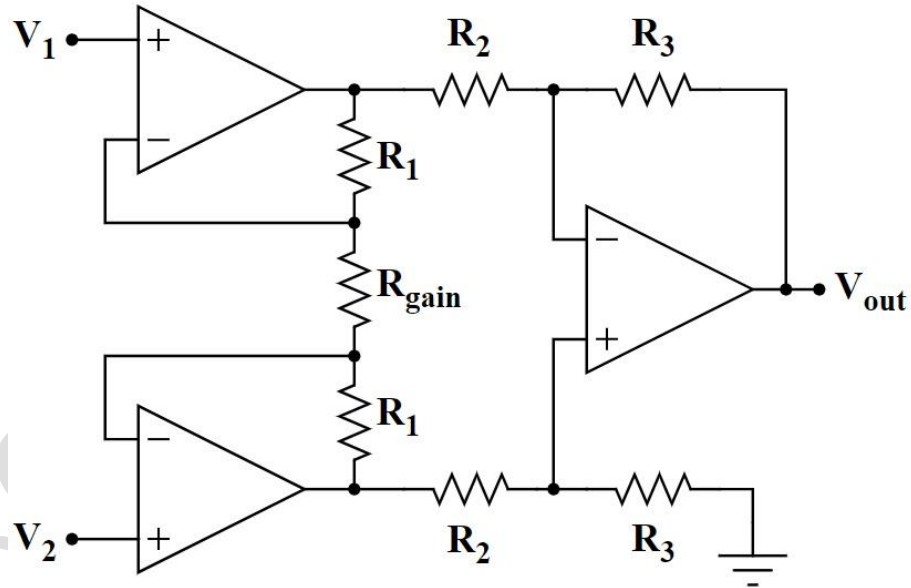


Figura 3. Amplificador de instrumentación (Jiang et al, 2020).

La ganancia y la tensión de salida de un amplificador de instrumentación pueden expresarse mediante las siguientes expresiones:

$$Gain = \left(1 + \frac{2R_{gain}}{R_1}\right) \times \frac{R_3}{R_2} \quad (1)$$

$$V_{out} = (V_2 - V_1) \times Gain \quad (2)$$

En la configuración de amplificación diferencial, los valores de resistencia R_2 y R_3 se ajustan comúnmente para que sean iguales, ya que una ganancia alta en la segunda etapa puede amplificar el ruido no deseado. Es importante tener en cuenta que la ganancia excesiva en la segunda etapa puede aumentar el ruido de fondo y reducir la relación señal-ruido (SNR) en la medición de las señales electromiográficas (EMG). Por lo tanto, se debe tener cuidado al ajustar los valores de resistencia para lograr una ganancia óptima sin aumentar el ruido.

2.1.5 Amplificación

El siguiente paso en la adquisición de señales electromiográficas (EMG) es la amplificación. Las señales mioeléctricas deben amplificarse hasta un nivel adecuado para su análisis y posterior procesamiento. La Figura 4 muestra un ejemplo de amplificador no inversor, donde la señal de entrada se aplica directamente al terminal no inversor (+), lo que resulta en una ganancia positiva. A diferencia de un amplificador inversor, que daría una ganancia negativa y la señal de entrada se invertiría en la salida, en un amplificador no inversor la señal se mantiene en fase en la salida.

La ganancia de un amplificador operacional no inversor viene determinada por la ecuación 3, y se puede ajustar mediante la selección de los valores de resistencia R_f y R_2 . El bucle de realimentación con la red divisora de tensión $R_f - R_2$ aplica una pequeña parte de la salida de nuevo al terminal inversor (-), lo que estabiliza considerablemente la salida del amplificador. Técnicamente, un amplificador operacional amplifica la diferencia de tensión entre los dos terminales de entrada (Prakash, 2019). En el caso del amplificador no inversor, la señal de entrada se suma a una tensión de referencia para producir una señal amplificada en fase con la señal original.

$$Gain = \left(1 + \frac{R_f}{R_2}\right) \quad (3)$$

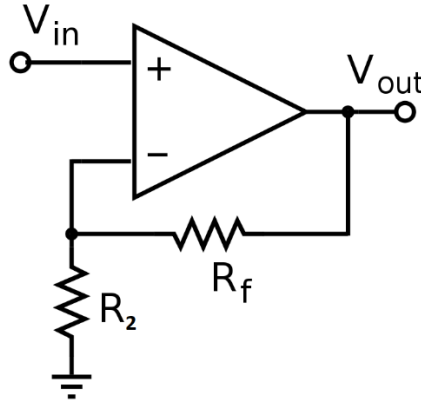


Figura 4. Amplificador operacional no inversor (Prakash, 2019).

2.1.6 Filtración

En la adquisición de señales electromiográficas (EMG), el filtrado es una técnica utilizada para eliminar las componentes de alta y baja frecuencia que pueden ser causadas por acoplamiento capacitivo, acoplamiento inductivo e interferencias electromagnéticas (IEM). Los filtros pueden ser implementados en un sistema EMG utilizando amplificadores operacionales (Op-Amps), lo que proporciona una mejor calidad de filtrado y permite la posibilidad de amplificación. A estos filtros se les conoce como filtros activos.

Los filtros también pueden tener un cierto orden, que se refiere al grado de atenuación de una señal y se mide en dB/década. En general, hay tres tipos de filtros que se utilizan comúnmente: el filtro pasa alto, el filtro pasa bajo y el filtro pasa banda. El filtro pasa alto se utiliza para atenuar las componentes de baja frecuencia, mientras que el filtro pasa bajo se utiliza para atenuar las componentes de alta frecuencia. El filtro pasa banda se utiliza para permitir el paso de un rango específico de frecuencias y atenuar las demás. La elección del tipo y orden de filtro a utilizar dependerá de las características específicas de la señal EMG a adquirir y procesar.

i. Filtro pasa alto

El filtro de paso alto sólo deja pasar las frecuencias por encima del umbral o frecuencia de corte (f_c), mientras que las frecuencias por debajo de f_c , el ruido de baja frecuencia se atenúa. Un simple filtro de paso alto, también conocido como circuito CR, se realiza utilizando un condensador y una resistencia (Ceolini et al, 2019).

Un filtro RC es un filtro de primer orden y atenúa 20dB/década y para tal filtro la frecuencia de corte puede encontrarse a 3dB de f_c donde puede encontrarse a 3dB de su ganancia máxima.

Los filtros de segundo orden atenúan las señales con 40 dB/década en comparación con un circuito RC simple que atenúa 20 dB/década (Song et al, 2019). Esto significa que los filtros de segundo orden suprimirán mejor el ruido. La frecuencia de corte de un filtro de segundo orden viene determinada por (4), donde para este trabajo de grado se tomó: $R_1 = R_2$ y $C_1 = C_2$.

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}} \quad (4)$$

En presente trabajo se ha utilizado un filtro de segundo orden para atenuar frecuencias por debajo de 15 Hz. La configuración utilizando amplificadores operacionales de la Figura 5 no proporciona ninguna ganancia y, por lo tanto, la entrada inversora (Signo -) se conecta a la salida del Amp-Op, una realimentación negativa que estabiliza el filtro.

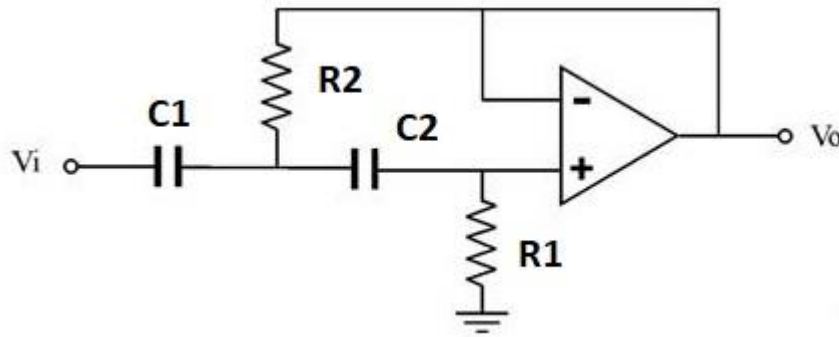


Figura 5. Filtro activo pasa alto de segundo orden. Song et al, 2019

ii. Filtro pasa bajo

Los filtros paso bajo "pasan" las frecuencias por debajo de f_c y atenúan las frecuencias por encima de f_c . Los filtros de paso bajo de primer orden más comunes están formados por una resistencia y un condensador. Estos se conocen como circuito RC (Doheny et al, 2019). Un filtro RC es un filtro de primer orden que atenúa 20dB/década y para tal filtro la frecuencia de corte se puede encontrar a 3dB de su ganancia máxima. En este trabajo se utilizó un filtro paso bajo activo de 2º orden (Figura 6) para atenuar el ruido por encima de 750 Hz. Al igual que los filtros paso alto de 2º orden, atenúa las frecuencias por encima de f_c con 40 dB/década y no proporciona ninguna ganancia al circuito ya que la salida está conectada a la entrada inversora del Amp-Op. La frecuencia de corte del filtro paso bajo de 2º orden también se puede determinar mediante (4) y al igual que con el filtro paso alto de 2º orden se fijaron los valores ($R_1 = R_2$ y $C_1 = C_2$).

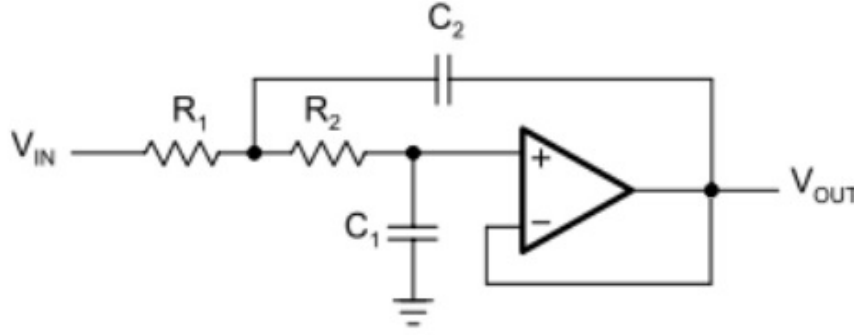


Figura 6. Filtro activo pasa bajo de segundo orden (Doheny et al, 2019).

iii. Filtro paso banda

Un filtro paso banda es un circuito que combina un filtro paso alto y un filtro paso bajo para permitir el paso de señales en una banda de frecuencia determinada. El filtro tiene dos frecuencias de corte, una para las frecuencias bajas y otra para las altas, y se caracteriza por su ancho de banda, que representa la amplitud de la banda de paso. Un ancho de banda amplio permite el paso de un rango mayor de frecuencias, mientras que un ancho de banda estrecho solo permite el paso de un rango limitado (Zhao et al, 2021). Las frecuencias de corte del filtro están determinadas por el producto RC del circuito, donde R es la resistencia y C es la capacitancia del filtro. La ecuación (6) muestra la relación entre la frecuencia de corte y el producto RC para un filtro paso bajo, mientras que la ecuación (7) muestra la relación para un filtro paso alto (Taborri et al, 2020).

En este trabajo, se utilizó un filtro pasa-banda activo inversor de primer orden para aplicar ganancia y atenuar las frecuencias por debajo de 15 Hz y por encima de 750 Hz en señales EMG. La ganancia del filtro se ajustó mediante la elección de las resistencias R1 y R2, y el corte se ajustó utilizando la ecuación (5) para f_{c1} y f_{c2} . La ganancia se ajustó a una escala lineal de 25. Además, el paso de banda inversor en un valor de 3.2 que invierte la señal de entrada, lo que resulta en una ganancia negativa en la salida, lo que es importante en el circuito EMG (Zhao et al, 2021).

$$Gain = -\frac{R_2}{R_1} \quad (5)$$

$$f_{c1} = \frac{1}{2\pi R_1 C_1} \quad (6)$$

$$f_{c2} = \frac{1}{2\pi R_2 C_2} \quad (7)$$

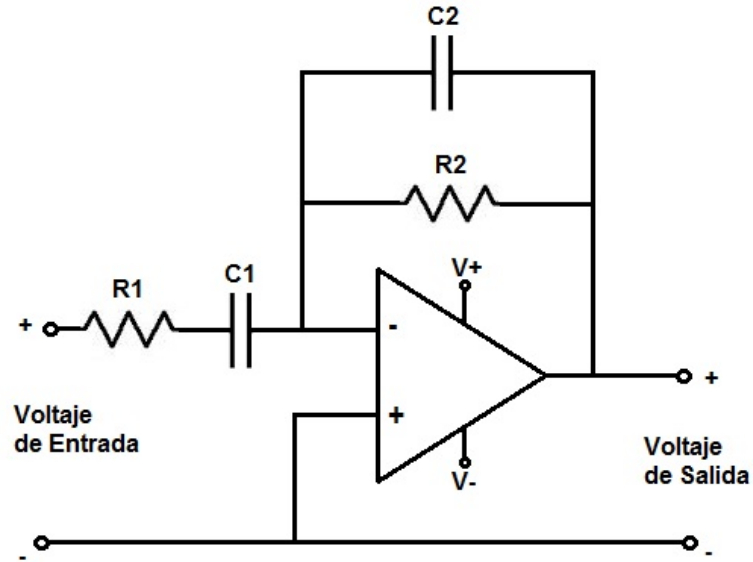


Figura 7. Filtro activo paso banda inversor (Taborri et al, 2020).

2.1.7 Rectificador de onda completa

Un rectificador es un circuito que convierte la corriente alterna (CA) en corriente continua (CC) invirtiendo la polaridad de la forma de onda en función de la aplicación (Raurale et al, 2020). En la Figura 8, se muestra cómo una señal de CA entra en el rectificador y se convierte en una señal de CC con semiciclos invertidos, lo que resulta en una corriente continua. El rectificador se compone generalmente de diodos que permiten el flujo de corriente en una dirección. Los diodos permiten que el rectificador convierta formas de onda de CA negativa en CC unidireccional (Raurale et al, 2020). El rectificador de onda completa convierte tanto los semiciclos positivos como los semiciclos negativos de CA, lo que significa que el rectificador de onda completa convierte todo el ciclo completo de CA en CC, mejorando así la señal (Raurale et al, 2020). En la Figura 8, se puede observar que la dirección de los diodos determina qué semiciclos se rectifican. Si los diodos se invierten, la señal de salida será negativa.

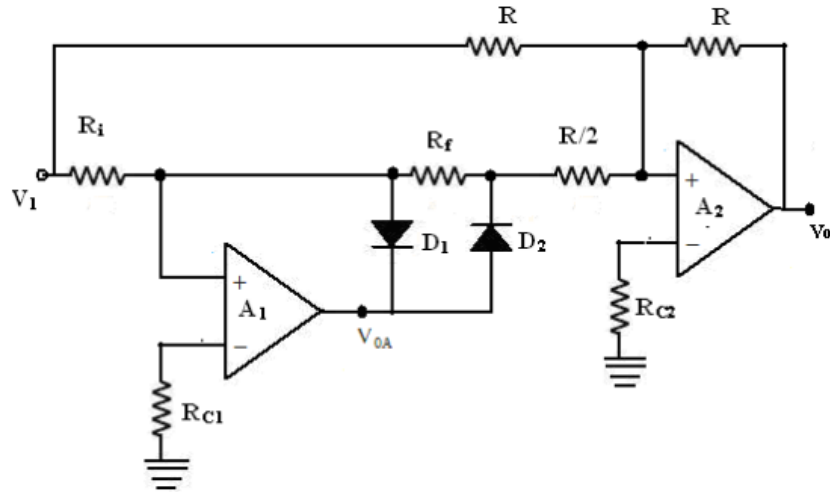


Figura 8. Rectificador de onda completa (Raurale et al, 2020).

2.1.8 Circuito Integrador

Un circuito integrador basado en Amp-Op (ver Figura 9), es un circuito que realiza la operación matemática de integración, lo que significa que la señal de salida es la integral de la señal de entrada durante un tiempo determinado. Este circuito se compone de componentes pasivos y activos. El objetivo del integrador es sumar cantidades infinitesimales de la señal de entrada a lo largo de un período de tiempo determinado. En este trabajo de grado, se utiliza junto con un rectificador de onda completa para generar una señal de corriente continua (CC) estable y legible (Bangaru et al, 2021). Para proporcionar ganancia al circuito, se añade una resistencia adicional, R_2 , tal como se muestra en la Figura 9.

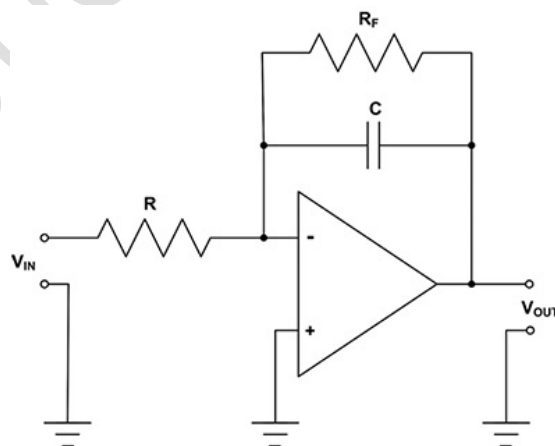


Figura 9. Circuito integrador con Amp-Op (Bangaru et al, 2021).

