

**CARACTERIZACIÓN DE LAS SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS DE
EXTREMIDADES INFERIORES EN EL PROCESO DE MARCHA COMO
HERRAMIENTA PARA LA PREVENCIÓN Y REHABILITACIÓN DE LESIONES
MUSCULARES.**

ÁLVARO ANDRÉS VIASUS PERDOMO
JEFFERSON ANDRÉS TOLE MARTINEZ

REALIZADO CON LA ASESORÍA DE:

EMILIO ALEJANDRO SÁNCHEZ PINZÓN

UNIVERSIDAD EL BOSQUE
FACULTAD DE INGENIERÍA
PROGRAMA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA
MAYO, 2023

UNIVERSIDAD EL BOSQUE
FACULTAD DE INGENIERÍA
PROGRAMA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

ÁREA DE ÉNFASIS: EQUIPOS MÉDICOS

**CARACTERIZACIÓN DE LAS SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS DE
EXTREMIDADES INFERIORES EN EL PROCESO DE MARCHA COMO
HERRAMIENTA PARA LA PREVENCIÓN Y REHABILITACIÓN DE
LESIONES MUSCULARES.**

ALVARO ANDRÉS VIASUS PERDOMO
JEFFERSON ANDRÉS TOLE MARTINEZ

REALIZADO CON LA ASESORÍA DE:
EMILIO ALEJANDRO SÁNCHEZ PINZÓN

Página de Aprobación. Inclusión de Acta de grado.

NOTA DE SALVEDAD

Según el artículo 37 del 14 de diciembre de 1989 del acuerdo 017, “La Universidad El Bosque, no se hace responsable de los conceptos emitidos por los investigadores en su trabajo, solo velará por el rigor científico, metodológico y ético del mismo en aras de la búsqueda de la verdad y la justicia”

DEDICATORIA

Dedico este trabajo a mis padres, quienes siempre me han apoyado incondicionalmente en cada uno de mis proyectos y han sido mi fuente de motivación para seguir adelante en momentos difíciles. Sin su amor y apoyo, no habría podido llegar hasta aquí.

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, deseo expresar mi gratitud a mi director de proyecto de grado, Emilio Alejandro, por su orientación, consejos y apoyo constantes durante todo el proceso de investigación. Gracias por su paciencia y por ayudarme a convertir mis ideas en un proyecto sólido.

Agradezco especialmente a mi familia y amigos por su apoyo incondicional y aliento durante mi carrera universitaria. Sin su aliento y motivación, no habría podido alcanzar este logro. Agradezco a mis padres por su amor y sacrificio, y a mi pareja por ser mi compañero de estudio y motivación.

Por último, quiero agradecer a todas las personas que participaron en mi investigación, quienes me brindaron información, datos y su tiempo para entrevistas y cuestionarios. Sin su ayuda, no habría sido posible completar este trabajo.

RESUMEN

En el presente documento se expone el desarrollo de un prototipo de sistema inalámbrico diseñado para leer las señales de electromiografía (EMG) generados por el músculo tibial anterior de la pierna del paciente, con el objetivo de analizar estas señales EMG remotamente y determinar posibles lesiones musculares.

Para esto el sistema se subdivide en tres etapas, la primera etapa de adquisición, la cual es relativa a la conexión al paciente y adquisición de la EMG, en donde está implementado el circuito de adquisición EMG con su respectivo componente de alimentación, filtrado y amplificación.

Segunda etapa de comunicación inalámbrica, la cual consta de dos microcontroladores ESP32, uno emisor y otro receptor, que se comunicaran de forma inalámbrica por medio de dos módulos de radiofrecuencia que se encargan de enviar datos censados por el circuito EMG para posteriormente desde el dispositivo receptor conectado a una computadora graficar estos datos en una interfaz a través del puerto serial.

Tercera etapa caracterización de la señal obtenida para hacer un análisis del comportamiento de la señal mientras el individuo realiza una prueba de movimiento en un ambiente y condiciones controladas.

Palabras Clave: Sistema inalámbrico, electromiografía, señales EMG, etapa de adquisición, fuente de alimentación, filtrado, amplificación, microcontroladores ESP32, interfaz de computadora, puerto serial, caracterización de señales, prueba de movimiento.

ABSTRACT

The present document presents the development of a wireless system prototype designed to read electromyography (EMG) signals generated by the long and posterior muscles of the patient's leg, with the aim of remotely analyzing these EMG signals and determining possible muscular injuries.

For this purpose, the system is divided into three stages. The first stage is the acquisition stage, which is related to the patient's connection and EMG acquisition, where the EMG acquisition circuit is implemented with its respective power supply, filtering, and amplification component.