2.2 Trabajos relacionados

En la actualidad las prótesis mioeléctricas más modernas hacen uso de procesamiento digital de señales para analizar la señal electromiográfica superficial (sEMG) con el fin de extraer información que permita generar un movimiento en la prótesis que se asemeje más al movimiento de una extremidad normal. Con el objetivo de tener a futuro una prótesis de estas características, Jurado Diaz, en el 2022 realizó un rediseño del sensor sEMG que solicitaba la empresa Prótesis Avanzada SAS. El sensor debía obtener la señal de sEMG en tiempo real, preprocesada y digital (Xiong et al, 2021).

El trabajo de López Teruel, en el 2021, consistió en el diseño e implementación de un sistema EMG para captar señales musculares producidas por el cuerpo humano. Posteriormente, una vez captadas y tratadas las señales, serán aplicadas a un sistema robótico con el fin de simular el comportamiento del brazo humano (Bangaru et al, 2020).

2.2.1 Electromiografía para prótesis robóticas

La principal fuente de información para este proyecto fue "Signal Acquisition Using Surface EMG and Circuit Design Considerations for Robotic Prosthesis" de Muhammad Zahak Jamal (Jiang et al, 2020). Esta publicación de publicación junto con la información facilitada por el director del trabajo de grado ha sido la base del proyecto. En él se mostraban los fundamentos de la EMG y el desarrollo de un sistema de EMG y se enseñaban los fundamentos de temas relacionados con la EMG, como la anatomía y el diseño de circuitos para prótesis robóticas. temas relacionados con la EMG, como la anatomía de los músculos y la bioelectricidad en los músculos. La información más importante de esta publicación se refería a los circuitos necesarios para desarrollar un sistema EMG; qué tipo de configuraciones de amplificación, amplificación y estrategias de filtrado de señales se requieren.

Otros aspectos importantes fueron la información sobre los electrodos y sus colocaciones óptimas para mediciones. Ofrecía una buena visión general de los tipos de electrodos existentes, con sus ventajas y desventajas. Esta publicación también se utilizó como base para la información de referencia del Capítulo 3.

2.2.2 Electromiografía para la rehabilitación

La tesis doctoral y presentación "Control del movimiento y electromiografía no invasiva: proyecto CoMES" de Khomami, en el 2021 era una serie de diapositivas (y documentos) educativas que mostraban principios detallados de un sistema EMG relacionado con la rehabilitación muscular.

Se centraba en la lectura de datos de una o varias fuentes, centrándose en el acondicionamiento de la señal, los principios generales de EMG, muestreo, electrodos de superficie y sus repercusiones. Esta fuente fue proporcionada por el director del trabajo de grado y ha sido de gran ayuda para comprender los sistemas EMG en general y con mayor profundidad. Fue especialmente útil en relación con el acondicionamiento de la señal y las consideraciones sobre el ruido y qué frecuencias filtrar. La principal contribución de esta publicación fueron las imágenes de referencia utilizadas para validar el sistema EMG.

2.2.3 Rectificadores de precisión

"Precision Rectifiers" por Rod Elliott, 2021 en el sitio "ESP" mostró varios circuitos rectificadores útiles esenciales para la funcionalidad EMG del proyecto, para rectificar las señales con el fin de integrarlas.

3. METODOLOGÍA

El objetivo de este capítulo es ofrecer una visión general de la metodología de investigación utilizado en este trabajo de grado.

3.1 Proceso de investigación

El proyecto tenía un planteamiento descendente (véase la Figura 10). Se estableció una visión de conjunto y una arquitectura requisitos de un sistema EMG y se dividió en bloques funcionales. Estos bloques se implementaron por separado y, finalmente, se integraron. El sistema EMG estaba formado por todos estos bloques funcionales. El producto final se sometió a pruebas experimentales y se resolvieron los problemas hasta que se cumplieron los requisitos.



Figura 10. Proceso de investigación, enfoque descendente.

Se implementó un desarrollo dirigido por pruebas (DDP), se probó el circuito en protoboards y breakout boards. Se realizó la simulación del circuito y la evaluación de la funcionalidad y el rendimiento de la placa de circuito impreso terminada. TDD en términos de software también fue excesivo, ya que la mayor parte del código ya estaba escrito (código prefabricado y emparejado a la aplicación móvil) y el código añadido no era complejo e incluía sobre todo configuraciones del microcontrolador (MCU), lo que fue facilitado por la interfaz gráfica de usuario de MPLAB X

IDE. Sin embargo, a la hora de montar y probar la PCB, se implementó el DDP probando cada etapa del circuito antes de montar los componentes de la siguiente etapa y midiendo los valores de los componentes antes de montaje. Esto se describe en detalle en la sección 4). Esta fue una forma eficaz de depurar la placa PCB de la placa. Además, debido a fallos de diseño en la primera PCB, se hizo una segunda versión, que se probó en una protoboard antes de diseñarla en una PCB.

3.2 Paradigma de investigación

La electrónica es una ciencia natural y, por tanto, se inclinaba naturalmente por un paradigma de investigación cuantitativo.

3.3 Recopilación de datos

La recogida de datos era necesaria para probar y verificar que el sistema EMG funcionaba según lo previsto. Las mediciones de los músculos de los brazos fueron realizadas por los tesisas y sobre los tesisas asegurando que no se vulneraba la privacidad en cuanto a datos médicos o similares. No se realizaron ensayos en pacientes enfermos.

3.4 Tamaño de la muestra

Se tomaron muestras en el brazo (bíceps) y la pierna (pantorrilla). Se tomaron 6 muestras en un brazo y 6 muestras en una pierna de 2 personas (los tesisas) respectivamente.

3.5 Población destinataria

El sistema EMG se diseñó para medir a pacientes amputados, sobre todo amputación transradial. Se suponía que tenían el pulso típico en reposo, ya que estaban inmóviles. Dado que los únicos sujetos de prueba eran los autores de este trabajo de grado, la población objetivo eran personas de edad adulta (20-23 años) con pulso en reposo.

3.6 Medidas previstas

Para verificar que el EMG funcionaba como se pretendía, se midieron continuamente los datos del EMG, se visualizaron y se observaron para ver si la flexión de los músculos del brazo estaba

relacionada con lo que se estaba visualizando. También se compararon con sistemas EMG de referencia para estimar la calidad de la señal.

3.6.1 Entorno de prueba

El modelo de prueba consistió en 6 mediciones repetitivas de pierna (pantorrilla) y brazo (bíceps) respectivamente en dos sujetos de prueba: los testistas. Para cada medición, los datos se observaron en cuatro salidas del circuito EMG (PCB analógico): después de AI, después de filtrar, después de rectificar y después de integración de la señal. Para adquirir datos adecuados fueron importantes dos factores:

- **Contacto con la piel** - Antes de aplicar los electrodos de superficie, se limpió la piel con un gel abrasivo y se secó con toallitas higiénicas a base de alcohol. Esto se hizo para reducir la impedancia de la piel, eliminando primero la piel muerta con gel abrasivo y aplicando después alcohol para reducir la humedad. Además, se evitaron o afeitaron las zonas con vello para reducir al mínimo las interferencias.
- **Colocación** - Como se explica en el Capítulo 2, las unidades motoras del músculo se reúnen en torno a la zona de inervación. Para adquirir una calidad de señal adecuada, los electrodos positivo y negativo del sistema EMG se colocaron por encima de esta zona o aproximadamente en el punto medio del músculo, paralelos al eje longitudinal de las fibras musculares. Los electrodos positivos (V_p) y negativo (V_n) se espaciaron unos 1-2 cm entre sí. El tercer electrodo (retroalimentación de modo común) se colocó en una zona neutral, una zona en la que las señales mioeléctricas eran débiles o no estaban presentes. La inserción tendinosa (los tendones) se utilizó como referencia de retroalimentación (Jiang et al, 2020).

3.7 Hardware/software utilizado

Para monitorizar las señales EMG se utilizó un osciloscopio genérico y el software PicoScope 7. También se utilizó la aplicación "EMGUC-logger" desarrollada por el director del trabajo de grado para comprobar la transmisión inalámbrica (Bluetooth) y que los datos pudieran visualizarse correctamente en formato digital.

3.8 Evaluar la fiabilidad y validez de los datos recogidos

Esta sección muestra la estrategia para evaluar el sistema EMG en términos de fiabilidad y validez.

3.8.1 Fiabilidad

Para evaluar la fiabilidad, se realizarían seis mediciones en dos sujetos de prueba diferentes (los testistas) en un brazo (bíceps) y una pierna (pantorrilla) respectivamente. Si los resultados eran coherentes, es decir, si las mediciones mostraban el mismo tipo de formas de onda esperadas en diferentes lugares, el sistema se consideraría fiable. Si los niveles de ruido de las mediciones de EMG también contribuiría a aumentar la fiabilidad.

3.8.2 Validez

Para evaluar la validez, los datos del dispositivo EMG se observarían en correspondencia con la acción del músculo medido, es decir, observar cómo se mueve el músculo en relación con las señales medidas. Además, las mediciones EMG se compararían con las imágenes de referencia publicadas por Merletti et al en el 2021. Si la forma de onda medida coincidía con las referencias, el sistema se consideraba válido.

3.9 Análisis de datos previstos

En esta sección se presentan las estrategias de análisis de datos y el marco de evaluación del sistema EMG.

3.9.1 Técnica de análisis de datos

Observando el pico de tensión y la forma de onda general de la figura obtenida es posible determinar si el sistema tenía suficiente ganancia y cómo le afectaba el ruido. La estrategia consistía en observar los datos y compararlos con el movimiento del músculo medido y comparar los datos con la información de referencia, con el marco de evaluación en perspectiva (véase la sección 3.10 Marco de evaluación).

3.9.2 Herramientas de software

El sistema EMG se emparejó mediante Bluetooth a una aplicación móvil desarrollada por el director del trabajo de grado. Esta aplicación, "EMGUC - logger", enviaba comandos AT al dispositivo EMG para iniciar o detener el sistema EMG, entre otras cosas. Cuando el sistema EMG se activaba, enviaba datos muestreados a la aplicación, que a su vez trazaba la información en una figura continuo. Se utilizaron otras aplicaciones UART para conexión.

3.10 Marco de evaluación

Para evaluar el sistema se han utilizado como base las siguientes preguntas:

- ¿Es funcional el sistema? ¿Funciona como se espera de él y puede ejecutar todos los comandos?
- ¿Tiene un ancho de banda adecuado? ¿Las frecuencias de corte son las esperadas?
- ¿Es adecuada la ganancia del sistema EMG? ¿Está saturada la señal?
- ¿Qué cantidad de ruido está presente en el sistema?
- ¿Son fiables los resultados?
- ¿Son válidos los resultados?

4. RESULTADOS

El desarrollo de este sistema EMG de trabajo de grado se dividió en cinco etapas y puede verse en la Figura 11. En las secciones siguientes se ofrece información detallada de cada etapa.

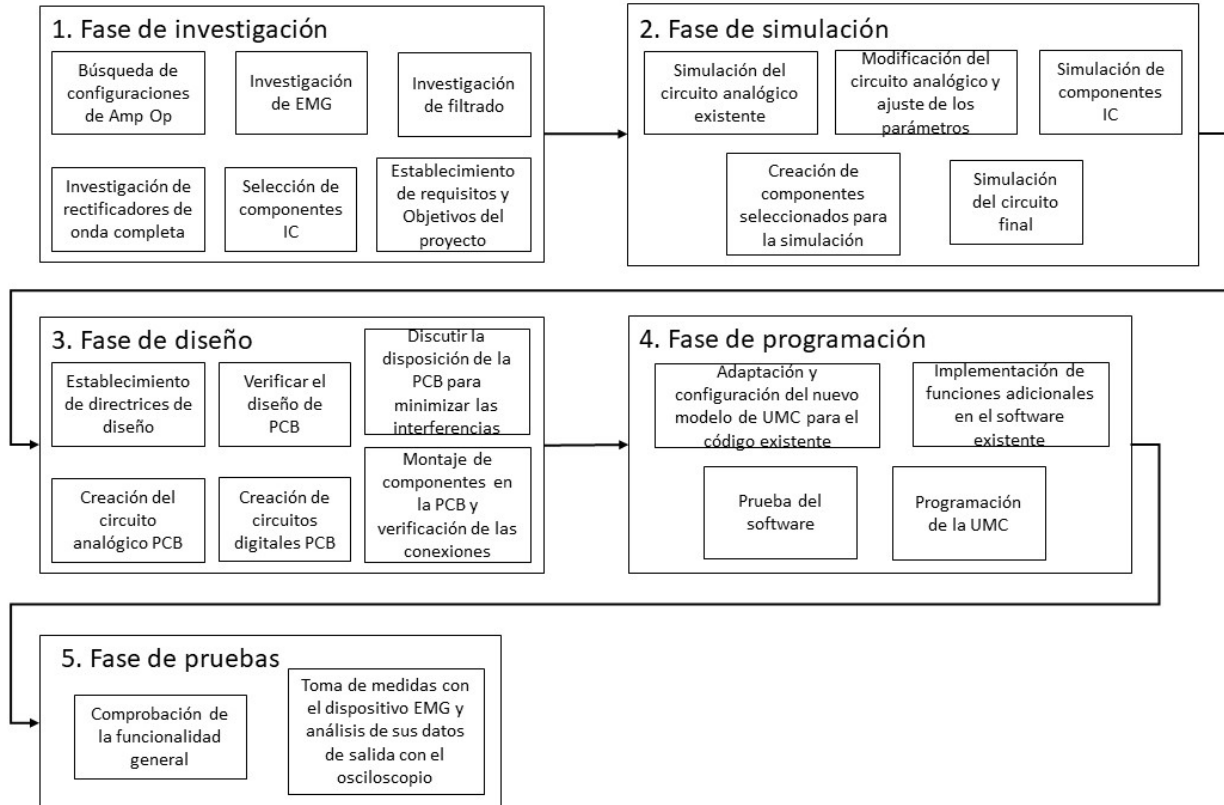


Figura 11. Resumen del proyecto: desarrollo del sistema EMG.

4.1 Etapa de investigación

La primera etapa fue la investigación, un estudio previo para desarrollar una comprensión de los sistemas EMG y sus matices para tener en cuenta. Como se mencionó en el capítulo 1, el sistema EMG puede dividirse en tres partes: detección, amplificación (filtrado incluido) y procesamiento (véase la Figura 11). El hardware se dividió en dos partes: un circuito EMG analógico y un circuito de procesamiento digital.

4.1.1 Detección

La detección se centra en los electrodos utilizados para llevar las señales bioeléctricas y su configuración. En este caso, se usó una configuración de tres electrodos, uno positivo, uno negativo y uno de referencia, para detectar señales mioeléctricas. La diferencia de potencial entre el electrodo positivo y el negativo fue la medida que el EMG registró, mientras que el electrodo de referencia se utilizó para establecer un nivel común y cancelar el modo común en el cuerpo. Es importante colocar los electrodos correctamente en el músculo que se va a medir y conectarlos a la siguiente parte, la amplificación, también conocida como circuito analógico.

4.1.2 Parte frontal analógica

Esta parte representa el circuito analógico, que realiza tres operaciones esenciales:

- i. Amplifica - aumenta la señal hasta un valor legible.
- ii. Filtra - mejora la calidad de la señal.
- iii. Rectifica e integra: convierte la señal en un valor de CC legible.

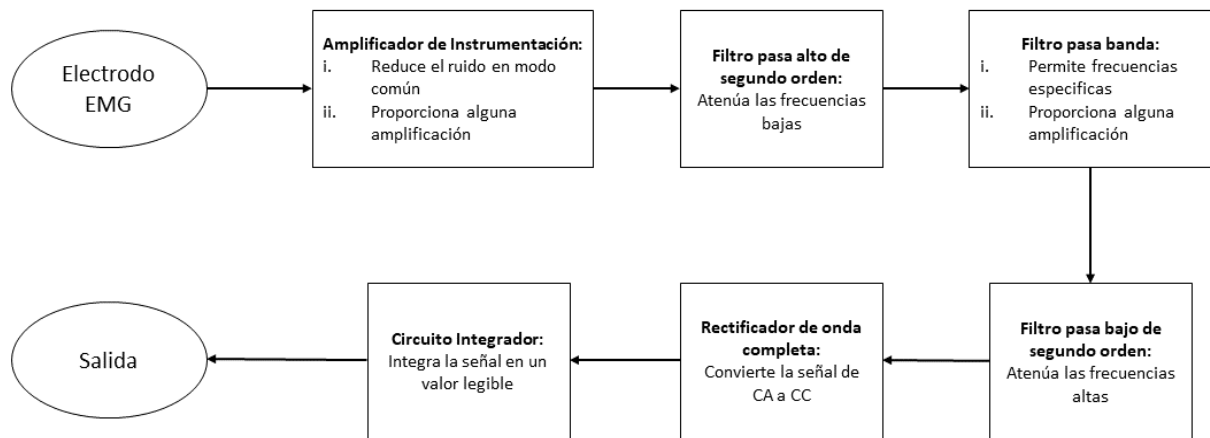


Figura 12. Fase de amplificación y filtrado.

La Figura 12 ofrece una vista completa del circuito analógico:

1. Amplificador de Instrumentación: amplifica la diferencia de potencial entre el electrodo negativo y el positivo en 20 dB. Reduce el ruido de modo común.

2. Filtro pasa alto de segundo orden: Este atenúa las frecuencias por debajo de 15 Hz con 40dB/década
3. Filtro paso banda activo: atenúa las frecuencias por debajo de 15 Hz y por encima de 750 Hz con 20 dB/década. Proporciona una ganancia de 26,8 dB e invierte la señal.
4. Filtro paso bajo activo no inversor de segundo orden: Este atenúa las frecuencias por encima de 750 Hz con 40 dB/década.
5. Rectificador de onda completa: Este convierte las señales negativas en positivas.
6. Circuito Integrador: Este circuito integra la señal a un valor DC legible y también proporciona una ganancia ajustable a al circuito entre 3,9 dB - 30,3 dB. Mas adelante se observa en la simulación la ganancia se fijó en 30,3 dB y en la PCB física se montó un potenciómetro variable de 20k, permitiendo una ganancia ajustable. que permite ajustar la ganancia.

4.1.3 Procesamiento

La última etapa del proceso consistió en la conversión de la señal recibida a datos digitales mediante el conversor analógico-digital (CAD) del microcontrolador (UMC). El objetivo principal de esta etapa es la transmisión inalámbrica de los datos a otro dispositivo mediante una conexión Bluetooth.

El microcontrolador que se ha utilizado en este proyecto ha sido el PIC16(L)F18466 de Microchip. La UMC fue elegida porque dispone de múltiples interfaces de comunicación, principalmente la comunicación serie UART que fue la interfaz utilizada para conectarse al módulo Bluetooth. La UMC también soporta una alta tasa de baudios, hasta 115 200 bps, lo que permitió una transferencia de datos más rápida entre el UMC y la aplicación Bluetooth, lo que permitió una gráfica más ágil en EMG-UC-logger. El PIC16(L)F18466 funciona con una fuente de alimentación de 1,8V - 3,6V que compatible con la fuente de alimentación utilizada para el circuito analógico. Además, la MCU ofrece hasta 12 pines de E/S, lo que abre la posibilidad de futuras modificaciones.

Se utilizó el módulo Bluetooth HC-11 que se conecta mediante una interfaz serie UART. Para su conexión se necesitan cuatro pines: VCC para la alimentación, GND para la

tierra, TXD para la transmisión y RXD para la recepción. El HC-11 funciona con una fuente de alimentación de 3,3 V y puede soportar velocidades superiores a 115 200 bps, pero está limitado por el UMC. Debido a que las señales mioeléctricas son muy rápidas, el UMC debe tener suficiente potencia de procesamiento, por lo que se configuró para utilizar una frecuencia de reloj de 16Mhz.

4.1.4 Parámetros esenciales

En la fase de investigación se obtuvieron parámetros importantes utilizados en el sistema EMG. Estos parámetros fueron: la frecuencia central de la señal mioeléctrica, las frecuencias de corte, el tipo de electrodo, la configuración del electrodo y la ganancia. Estos parámetros se enumeran a continuación en la Tabla 1. Sin embargo, en la práctica, las frecuencias de corte fueron ajustadas a el circuito simulación resultados, así como la ganancia en el circuito analógico de pruebas.

Tabla 1.

Parámetros importantes utilizados en el sistema EMG.

Parámetros	Valor/Tipo
Ganancia total de salida	51 - 77 dB (1000 – 7000 linear)
Frecuencia central de la señal mioeléctrica	50 - 150 Hz
Ruido ambiental	60 Hz
Frecuencia de corte más baja	60 Hz
Frecuencia de corte más alta	250 Hz
Tipo de electrodo	Electrodo de superficie gelificado de AgCl
Configuración de los electrodos	Tres electrodos

4.1.5 Componentes de hardware

En la etapa de investigación se seleccionaron los componentes para el sistema EMG que se resumen en la Tabla 2:

Tabla 2.

Parámetros importantes utilizados en el sistema EMG.

Referencia	Descripción del componente	Función en el sistema
INA333	Amplificador de Instrumentación	Amplificar la diferencia de potencial de la señal EMG de los electrodos y reducir el ruido en modo común.
AD8574	Amplificador operacional de propósito general	Se utiliza para implementar el circuito rectificador de onda completa, integrador rectificador, y filtros.
HC-11	Modulo Bluetooth	Envía datos digitales desde la MCU a través de UART a dispositivos Bluetooth.
BAS70-06	Dos diodos Schottky en CI	Utilizado para implementar el rectificador de onda completa.
PIC16LF18466	Microcontrolador	Se utiliza para capturar la señal EMG y transmitir datos desde el circuito analógico al PC del usuario.
MCP1703T-3302E/CB	Regulador de voltaje para el microcontrolador	Regulador de tensión LDO Low Iq 250mA LDO Vin 16V maxVout 3.3V

Todos los componentes de los amplificadores operacionales se eligieron para cumplir estos criterios:

- Alto factor de rechazo al modo común: $CMRR > 100$ dB
- Alta impedancia en la entrada: $R_{in} > 10$ MOhm
- Baja impedancia en las salidas: $R_{out} < 1$ Ohm
- Ancho de banda de ganancia: $GBP \geq 1$ MHz
- Corriente de polarización de entrada: $I_b < 7$ nA
- Dispone de un modelo SPICE compatible con el software de simulación (QUCS-S)
- Funciona con una sola fuente de alimentación.
- Funciona con alimentación de 3,3.

El circuito integrado de diodos contiene dos diodos Schottky, elegidos por su baja tensión directa, que rectifica las señales más cercanas a 0 voltios. Se eligió el componente MCP1703T 3302ECB debido a que opera a voltaje pequeños; regulando la tensión de salida muy cerca de su tensión de alimentación, lo que es útil en caso de que se utilizaran baterías de 3,3-3,7 V como fuente de alimentación. PSRR, CMRR fueron dos aspectos importantes PSRR reduce las ondulaciones de la fuente de alimentación y la CMRR reduce el ruido en modo común, que es esencial para el amplificador de instrumentación, pero también para el resto del circuito, para obtener una buena señal de los músculos.

También hay que señalar que se utilizaron dos amplificadores de instrumentación: AD8237 y INA333. La razón por la que se eligió el INA333 fue el diseño de sus componentes: tiene pines para permitir la realimentación en modo común, mientras que el AD8237 no.

4.2 Etapa de simulación

Se efectuó una simulación del circuito analógico en QUCS-S, que es un simulador de circuitos de código abierto compatible con Spice. Se evaluó la ganancia, la forma de onda y la calidad de filtrado del circuito. Se modificó el circuito básico para funcionar con una alimentación única de 3,3 V, utilizando fórmulas teóricas para ajustar sus parámetros, que se encuentran en la tabla 1. Luego, se implementó el circuito básico utilizando los componentes IC seleccionados en la tabla 12 y se simuló como se muestra en la Figura 13. Se agregó un búfer de polarización de CC para permitir que las señales de CA tuvieran un swing negativo y se agregó un CI IA.

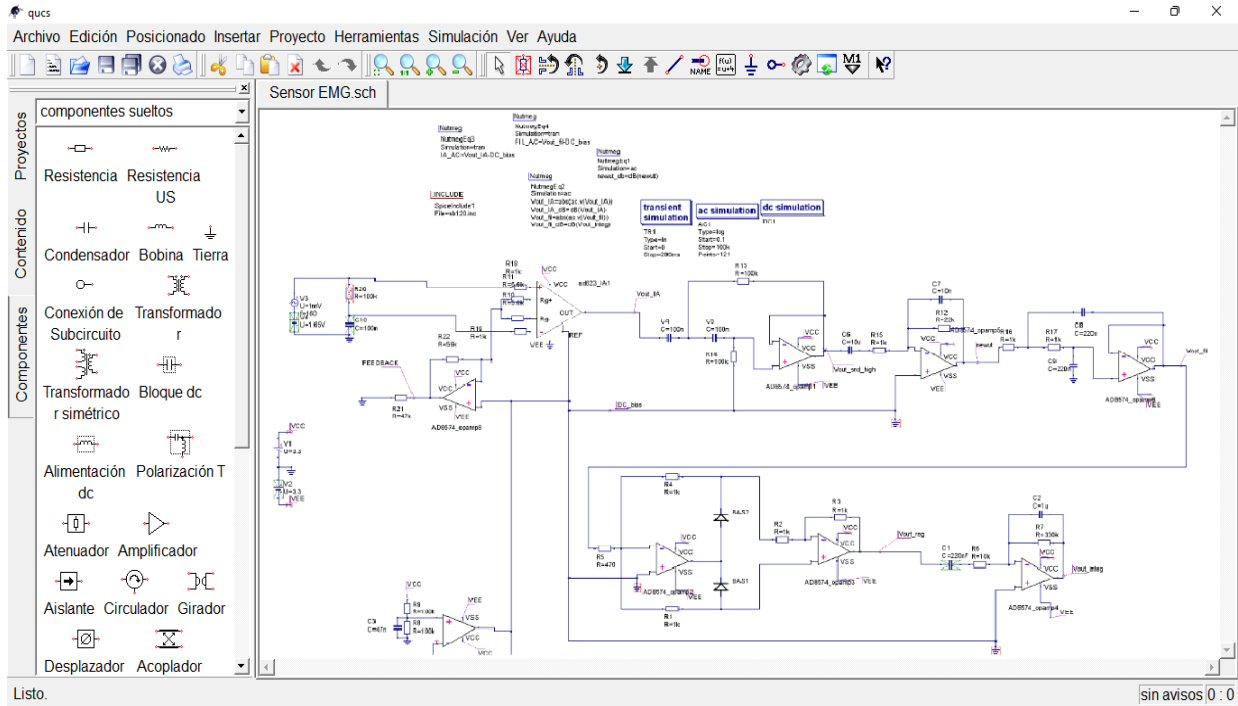


Figura 13. Circuito final. Autor.

Se estableció el punto de polarización DC como la mitad de la fuente de alimentación, $\frac{V_{DD}}{2}$, y se conectaron las entradas no inversoras y las resistencias a este punto de polarización y al punto de referencia (ref) para la AI. Se ajustaron las frecuencias de corte para lograr una amplificación suficiente con un ancho de banda lo suficientemente grande. Se analizó la ganancia, la respuesta en frecuencia, la rectificación y la integración en el resultado de la simulación del circuito final. La señal de entrada simulada fue de 1mV 200 Hz AC. En el gráfico superior izquierdo de la Figura 14 se observa la señal de salida IA, que tiene una ganancia lineal de 11 y una amplitud de 10,8 mV. En la siguiente etapa de amplificación (el filtro pasabanda), la señal se amplifica hasta 200 mV, lo que se ve en el gráfico justo debajo del gráfico IA de la Figura 14, con una ganancia lineal de alrededor de 19. A continuación, en el rectificador, la señal se invierte en cada semiciclo para que todos los picos sean negativos, como se puede ver en el gráfico inferior derecho de la figura 14. Y en la etapa final, la señal se integra (se convierte a CC) y se aproxima a 3,3 V, como se puede ver en el gráfico inferior izquierdo de la Figura 14.

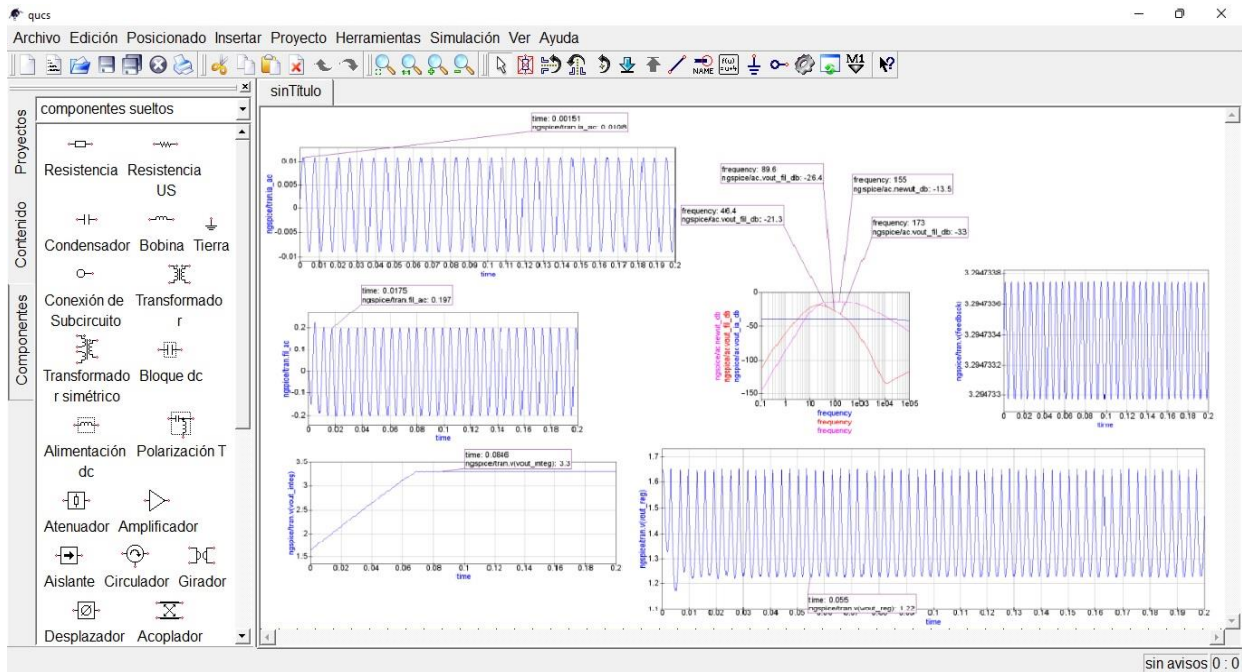


Figura 14. Resultado final de la simulación del circuito. Autor.

El proceso de simulación del circuito final se llevó a cabo en forma progresiva. Se obtuvo del fabricante un archivo de circuito compatible (.cir) y se transformó en un componente en QUCS-S. Posteriormente, se realizó una simulación para examinar la ganancia y la forma de onda del circuito, excepto para el diodo Schottky, en el cual se analizó la tensión directa de avance. Finalmente, el componente se integró en el circuito total.

4.3 Fase de diseño

Durante la tercera etapa del proyecto, se llevó a cabo el diseño de un circuito impreso (PCB) para una pequeña batería para que operara de forma inalámbrica el sensor de electromiografía (EMG). En un principio, el diseño era libre, lo que permitía cualquier tamaño y disposición, pero posteriormente se modificó para imitar el diseño del Adafruit Feather de Adafruit Development debido a su tamaño compacto y su versatilidad.

Además del diseño general del Adafruit Feather, se tuvieron en cuenta las características eléctricas y el rendimiento para la disposición del circuito. Este diseño se basó en la experiencia previa en la fase de simulación y en las directrices de diseño de PCB proporcionadas por el fabricante del componente.

En las siguientes secciones se profundiza en la estructura del hardware del sistema EMG, el esquema implementado en la PCB y las consideraciones de diseño de esta.

4.3.1 Diagrama de bloques del hardware

El diagrama de bloques del hardware del sistema EMG, mostrado en la Figura 15, incluye varios componentes principales. La UMC utilizada en el sistema es la PIC16LF18466, mientras que el módulo Bluetooth utilizado es el HC-11. Además, se incluyen el amplificador de instrumentación INA333 y el amplificador operacional cuádruple AD8574 para la amplificación y filtrado analógico de las señales EMG.

El regulador de tensión LDO también está presente en el diseño para asegurar una fuente de alimentación estable. El módulo Bluetooth se comunica a través del protocolo UART con una tasa de baudios de 115200 y es controlado por la UMC mediante la aplicación EMG-UC-logger. La salida de los bloques de amplificación y filtrado analógicos se conecta a un pin del CAD de la UMC para convertir los datos analógicos en datos digitales con 12 bits de conversión.

Además, hay LED de indicación tanto para el regulador de voltaje como para la UMC para indicar que la fuente de alimentación está encendida y para probar la UMC. En resumen, estos componentes trabajan juntos para permitir la adquisición y procesamiento de señales EMG en el sistema.

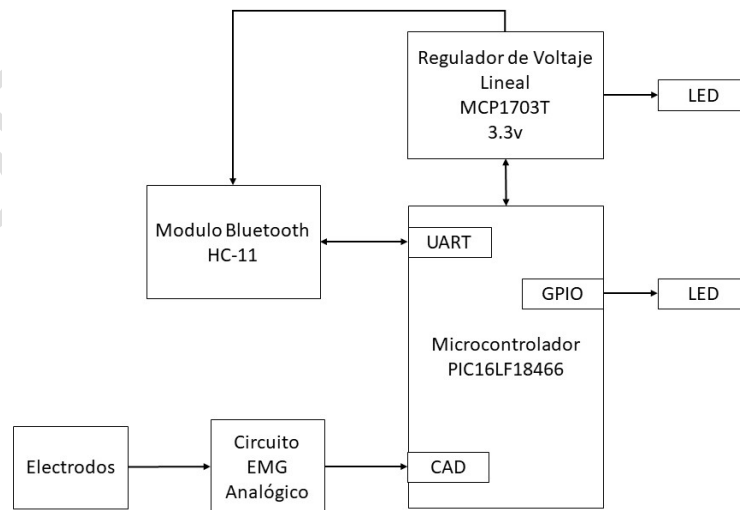


Figura 15. Diagrama de bloques de hardware del sistema EMG.

4.3.2 Esquemático

El hardware se separó en dos partes: un circuito digital y un circuito analógico. Cada uno tiene su propia fuente de alimentación que se conectaba a un micro-USB que funciona a 3,3V o 5V, lo que permite probarlos por separado. Ambos circuitos tienen dos cabezales de 8 pines para apilarse uno encima del otro y conectar la salida de la EMG a la entrada de la UMC, lo que ayudaba a reducir el espacio.

El circuito digital estaba compuesto principalmente por la UMC PIC16LF18466 y tenía 5 pines: PGD, PGC, MCLR, GND y 3.3V, que estaban conectados a uno de los cabezales J1 (ver Figura 16). Estos pines se usaron para conectarse a un PicKit3, un dispositivo comúnmente utilizado para programar microcontroladores PIC.

Además, dos pines USART de la UMC se conectaron al módulo Bluetooth HC-11 para la comunicación serie. Algunos pines "no utilizados" se configuraron como entradas CAD y se conectaron a la cabecera J3, que a su vez se conectaba a la salida paralela del PIC y al circuito analógico PCB.

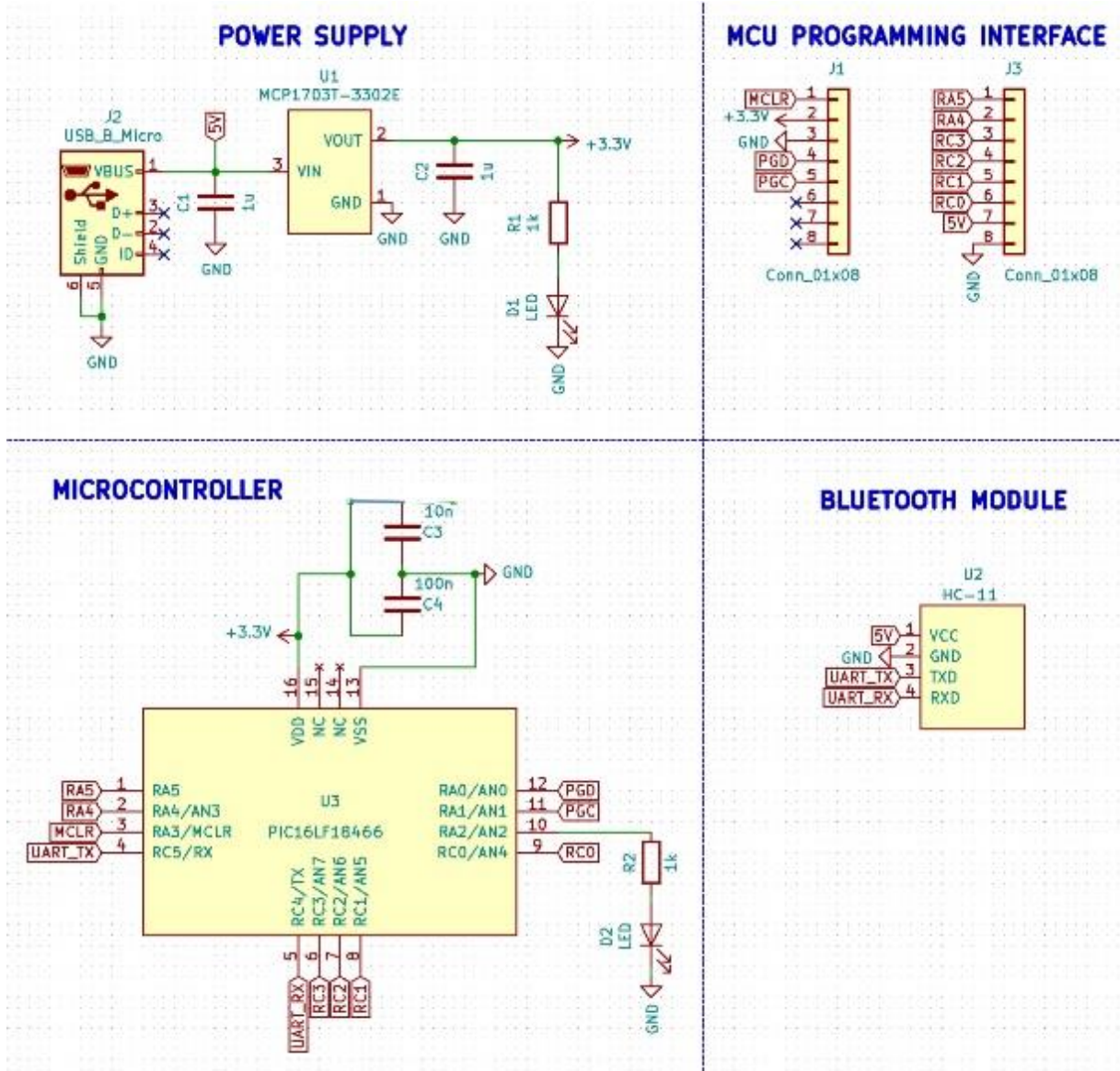


Figura 16. Circuito digital implementado.

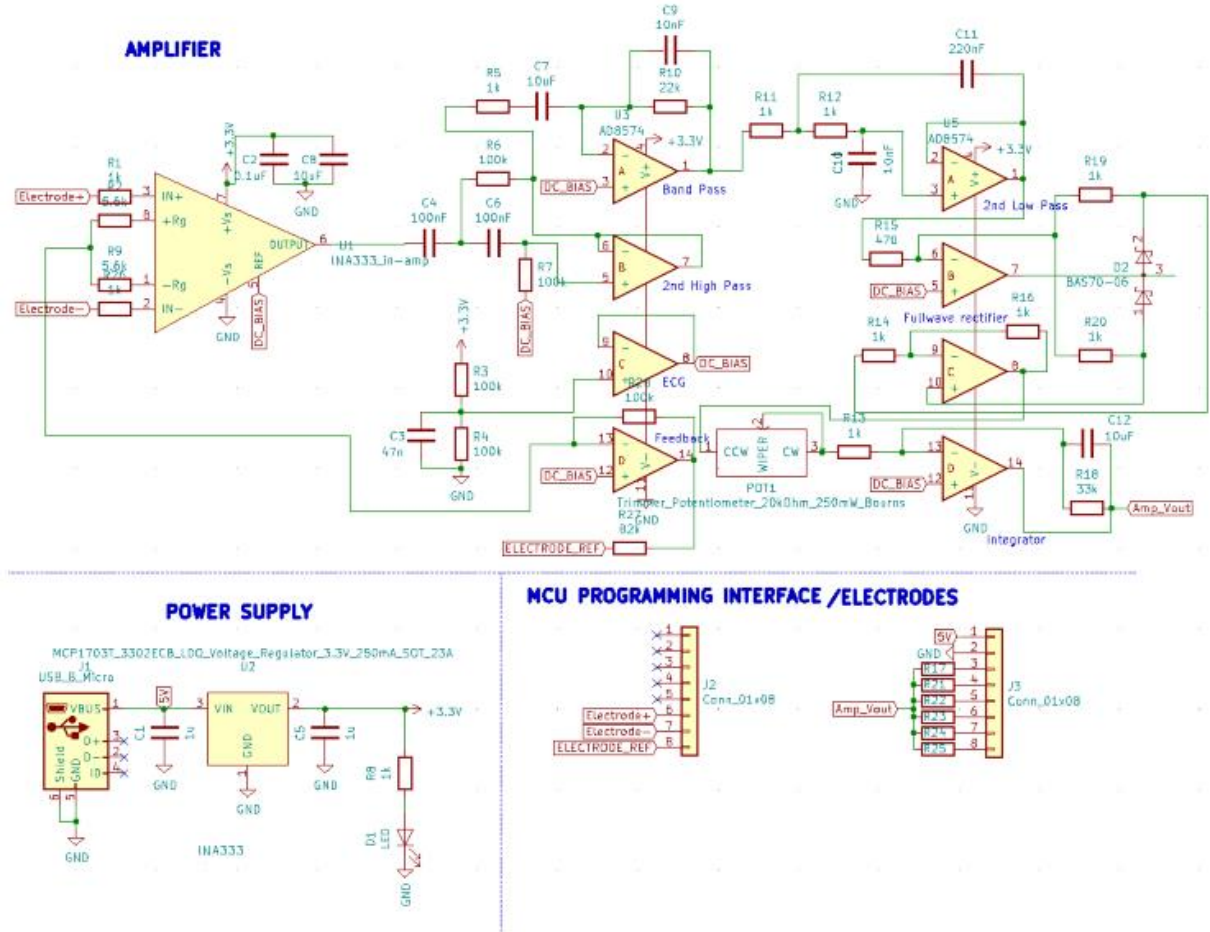


Figura 17. Circuito analógico implementado.

El circuito analógico consistía en componentes que se utilizaron para las etapas de amplificación y filtrado, como el amplificador de instrumentación INA333, el amplificador operacional cuádruple AD8574, y era el circuito EMG como se puede observar en la Figura 17. La salida del integrador se dividió en seis salidas paralelas para modular el dispositivo, y estas salidas se conectaron a J3 en el circuito digital PCB.

4.3.3 Diseño de la PCB

Durante las primeras etapas del proyecto, el diseño de la placa de circuito impreso carecía de un criterio específico (a excepción de la disposición CEM) y tanto el circuito digital como el analógico se integraron en una sola placa. Posteriormente, se modificó el

diseño para emular la placa Feather de Adafruit. Sin embargo, estas nuevas dimensiones impusieron limitaciones al diseño debido a los componentes, por lo que se decidió construir dos placas separadas que pudieran apilarse una encima de la otra como un escudo IO. La PCB, en particular la analógica, presentaba numerosas conexiones de tierra y alimentación, lo que dificultaba su enrutamiento.

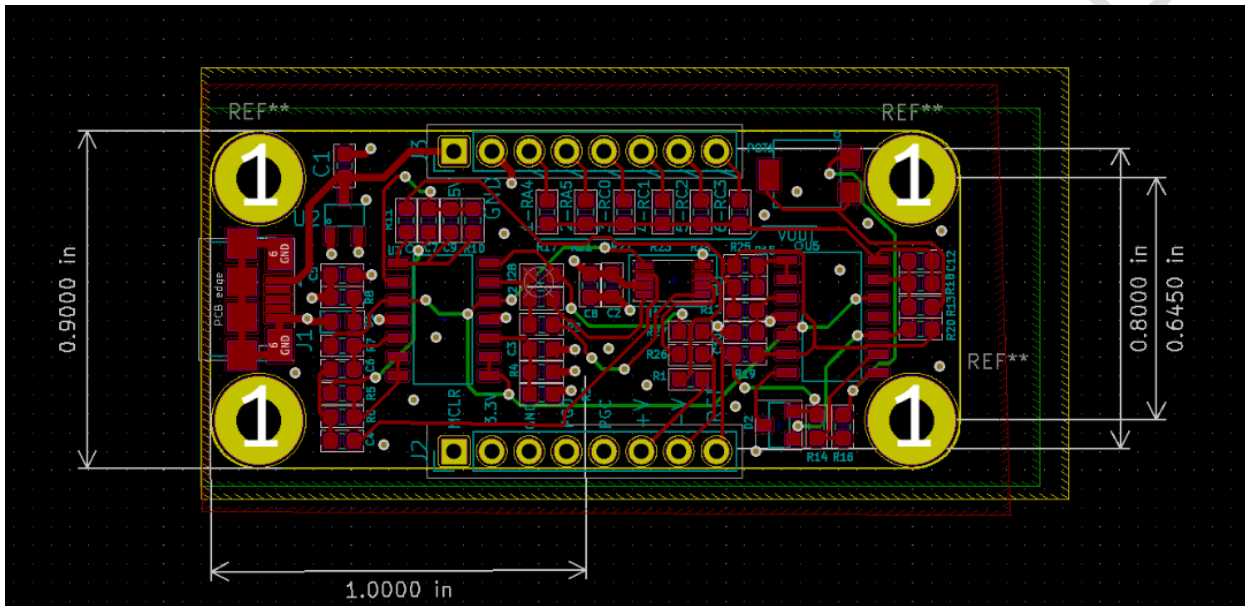


Figura 18. Circuito analógico implementado. Autor.

Como resultado, se obtuvieron dos placas de circuito impreso multicapa con dimensiones de 22,86 mm x 50,8 mm y 2,54 mm en cada lado (ver Figura 18). La placa presentaba una entrada micro USB en la parte izquierda, los componentes principales en el centro y otros componentes en la parte derecha. Con el objetivo de minimizar las interferencias de señal y las interferencias electromagnéticas (IEM), se seleccionaron cuidadosamente los componentes y se establecieron rutas lejos de los bordes y de la fuente de alimentación. Ambas placas contaban con zonas de vertido aisladas y conectadas a tierra para mejorar el cumplimiento electromagnético. Además, se colocaron condensadores de desacoplamiento cerca de todos los componentes IC siguiendo las recomendaciones del fabricante para evitar impulsos eléctricos repentinos. Estas eran las similitudes entre

los circuitos analógicos y digitales. Sin embargo, hubo que adaptar la disposición de la placa de circuito impreso a cada uno de sus componentes.

La PCB del circuito analógico se compone de una placa de cuatro zonas que incluye la zona superior de señal, el plano de tierra y el plano de potencia, así como la zona inferior donde está la señal EMG (ver Figura 19). La presencia de un plano de tierra y un plano de potencia cercanos ayuda a prevenir el ruido inducido capacitivamente. Además, se evitó colocar pistas de PCB debajo de los componentes, en particular los IC, para minimizar el riesgo de interferencia con el funcionamiento interno del componente.

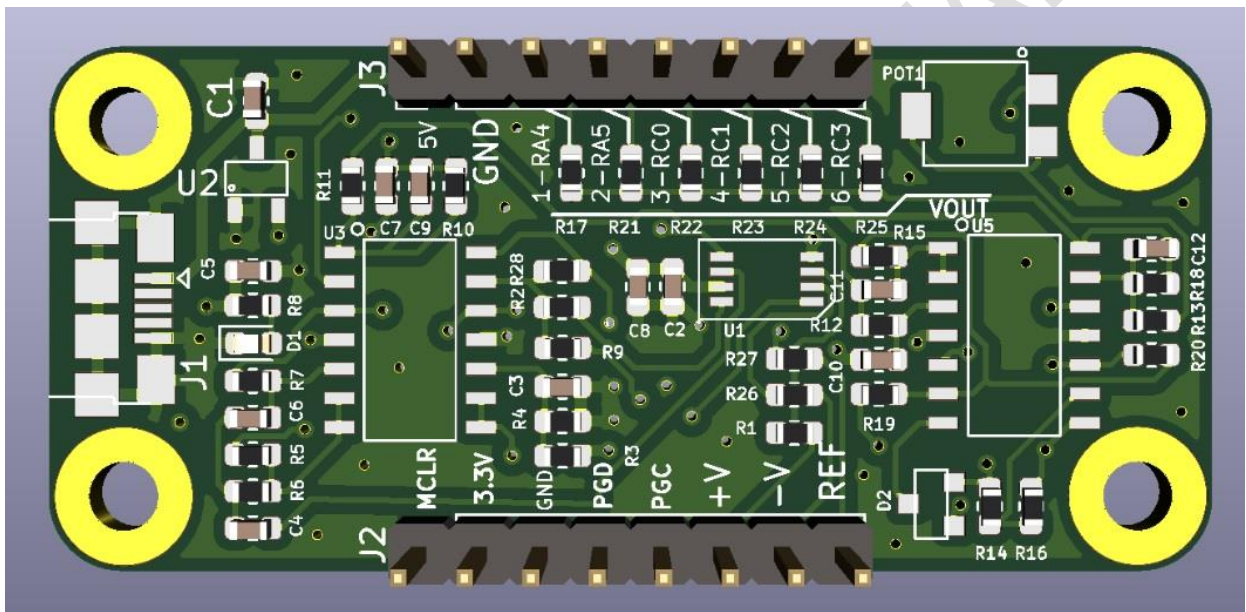


Figura 19. Circuito analógico PCB vista en 3D. Autor.

En el circuito digital PCB (ver figura 20) la antena del módulo Bluetooth era un aspecto importante para tener en cuenta. Se colocó fuera de la placa de circuito, lejos de cualquier componente. El módulo Bluetooth se alimentó con 5V. Es importante que esta vía no estuviera interrumpida y que no pasara por entradas importantes del CAD, ya que podría deteriorar gravemente la señal.

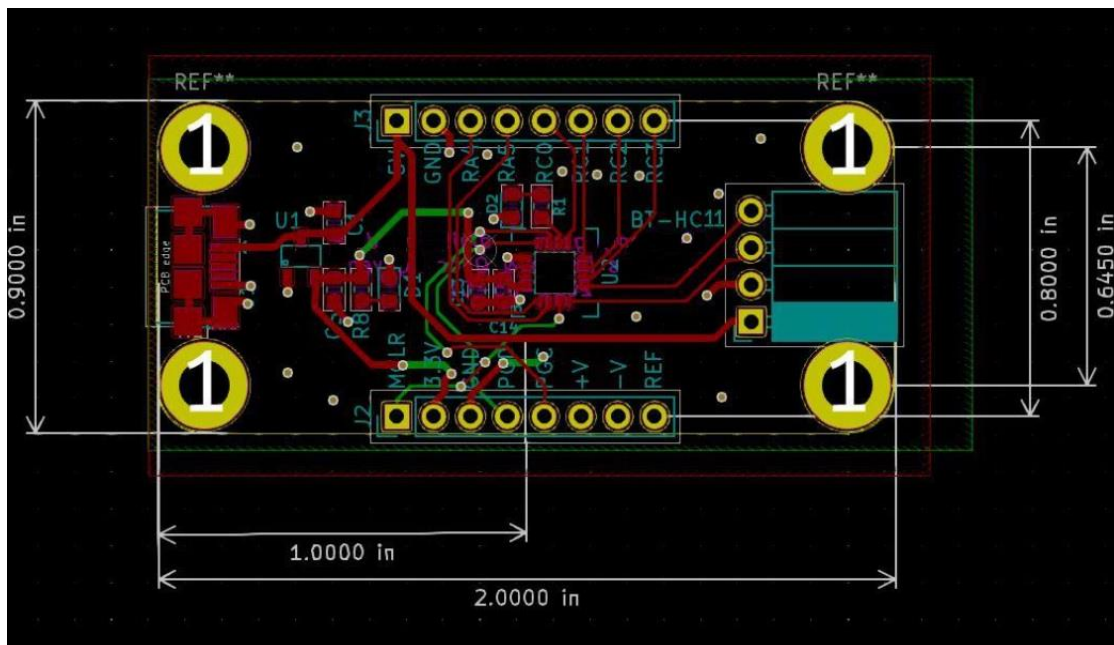


Figura 20. Circuito digital PCB sin vertido de cobre. Autor.

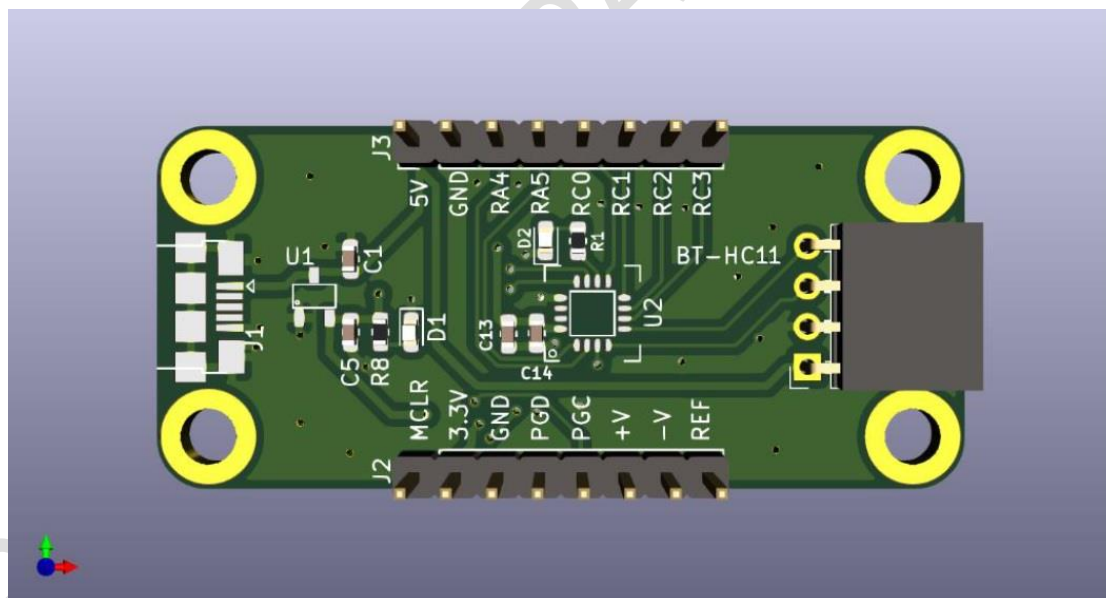


Figura 21. Circuito digital PCB vista 3D. Autor.

4.4 Fase de programación

Durante la etapa de programación, se creó un software integrado para la UMC, aunque el código principal ya existía y había sido desarrollado en la Corporación Universitaria del Huila. Sin embargo, fue necesario ajustarlo a la UMC seleccionada (PIC16LF18466) y modificarlo para que tuviera 6 canales de entrada CAD. Para llevar a cabo el desarrollo del software embebido se utilizó MPLAB X IDE. Se diseñó el software embebido para que pudiera comunicarse con la aplicación "EMG-UC-logger" y enviar datos para su visualización. Además, se probó el dispositivo EMG con una aplicación Bluetooth UART sencilla. La figura 22 muestra el flujo lógico del software implementado en la UMC del dispositivo EMG. El programa espera hasta que el módulo Bluetooth estuviera disponible y luego procesó un comando AT recibido de EMG-UC-logger u otra aplicación UART. En caso de estar ocupado, el programa continuó procesando uno de los pines de entrada CAD, formateaba los datos y los transmitía por UART. Los datos se formatearon para ser mostrados en el EMG-UC-logger y se convirtieron a milivoltios con tres decimales.

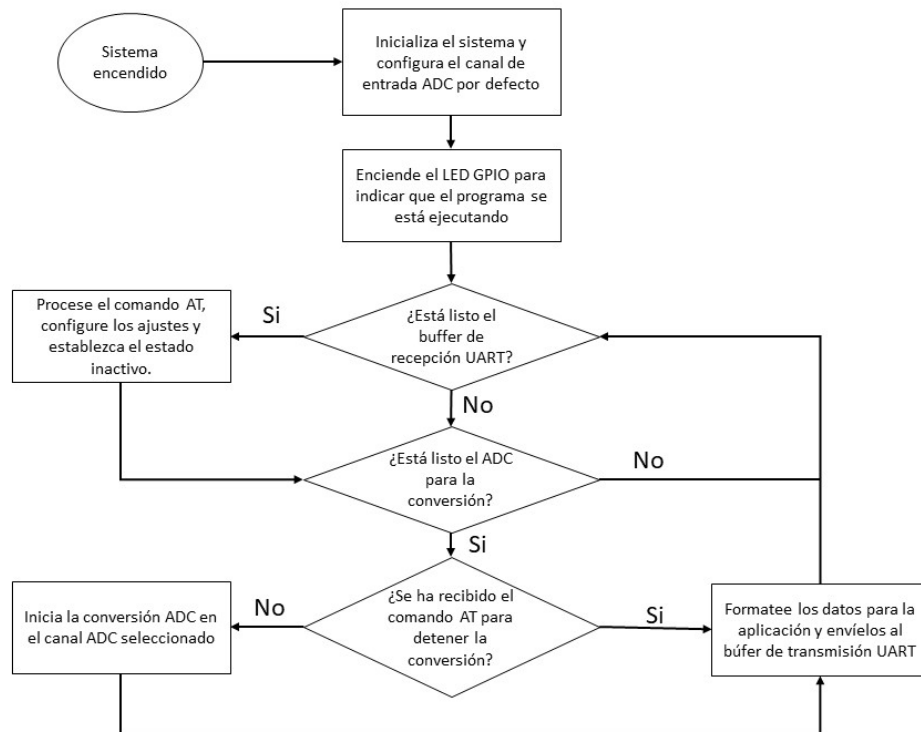


Figura 22. Diagrama de flujo de software. Autor.

Se emplearon comandos AT para configurar el funcionamiento del programa, los cuales se detallan en la Tabla 3. Al recibir el comando AT 's', el sistema comenzó a muestrear los datos del CAD y los transmitirá mediante UART. El sistema dejará de convertir al recibir el comando AT 'S'. En resumen, había dos funciones que se ejecutaban en bucle: una que verificaba el comando AT y otra que formateaba y transmitía los datos de entrada del CAD.

Además, como EMG-UC-logger procesa valores de 10 bits, los datos del UMC debían ser de 10 bits, ya que la resolución UMC del PIC16LF18466 es de 12 bits. EMG-UC-logger también tenía una función que reiniciaba los valores a un intervalo determinado, interrumpiendo los valores del gráfico EMG. El problema que se presentó fue la velocidad de comunicación, pero se solucionó fácilmente aumentando la velocidad en baudios tanto del módulo Bluetooth como del sistema integrado.

Tabla 3.

Comandos AT para el sistema EMG.

Comando AT	Descripción
"t"	Prueba de comunicación, devuelve "ok" si correcta
"T"	Alternar entre formatear los datos como binarios o como texto
"s"	Iniciar muestreo continuo CAD
"S"	Detener el muestreo continuo del CAD
"1"	Selecciona la salida del canal CAD 1
"2"	Selecciona la salida del canal CAD 2
"3"	Selecciona la salida del canal CAD 3
"4"	Selecciona la salida del canal CAD 4
"5"	Selecciona la salida del canal CAD 5
"6"	Selecciona la salida del canal CAD 6

4.5 Pruebas

Para aumentar la calidad del trabajo, se empleó el desarrollo basado en pruebas. Su aplicación difiere entre hardware y software se describe en las siguientes subsecciones. Cabe destacar que la mayoría de las pruebas de hardware se realizaron en la placa de circuito impreso analógica.

4.5.1 Hardware

Se llevó a cabo una estrategia de Desarrollo Dirigido por Pruebas (DDP) para probar el hardware y asegurar su correcto funcionamiento, sobre todo en la PCB analógica. Para ello, se midió cada componente en la placa de circuito impreso con un osciloscopio antes de avanzar a la siguiente etapa del circuito. La Figura 23 representa la estrategia DDP, que consistía en realizar una prueba para cada iteración de la etapa que se estaba montando. Si la prueba era exitosa, se pasaba a la siguiente etapa y se repetía el proceso. Estas pruebas se basaban en la respuesta esperada de cada etapa, por ejemplo, la ganancia y las frecuencias de corte del filtro pasabanda. Si se cumplían las expectativas, se montaba la siguiente etapa y se realizaba una prueba similar. Los valores se medían con un osciloscopio y una señal de prueba generada por un generador de funciones. Esta estrategia fue especialmente útil para el circuito analógico, que contaba con muchos componentes y etapas, ya que, si una etapa estaba defectuosa, el dispositivo no funcionaba.

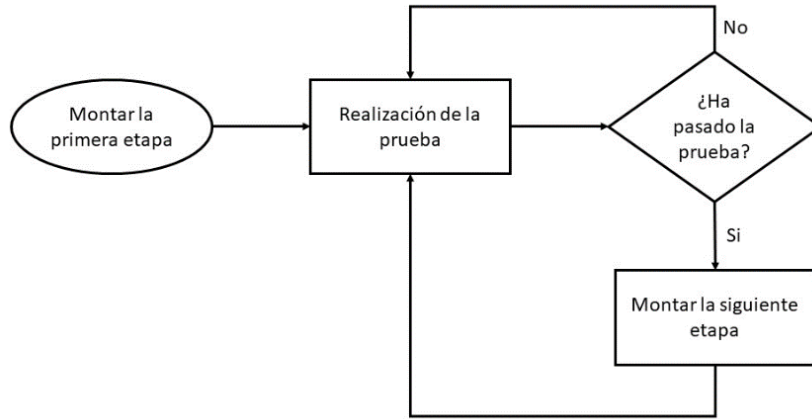


Figura 23. Diagrama de flujo de software. Autor.

En la Figura 24 se muestra el proceso de DDP para el circuito analógico PCB, ya que el proceso para el PCB digital fue simple y principalmente en software, por lo que se omite en la figura. En la práctica, se probó únicamente la fuente de alimentación, que se montó y se probó siguiendo el procedimiento del primer bloque de la Figura 24. Posteriormente, se montó la MCU y se probó mediante software.

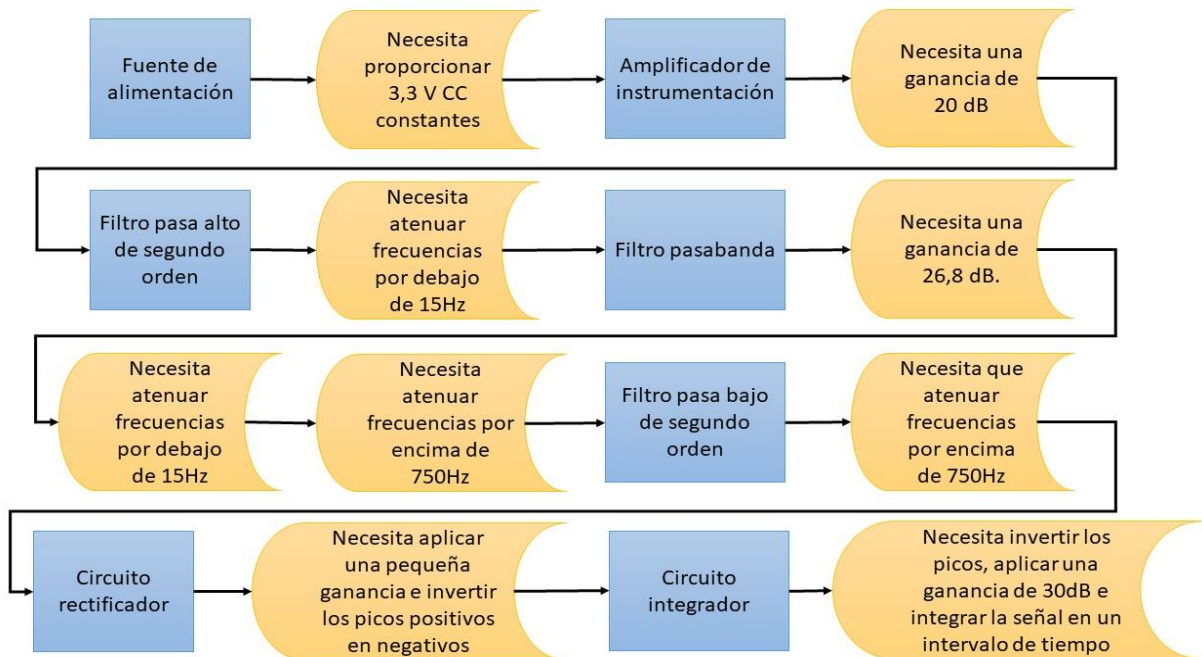
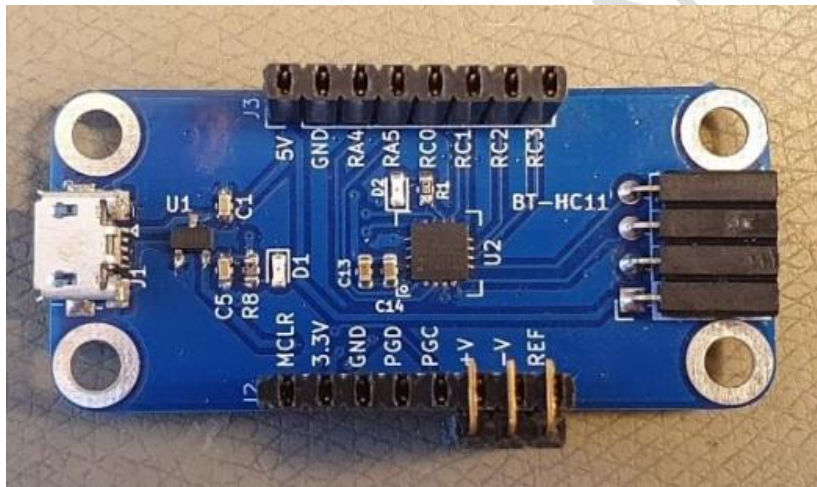
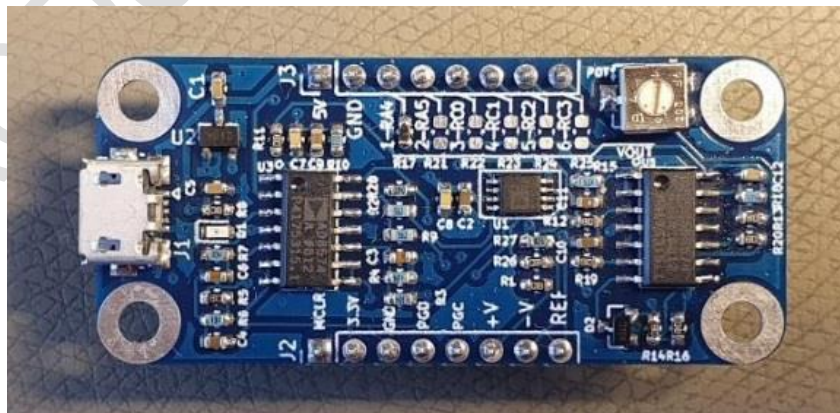


Figura 24. Pruebas DDP y orden para cada etapa en la PCB analógica. Autor.

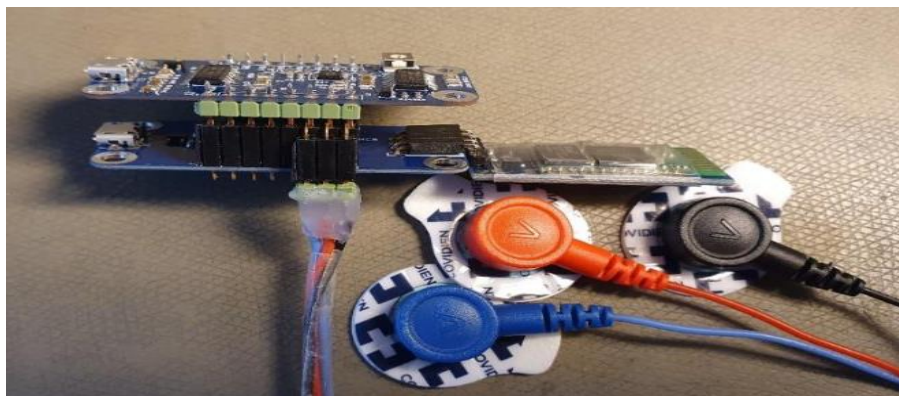
En la Figura 25 vemos el resultado final de la implementación del sensor EMG. El resultado fue un dispositivo EMG totalmente funcional, pequeño y alimentado por baterías que podía medir la actividad de las señales mioeléctricas y transmitir estos datos de forma inalámbrica a un dispositivo Bluetooth. Se fabricaron dos circuitos impresos: uno para el procesamiento digital y la transmisión (circuito impreso digital) y otro para el circuito de la captura de la señal EMG (circuito impreso analógico). Se apilan una sobre otra para conectarlas y minimizar el espacio. El resultado del dispositivo EMG se puede ver en las figuras 25a, b y c, incluyendo la medición EMG enviada desde el dispositivo EMG a EMG-UC-logger.



(a)



(b)



(c)

Figura 25. Sistema EMG. (a) Circuito digital (b) Circuito analógico (c) Circuito unido con el módulo bluetooth. Autor.

4.5.2 Software

Se realizaron pruebas en los pines UART TX y RX enviando un carácter simple a una aplicación UART serie. Posteriormente, se envió un array de caracteres para verificar que era posible enviar paquetes de datos. Se probó con la aplicación EMG-UC-logger para verificar si se transmitían y recibían los valores correctos. Una vez que la PCB analógica estuvo completamente operativa, se conectó la PCB digital a su salida para verificar que muestre los datos del circuito EMG analógico y los transmita por Bluetooth a la aplicación EMG-UC-logger. Aunque la mayor parte del software ya estaba desarrollado, se realizaron pruebas para asegurarse de que todos los comandos Bluetooth funcionaran correctamente.

Se llevaron a cabo mediciones del dispositivo EMG utilizando cuatro salidas diferentes: la salida del AI, la salida del filtro de paso bajo (el final de la cadena de filtrado), la salida del rectificador y la salida del integrador (salida del dispositivo EMG, la última etapa). Las mediciones se realizaron en el brazo (bíceps) y la pierna (pantorrilla) de dos sujetos de prueba.

i. Prueba en el sujeto 1.

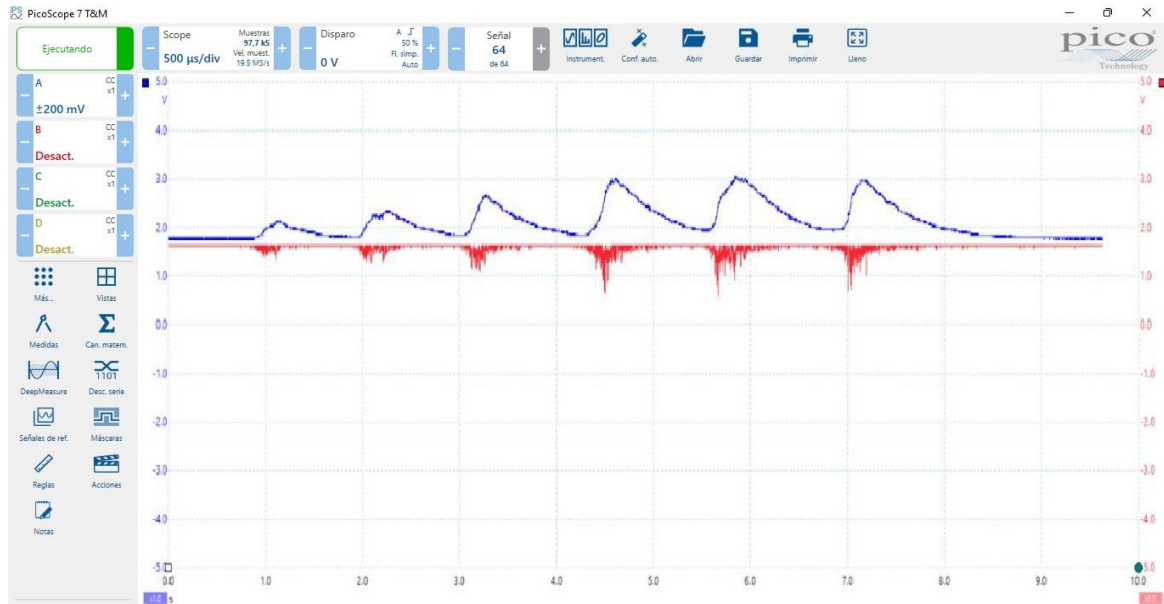


Figura 26. Sujeto de prueba 1 <Bíceps>: línea azul integrador, línea rojo rectificador. Autor.

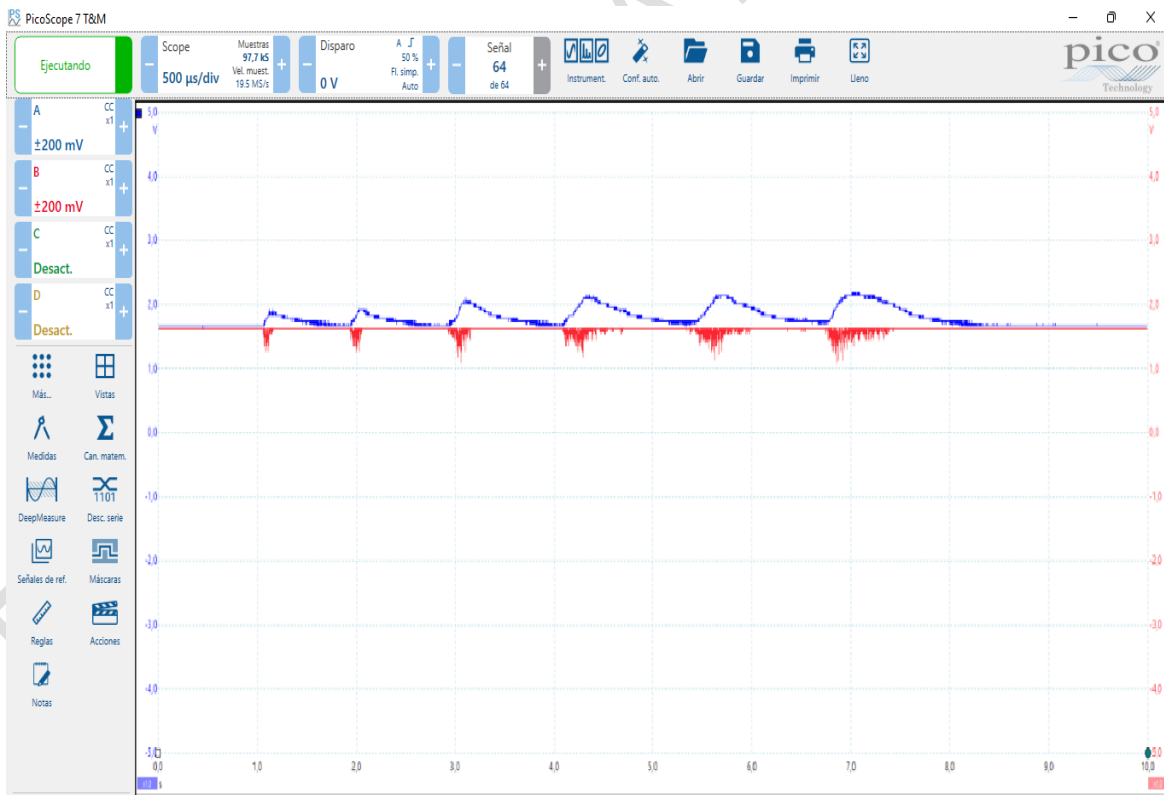


Figura 27. Sujeto de prueba 1 <Pantorrilla>: Línea azul integrador, línea roja rectificador. Autor.

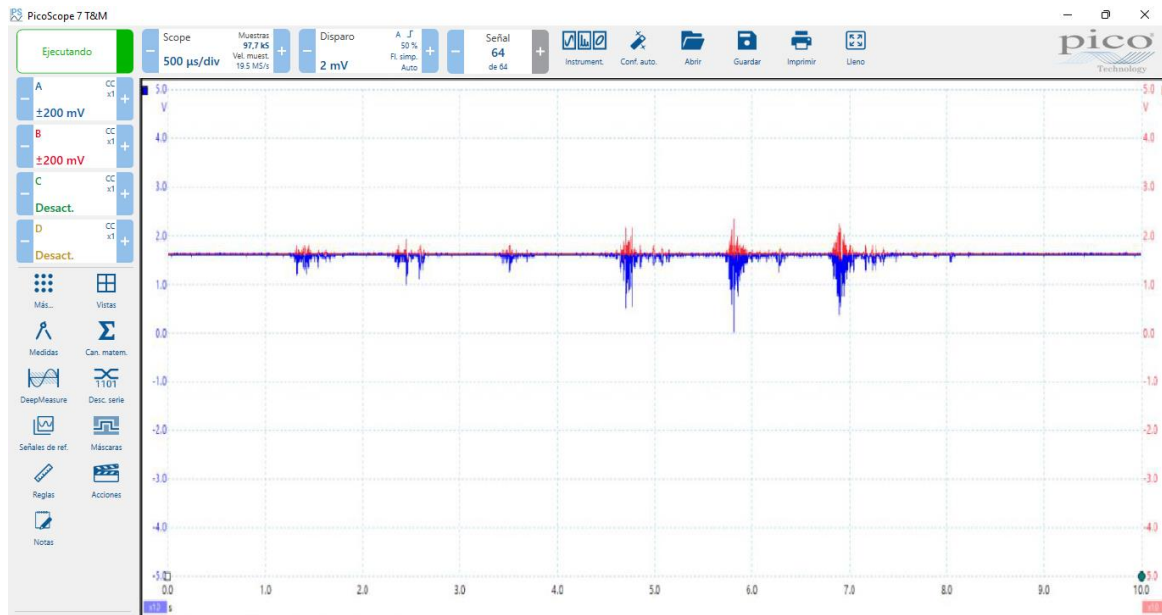


Figura 28. Sujeto de prueba 1 <Bíceps>: Línea azul rectificador, línea roja filtro. Autor.

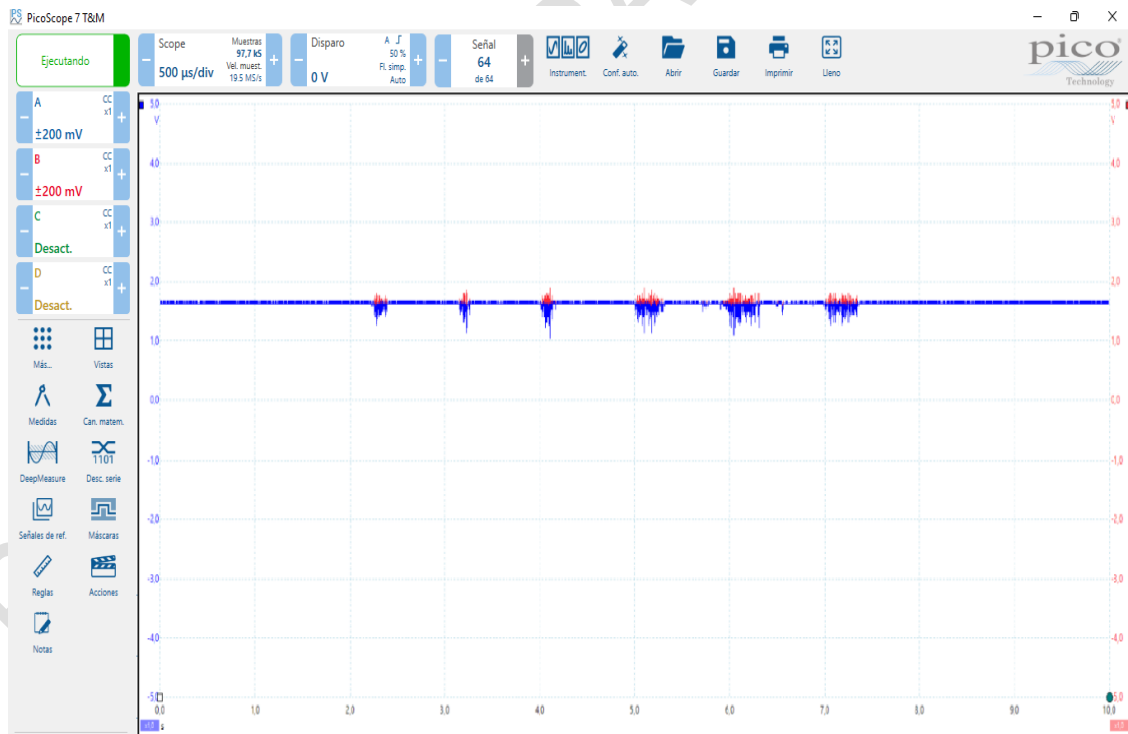


Figura 29. Sujeto de prueba 1 <Pantorrilla>: Línea azul rectificador, línea roja filtro. Autor.

ii. Prueba en el sujeto 2.

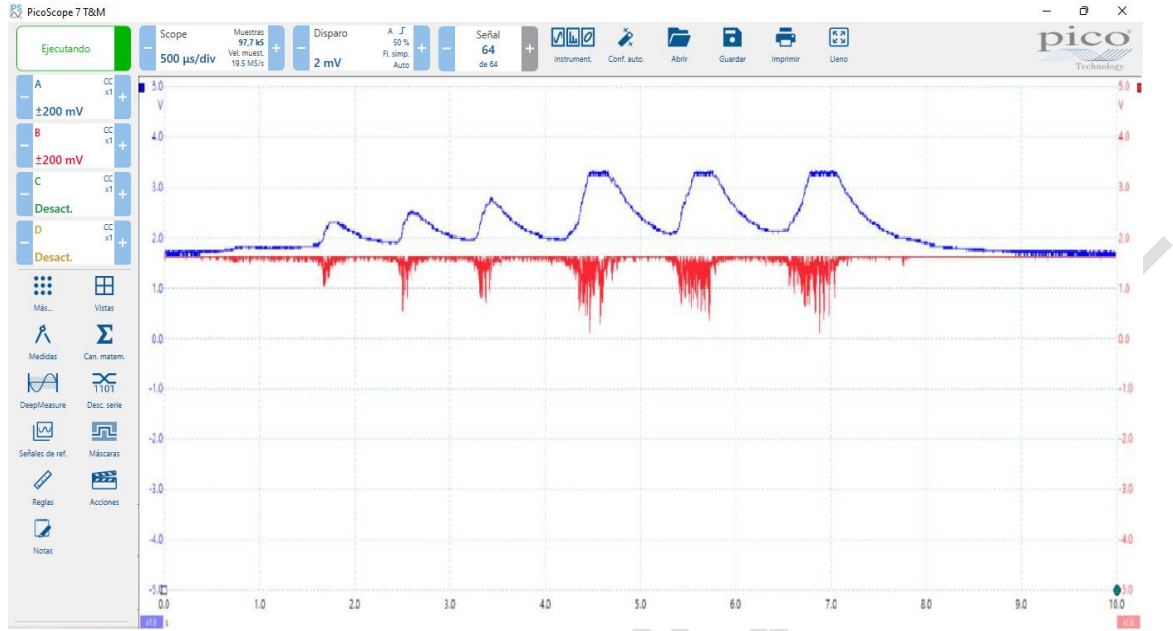


Figura 30. Sujeto de prueba 2 <Bíceps>: Línea azul integrador, línea roja rectificador. Autor.

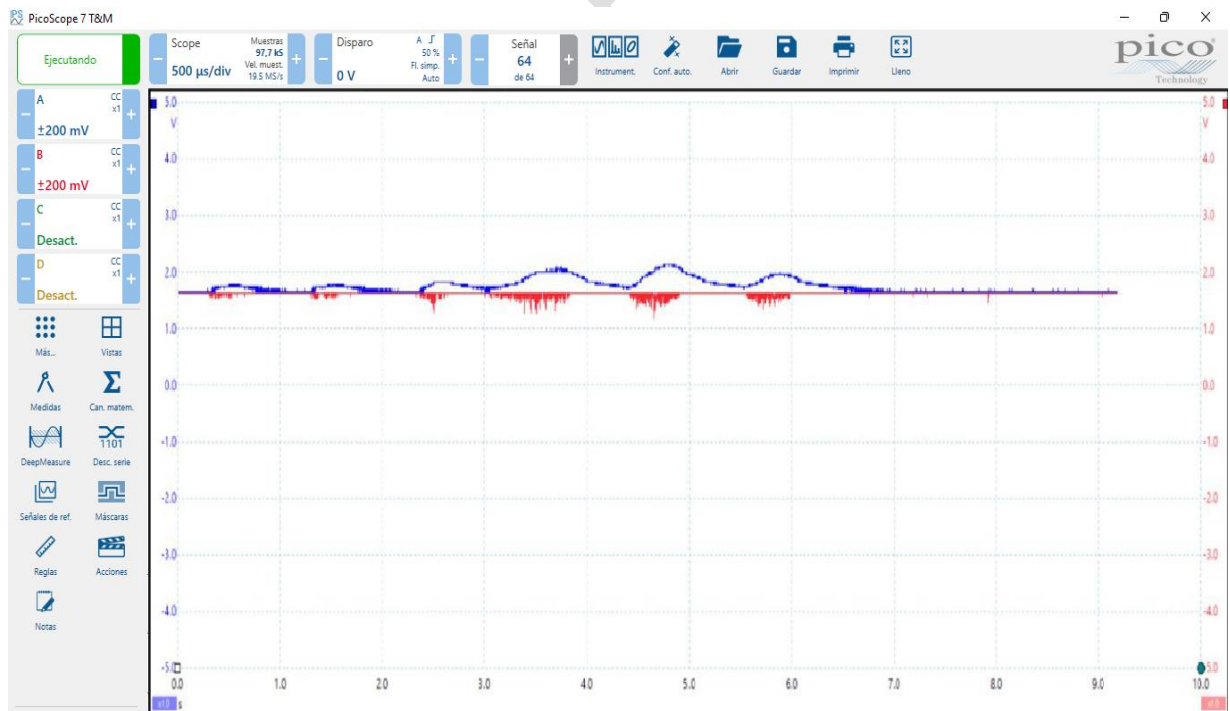


Figura 31. Sujeto de prueba 2 <Pantorrilla>: Línea azul integrador, línea roja rectificador. Autor.

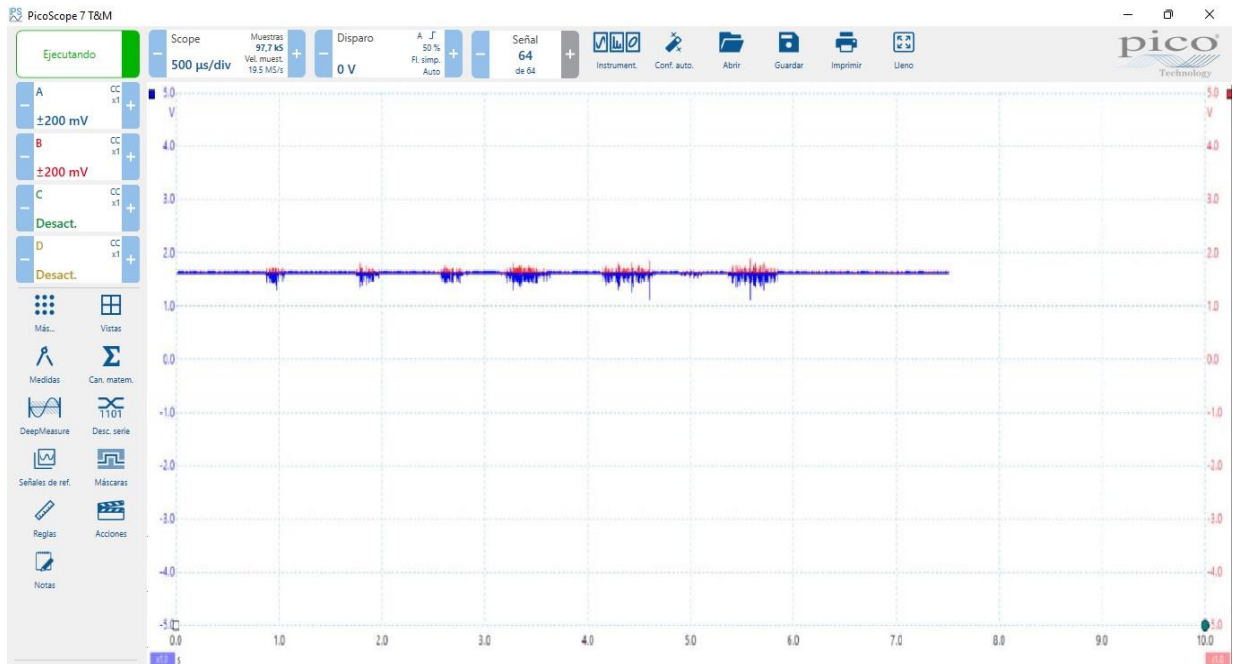


Figura 32. Sujeto de prueba 2 <Biceps>: Línea azul integrador, línea roja rectificador. Autor.

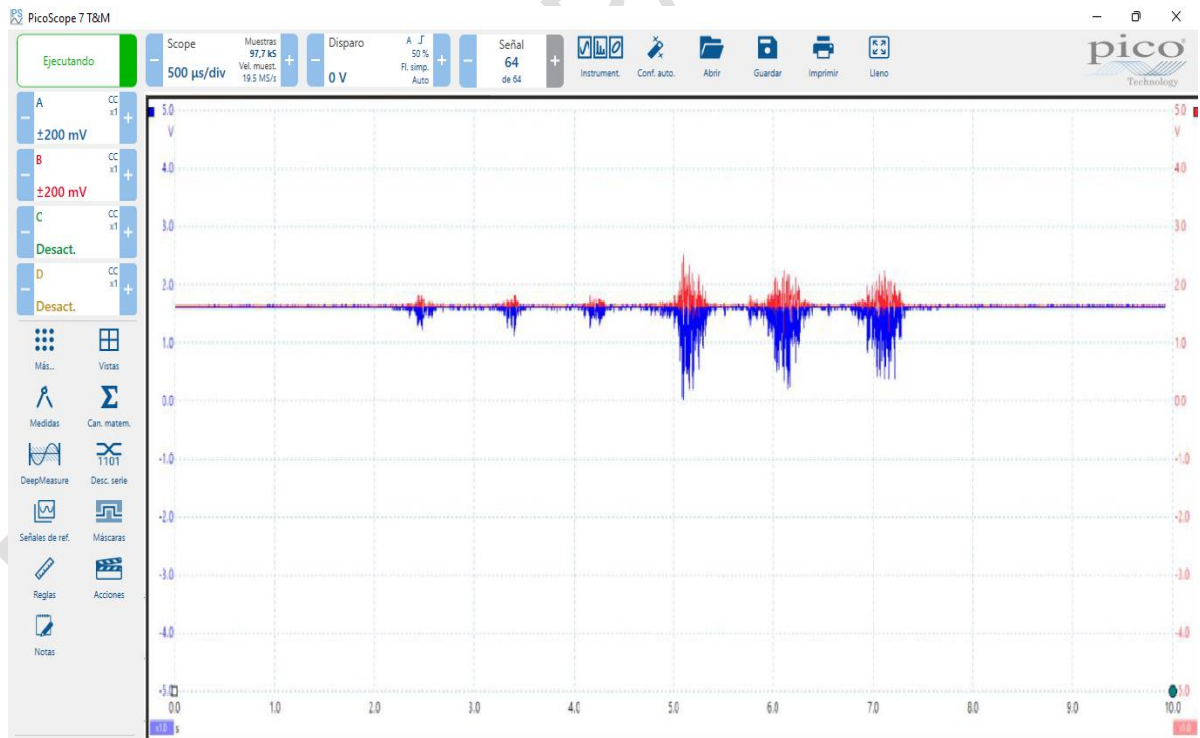


Figura 33. Sujeto de prueba 2 <Pantorrilla>: Línea azul rectificador, línea roja filtro. Autor.

Las mediciones de brazo (el bíceps) y la pierna (la pantorrilla), con el mismo par de electrodos. Los picos en las figuras se producen cuando el músculo se flexiona. Cada medición tiene tres flexiones débiles y tres flexiones más fuertes del músculo; tres picos pequeños y tres picos más grandes. La ganancia de las mediciones de la pierna y el brazo es constante.

Las siguientes figuras muestran el ruido presente en el dispositivo EMG. Las mediciones se realizaron a la salida del IA, filtro, rectificador e integrador. La Tabla 4 resume los niveles de ruido en CA RMS.

Tabla 4.

Resumen de la medición del ruido de la señal EMG.

Músculo		Salida EMG (Integrador) mV	Rectificador mV	Filtro mV	Amplificador de instrumentación mV
Bíceps	Sujeto 1	0,513	3,277	5,063	0,874
	Sujeto 2	0,361	2,109	4,626	0,646
Pantorrilla	Sujeto 1	0,494	2,033	2,897	0,589
	Sujeto 2	0,323	1,624	1,691	0,807

Para la selección del sensor de trabajo, se realiza una búsqueda de los diferentes sensores que pueden ser utilizados, donde en la Tabla 5 resume las diferentes características de los sensores mencionados y el costo de cada uno de ellos, decidiendo que se debe de trabajar con el Dispositivo EMG que se adecua a las necesidades de trabajo.

Tabla 5.

Resumen de los diferentes sensores para la obtención de datos.

	Myo Armband Thalmic Labs	MindROve	OYmotion gForce Pro+	3DC Armband	Dispositivo EMG
sEMG canales	8	8	8	10	6
Frecuencia	200 Hz	500 HZ	1000 Hz	10000 Hz	1000Hz
Electrodos	Activo	Pasivo	Activo	Pasivo	Pasivo
IMU	9 ejes	6 ejes	9 ejes	9 ejes	0
Frecuencia IMU	50 Hz	50 Hz	50 Hz	50 Hz	0
Conexión	BLE 4.0	WiFi	BLE 4.2	Enhanced ShockBurst	BLE HC-11
Peso	93 g	102 g	80 g	62 g	85 g
Disponibilidad	Des.catalogado	Comercial	Comercial	De código abierto	Registro de software
Precio	200 \$	679 \$	2350 \$	150 \$	320 \$

5. CONCLUSIONES

Esta sección concluye el trabajo de grado y reflexiona sobre el desarrollo del dispositivo EMG y la experiencia a lo largo de este proyecto. Se analizan los resultados de este trabajo de grado, sus efectos positivos y sus inconvenientes, y se evalúa el resultado del proyecto en relación con los objetivos fijados.

Se experimento lo siguiente:

- Los voltajes encontrados en la entrada del sensor EMG estaba entre el rango de los 0,361mV y los 0,513mV, los cuales son valores esperados. En general, durante una contracción máxima del bíceps, los valores de voltaje pueden oscilar entre 100 y 1000 microvoltios.
- Los valores obtenidos en la etapa de rectificación del circuito EMG está entre los rangos de 1,624mV y 3,277mV. En general, la señal EMG medida por el circuito de rectificación tendrá un voltaje pico a pico de alrededor de 10 a 20 mV en reposo y puede aumentar significativamente durante la contracción muscular, llegando a valores de hasta varios cientos de mV.
- Las frecuencias filtradas están entre el rango de los 150Hz y los 750Hz, respectivamente. Los sensores EMG típicamente operan en el rango de frecuencia de 20 Hz a 500 Hz. Esta es la frecuencia en la que se produce la actividad muscular esquelética normal y, por lo tanto, es la frecuencia de interés para la mayoría de las aplicaciones de EMG.

El objetivo fijado se cumplió: un sistema EMG a pilas totalmente funcional con capacidades inalámbricas Bluetooth. Los requisitos se cumplieron ya que el sistema funcionaba con batería, era inalámbrico, modular y tenía el diseño pequeño inspirado en Adafruit feather.

El marco de evaluación establecido en la sección 3 concluye el rendimiento del sistema EMG:

1. ¿Funciona el sistema? ¿Se comporta como se espera de él y puede ejecutar todos los comandos?

El sistema es funcional y funciona como se espera, como indican las mediciones musculares EMG del músculo. Todos los comandos AT funcionaron como se esperaba; el sistema podía cambiar entre 6 canales de salida diferentes, parar y arrancar el dispositivo, cambiar entre texto y binario y recibió un "OK" al probar la conexión entre la aplicación y el dispositivo EMG.

2. ¿Tiene el ancho de banda adecuado? ¿Son las frecuencias de corte las esperadas?

El dispositivo EMG tenía un ancho de banda adecuado, ya que la señal generada por el generador de funciones alcanzaba aproximadamente el 90-95% de su valor máximo después de los filtros. En las figuras del capítulo 4 no se observan componentes de alta frecuencia, aunque es posible que se produzcan interferencias. Es posible que haya interferencias de otros músculos y armónicos por debajo de 700 Hz. Sin embargo, en la fase de pruebas del proyecto, los filtros se probaron con un generador de funciones y respondieron con una frecuencia de alrededor de 750 Hz. Con un generador de funciones y respondieron con unos 60 dB de atenuación a las frecuencias de corte elegidas. Como seguía habiendo ruido de modo común en la salida del integrador, la frecuencia de corte inferior debería haber sido de unos 60 Hz.

3. ¿Es adecuada la ganancia del sistema EMG? ¿Está saturada la señal?

La señal no estaba saturada. Tenía suficiente ganancia ya que era visible y además no saturaba la señal, que podía ajustarse si era necesario.

4. ¿Qué cantidad de ruido hay en el sistema?

La cantidad de ruido presente puede verse en la Tabla 4. El gráfico de la señal EMG resultante era visible y sensible, pero los niveles de ruido deberían haber sido aún más bajos teniendo en cuenta los componentes utilizados y las consideraciones de diseño de PCB. Unas pistas más anchas y menos de orificios podrían haber mejorado las propiedades de baja frecuencia.

5. ¿Son fiables los resultados?

Los resultados son fiables, ya que son coherentes entre los sujetos de prueba y los distintos músculos. Cabe destacar que existe una pequeña diferencia entre los sujetos de la prueba, ya que en la tabla 5-1 se puede ver que el ruido de salida de la AI fue mayor en el sujeto de la prueba 1 que en el sujeto de la prueba 2. Esto indicaría que fue la colocación de la AI la que provocó el ruido de salida. Esto indicaría que fue la colocación y la superficie de contacto de los electrodos lo que causó esta diferencia. El pelo, especialmente el de las piernas, también podría ser una fuente de este aumento del ruido, ya que interfiere con la superficie de contacto de los electrodos

y podría haber dispersado la señal. Sin embargo, se habrían necesitado más sujetos de prueba para obtener una mejor evaluación de la fiabilidad.

6. ¿Son válidos los resultados?

Los resultados son válidos. Como se ha visto en las mediciones musculares de la sección 5.2, cada activación o flexión del músculo se correspondía con un pico en las figuras. Cuanta más fuerza se aplicaba, más fuerte era, lo que indica que mide el potencial de activación del músculo. Las imágenes de referencia también verificaron que los resultados eran correctos en varios aspectos que se mencionaron en la sección 5.4 análisis de validez.

PRODUCTO PATENTABLE

REFERENCIAS

- [1] Taborri, J., Keogh, J., Kos, A., Santuz, A., Umek, A., Urbanczyk, C., ... & Rossi, S. (2020). Sport biomechanics applications using inertial, force, and EMG sensors: A literature overview. *Applied bionics and biomechanics*, 2020.
- [2] Jiang, S., Gao, Q., Liu, H., & Shull, P. B. (2020). A novel, co-located EMG-FMG-sensing wearable armband for hand gesture recognition. *Sensors and Actuators A: Physical*, 301, 111738.
- [3] Rodríguez-Tapia, B., Soto, I., Martínez, D. M., & Arballo, N. C. (2020). Myoelectric interfaces and related applications: current state of EMG signal processing—a systematic review. *IEEE Access*, 8, 7792-7805.
- [4] Ceolini, E., Frenkel, C., Shrestha, S. B., Taverni, G., Khacef, L., Payvand, M., & Donati, E. (2020). Hand-gesture recognition based on EMG and event-based camera sensor fusion: A benchmark in neuromorphic computing. *Frontiers in neuroscience*, 14, 637.
- [5] Xiong, D., Zhang, D., Zhao, X., & Zhao, Y. (2021). Deep learning for EMG-based human-machine interaction: A review. *IEEE/CAA Journal of Automatica Sinica*, 8(3), 512-533.
- [6] Bangaru, S. S., Wang, C., & Aghazadeh, F. (2020). Data quality and reliability assessment of wearable EMG and IMU sensor for construction activity recognition. *Sensors*, 20(18), 5264.
- [7] Krasoulis, A., Vijayakumar, S., & Nazarpour, K. (2019). Multi-grip classification-based prosthesis control with two EMG-IMU sensors. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 28(2), 508-518.
- [8] Liu, Y., Zhang, S., & Gowda, M. (2021, April). NeuroPose: 3D hand pose tracking using EMG wearables. In *Proceedings of the Web Conference 2021* (pp. 1471-1482).
- [9] Prakash, A., Sharma, S., & Sharma, N. (2019). A compact-sized surface EMG sensor for myoelectric hand prosthesis. *Biomedical engineering letters*, 9, 467-479.

- [10] Ceolini, E., Taverni, G., Khacef, L., Payvand, M., & Donati, E. (2019, October). Sensor fusion using EMG and vision for hand gesture classification in mobile applications. In 2019 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS) (pp. 1-4). IEEE.
- [11] Song, M. S., Kang, S. G., Lee, K. T., & Kim, J. (2019). Wireless, skin-mountable EMG sensor for human-machine interface application. *Micromachines*, 10(12), 879.
- [12] Doheny, E. P., Goulding, C., Flood, M. W., Mcmanus, L., & Lowery, M. M. (2019). Feature-based evaluation of a wearable surface EMG sensor against laboratory standard EMG during force-varying and fatiguing contractions. *IEEE Sensors Journal*, 20(5), 2757-2765.
- [13] Zhao, Y., Wang, J., Zhang, Y., Liu, H., Chen, Z. A., Lu, Y., ... & Gao, S. (2021). Flexible and wearable EMG and PSD sensors enabled locomotion mode recognition for IoHT-based in-home rehabilitation. *IEEE Sensors Journal*, 21(23), 26311-26319.
- [14] Raurale, S. A., McAllister, J., & del Rincon, J. M. (2020). Real-time embedded EMG signal analysis for wrist-hand pose identification. *IEEE Transactions on Signal Processing*, 68, 2713-2723.
- [15] Bangaru, S. S., Wang, C., Busam, S. A., & Aghazadeh, F. (2021). ANN-based automated scaffold builder activity recognition through wearable EMG and IMU sensors. *Automation in Construction*, 126, 103653.
- [16] Khomami, S. A., & Shamekhi, S. (2021). Persian sign language recognition using IMU and surface EMG sensors. *Measurement*, 168, 108471.
- [17] Negi, S., Sharma, S., & Sharma, N. (2021). FSR and IMU sensors-based human gait phase detection and its correlation with EMG signal for different terrain walk. *Sensor Review*, 41(3), 235-245.
- [18] Ke, A., Huang, J., Chen, L., Gao, Z., & He, J. (2020). An Ultra-Sensitive Modular Hybrid EMG-FMG Sensor with Floating Electrodes. *Sensors*, 20(17), 4775.
- [19] Fuentes del Toro, S., Wei, Y., Olmeda, E., Ren, L., Guowu, W., & Díaz, V. (2019). Validation of a low-cost electromyography (EMG) system via a commercial and accurate EMG device: Pilot study. *sensors*, 19(23), 5214.

- [20] Isezaki, T., Kadone, H., Niijima, A., Aoki, R., Watanabe, T., Kimura, T., & Suzuki, K. (2019). Sock-type wearable sensor for estimating lower leg muscle activity using distal EMG signals. *Sensors*, 19(8), 1954.
- [21] Raurale, S. A., McAllister, J., & Del Rincón, J. M. (2021). EMG biometric systems based on different wrist-hand movements. *IEEE Access*, 9, 12256-12266.
- [22] Karapinar Senturk, Z., & Sevgul Bakay, M. (2021). Machine Learning-Based Hand Gesture Recognition via EMG Data.
- [23] Pan, T. Y., Tsai, W. L., Chang, C. Y., Yeh, C. W., & Hu, M. C. (2020). A hierarchical hand gesture recognition framework for sports referee training-based EMG and accelerometer sensors. *IEEE Transactions on Cybernetics*, 52(5), 3172-3183.
- [24] Y. Liu, S. Yuan, X. Zhu, and Q. Cui, "A practical iris acquisition system and a fast edges locating algorithm in iris recognition," *Proc. 20th IEEE Instrum. Technol. Conf.*, vol. 1, pp. 166–168, 2003.
- [25] Roland, T., Wimberger, K., Amsuess, S., Russold, M. F., & Baumgartner, W. (2019). An insulated flexible sensor for stable electromyography detection: Application to prosthesis control. *Sensors*, 19(4), 961.
- [26] Ng, C. L., Reaz, M. B. I., Crespo, M. L., Cicuttin, A., & Chowdhury, M. E. H. (2020). Characterization of capacitive electromyography biomedical sensor insulated with porous medical bandages. *Scientific reports*, 10(1), 14891.
- [27] Worsey, M. T., Jones, B. S., Cervantes, A., Chauvet, S. P., Thiel, D. V., & Espinosa, H. G. (2020). Assessment of head impacts and muscle activity in soccer using a T3 inertial sensor and a portable electromyography (EMG) system: a preliminary study. *Electronics*, 9(5), 834.
- [28] Roland, T., Amsuess, S., Russold, M. F., & Baumgartner, W. (2019). Ultra-low-power digital filtering for insulated EMG sensing. *Sensors*, 19(4), 959.
- [29] Nsugbe, E., Phillips, C., Fraser, M., & McIntosh, J. (2020). Gesture recognition for transhumeral prosthesis control using EMG and NIR. *IET Cyber-Systems and Robotics*, 2(3), 122-131.

- [30] Mahmood, M. F., Mohammed, S. L., & Gharghan, S. K. (2020). Energy harvesting-based vibration sensor for medical electromyography device. *Int. J. Electr. Electron. Eng. Telecommun*, 9(5), 364-372.
- [31] Lee, S., Yoon, J., Lee, D., Seong, D., Lee, S., Jang, M., ... & Son, D. (2020). Wireless epidermal electromyogram sensing system. *Electronics*, 9(2), 269.
- [32] Belyea, A., Englehart, K., & Scheme, E. (2019). FMG Versus EMG: A comparison of usability for real-time pattern recognition based control. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 66(11), 3098-3104.
- [33] Zhou, H., Zhang, Q., Zhang, M., Shahnewaz, S., Wei, S., Ruan, J., ... & Zhang, L. (2021). Toward hand pattern recognition in assistive and rehabilitation robotics using EMG and kinematics. *Frontiers in neurorobotics*, 15, 659876.
- [34] Gui, K., Liu, H., & Zhang, D. (2019). A practical and adaptive method to achieve EMG-based torque estimation for a robotic exoskeleton. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 24(2), 483-494.
- [35] Wu, Y. D., Ruan, S. J., & Lee, Y. H. (2021). An ultra-low power surface EMG sensor for wearable biometric and medical applications. *Biosensors*, 11(11), 411.
- [36] Seo, J. W., & Kim, H. S. (2021). Biomechanical analysis in five bar linkage prototype machine of gait training and rehabilitation by IMU sensor and electromyography. *Sensors*, 21(5), 1726.
- [37] Rabe, K. G., Jahanandish, M. H., Boehm, J. R., Fey, A. M., Hoyt, K., & Fey, N. P. (2020). Ultrasound sensing can improve continuous classification of discrete ambulation modes compared to surface electromyography. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 68(4), 1379-1388.
- [38] Bian, S., & Lukowicz, P. (2021, September). Capacitive sensing based on-board hand gesture recognition with TinyML. In *Adjunct Proceedings of the 2021 ACM International Joint Conference on Pervasive and Ubiquitous Computing and Proceedings of the 2021 ACM International Symposium on Wearable Computers* (pp. 4-5).
- [39] Pinzón-Arenas, J. O., Jiménez-Moreno, R., & Herrera-Benavides, J. E. (2019, April).

- Convolutional neural network for hand gesture recognition using 8 different EMG signals. In 2019 XXII Symposium on Image, Signal Processing and Artificial Vision (STSIVA) (pp. 1-5). IEEE.
- [40] Rabe, K. G., & Fey, N. P. (2022). Evaluating electromyography and sonomyography sensor fusion to estimate lower-limb kinematics using Gaussian process regression. *Frontiers in Robotics and AI*, 9, 716545.
- [41] Miozzi, C., Errico, V., Saggio, G., Gruppioni, E., & Marrocco, G. (2019, September). UHF RFID-Based EMG for Prosthetic Control: preliminary results. In 2019 IEEE International Conference on RFID Technology and Applications (RFID-TA) (pp. 310-313). IEEE.
- [42] Sato, W., Murata, K., Uraoka, Y., Shibata, K., Yoshikawa, S., & Furuta, M. (2021). Emotional valence sensing using a wearable facial EMG device. *Scientific Reports*, 11(1), 5757.

ANEXOS

Anexo 1: Parte del Código del PIC

```

void main(void)
{
    // Inicializacion del dispositivo
    SYSTEM_Initialize();

    // Cuando se utilizan interrupciones, es necesario configurar los bits de habilitación de periférica //interrupción global y
    // Utiliza las siguientes macros para:

    // Habilitación de las interrupciones globales
    INTERRUPT_GlobalInterruptEnable();

    // Habilitacion las interrupciones perifericas
    INTERRUPT_PeripheralInterruptEnable();

    // Deshabilitacion de interrupciones globales
    //INTERRUPT_GlobalInterruptDisable();

    // Deshabilitacion de interrupciones perifericas
    //INTERRUPT_PeripheralInterruptDisable();

#include "mcc_generated_files/mcc.h"
#include "peak_filter.h"
#include "moving_avg_filter.h"
#include "signal_buffer.h"
#include "signal_processing.h"
#include <stdio.h>
#include <stdint.h>
#include <stdbool.h>
#include <stdlib.h>
#include <math.h>

while (1)
{
    if (start_flag == 1)
    {
        // Count the number of data points present in signal buffer
        for (i = sb_front; i != sb_rear; i = (i + 1) % SB_DATA_WINDOW)
        {
            count++;
        }

        if (count > 0)
        {
            // Get the first inserted data point (in FIFO order)
            datapoint = sbuf_peek();

```

```

    // Calculates the neutral peak by passing the data point to the Peak Filter
    neutral_datapoint = get_neutral_peaktopeak(datapoint);

    // Uses the neutral point to subtract from the current data point
    // Signal is rectified by taking absolute difference between the two points
    // Moving Average filter is applied to the obtained peak values

    result = get_moving_average(abs(datapoint - neutral_datapoint));

    // Remove the first element (in FIFO order) since it has already been processed
    sbuf_remove();

    time_elapsed += 5.0;

}
count = 0;
}
}

// Flag that starts data acquisition
uint8_t start_flag = 0;

// Index for looping elements
uint8_t i;

// Flags to indicate the character sent over UART to the Slave PIC
uint8_t sent_1 = 0;
uint8_t sent_0 = 0; }

TMR6_SetInterruptHandler(TMR6_EMG_InterruptHandler);
TMR6_Start()

int count = 0; //Counter for number of data points in signal buffer
uint16_t datapoint;
uint16_t neutral_datapoint, result;
uint8_t mode = 0; //Mode of Action of Prosthetic prototype
double time_elapsed;

// Mode 0 -- Flex and Release for Motor ON and Motor OFF (LED_RA7 OFF)
// Mode 1 -- Flex and Flex for Motor ON and Motor OFF (LED_RA7 ON)
LED_RA7_SetLow(); //Initialize Mo

}

void TMR6_EMG_InterruptHandler(void)
{
    if (start_flag == 1)
    {
        //Uncomment the line below if you need to test Analog Channel with a Potentiometer
        //ADCC_StartConversion(POT_RA0);

        //ADC Channel selected to be the EMG Click
        //Make sure to insert the EMG Click on Curiosity HPC MikroBus Slot #2
        ADCC_StartConversion(EMG_RA2);
    }
}

```

```
adc_result_t adval = ADCC_GetConversionResult();

// Every new sample point is added to the "Signal Circular Buffer"
// Data is "buffered" (until the limit of 50 data points) so the
// main loop can get the first inserted element (FIFO)
// whenever it is free and process it.
sbuf_insert(adval / 100);
}
}
```

PRODUCTO PATENTABLE

Comunicación comandos AT

```

#include <p16F18466.h>
#include <delays.h>

char m=0;
int t=1;
char TX_buffer;
char Buffer[] = "AT+CMSS=30 "; // Sending a message

// Include this when using Bootloader Program =====
#pragma udata
extern void _startup (void); // See c018i.c in your C18 compiler dir
#pragma code _RESET_INTERRUPT_VECTOR = 0x000800 void _reset (void)
{ _asm goto _startup _endasm }
#pragma code
#pragma code _HIGH_INTERRUPT_VECTOR = 0x000808 void _high_ISR (void){ };
#pragma code _LOW_INTERRUPT_VECTOR = 0x000818 void _low_ISR (void){ };
#pragma code
#pragma code

// Ends here =====

// Program starts here:
void main(void)
{
    ADCON1 = 0x0F; // Configure PORTA to be digital I/O
    CMCON = 0x07;
    TRISC=0b10000000;
    TRISD=0b00000000;
    TRISB=0b00000000;
    TRISA=0x00;
    RCSTAbits.SPEN=1;
    PIR1bits.RCIF=0;
    PIE1bits.RCIE=1;
    RCSTAbits.RX9=0;
    RCSTAbits.CREN=1;
    RCSTAbits.SPEN=1;
    TXSTAbits.TX9=0;
    TXSTAbits.TXEN=1;
    TXSTAbits.BRGH=1;
    SPBRG=155;
    RCONbits.IPEN =1;
    INTCONbits.GIEH =1;

    while(1)
    {
        if (t==1)
        {
            for(m=0;m<=10;m++)
            {
                TX_buffer = Buffer[m];
                while (!PIR1bits.TXIF); // wait for TX Buffer to empty
                TXREG=TX_buffer;
            }
        }
    }
}

```

```
}
t++
}
}
}

/* Interface HC-11 Bluetooth module with PIC16F18466
*/

#include <pic16f18466.h>
#include "Configuration_Header_File.h"
#include "USART_Header_File.h"

#define LED LATD0
void main()
{
    OSCCON=0x72; /* use internal oscillator frequency
                  which is set to 8 MHz */

    char data_in;
    TRISD = 0; /* set PORT as output port */
    USART_Init(9600); /* initialize USART operation with 9600 baud rate */
    MSdelay(50);
    while(1)
    {
        data_in=USART_ReceiveChar();
        if(data_in=='1')
        {
            COMMANDAT = 0; /* turn on transition command AT */
            USART_SendString("TX_ON"); /* send command AT status to terminal */
        }
        else if(data_in=='2')
        {
            COMMANDAT = 1; /* turn off transmittion command AT */
            USART_SendString("TX_OFF"); /* send command AT status to terminal */
        }
        else
        {
            USART_SendString(" select 1 or 2"); /* send msg to select proper option */
        }
        MSdelay(100);
    }
}
```