The second stage is wireless communication, which consists of two ESP32 microcontrollers, one transmitter and one receiver, which will communicate wirelessly through two radio frequency modules that are responsible for sending data sensed by the EMG circuit. The data is then graphed on a computer interface through the serial port from the receiving device.

The third stage is signal characterization to analyze the behavior of the signal while the individual performs a motion test in a controlled environment and conditions.

Keywords: Wireless system, electromyography, EMG signals, acquisition stage, power supply, filtering, amplification, ESP32 microcontrollers, computer interface, serial port, signal characterization, motion test.

GLOSARIO DE TÉRMINOS

Electromiografía: Técnica que permite medir la actividad eléctrica de los músculos.

Señal EMG: Señal eléctrica generada por la actividad muscular medida a través de la electromiografía.

Potencial de acción: Señal eléctrica generada por las células nerviosas y musculares en respuesta a un estímulo.

Frecuencia de prueba: Número de veces por segundo que se adquirieron muestras de la señal EMG.

Filtro pasa banda: Dispositivo que permite pasar sólo las frecuencias de interés de la señal EMG.

Amplitud de la señal: Magnitud de la señal EMG medida en unidades de voltios o microvoltios.

Umbral de detección: Nivel mínimo de amplitud de señal que puede ser detectado por el sistema de adquisición.

Artefacto: Interferencia en la señal EMG debido a factores externos, como movimiento o interferencia electromagnética.

Rectificación: Proceso de convertir la señal EMG de una forma de onda bidireccional a una unidireccional.

Análisis de frecuencia: Proceso de descomponer la señal EMG en sus componentes de frecuencia y analizar su distribución.

Contracción máxima voluntaria (CMV): Máxima fuerza muscular que puede generar una persona mediante una contracción muscular máxima, realizada voluntariamente y durante un tiempo corto.

Contracción muscular: Proceso fisiológico por el cual las fibras musculares se acortan y producen tensión muscular en respuesta a un estímulo nervioso o eléctrico.

LISTA DE SÍMBOLOS

A Amperios

AC Corriente alterna

C Capacitancia

DC Corriente continua

F Faradio

mA Miliamperios

R Resistencia

uF Microfaradios

V Voltios

W Vatios

Ω Ohmios

LISTA DE ABREVIATURAS

UEB Universidad el Bosque

EMG Electromiografía - Señal de electromiografía

FFT Transformada rápida de Fourier

RMS Valor cuadrático medio

TABLA DE CONTENIDOS

	Pág.
1. INTRODUCCIÓN	22
2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	23
2.1 Descripción y Formulación del Problema	23
2.1.1 Contexto	23
2.1.2 Manifestación	24
2.1.3 Causas	24
2.1.4 Efectos	24
2.1.5 Aspectos a solucionar	25
2.1.6 Propuesta de solución	25
2.2 Justificación	25
2.3 Objetivos	26
2.3.1 Objetivo General	26
2.3.2 Objetivos Específicos	26
2.4 Alcance y Limitaciones del Proyecto	27
2.5 Antecedentes y Estado del Arte	27
2.5.1 Nivel Internacional	27
2.5.2 Nivel Nacional	30
3. MARCO DE REFERENCIA	33
3.1 Marco Teórico	33
3.1.1 Marcha humana	33
3.1.2 Ciclos de marcha humana	33
3.1.3 Fase del apoyo	33
3.1.4 Fase de balanceo	34
3.1.5 Tiempos y periodos en la marcha	35
3.1.6 Sensores y amplificadores	36
3.1.7 Señal EMG	37
3.1.8 ESP32	40
3.1.9 NRF24L01	40

3.1.10	MATLAB	40
4.	DESARROLLO DEL PROYECTO DE GRADO	41
4.1	Requerimientos	41
4.1.1	Requerimientos Funcionales	41
4.1.2	Requerimientos de Calidad	42
4.1.3	Requerimientos de Restricción	42
4.2	Metodología del Diseño	43
4.2.1	Investigación y documentación inicial	43
4.2.2	Diseño de ingeniería básica	46
4.2.3	Desarrollo del primer prototipo	47
4.2.4	Selección de tecnologías	52
4.2.5	Desarrollo de interfaz gráfica de visualización	56
4.2.6	Desarrollo de prototipo final	61
4.2.7	Diseño del subsistema de alimentación eléctrica	71
4.2.8	Diseño de la estructura física del sistema	73
4.2.9	Protocolo de ubicación de electrodos	75
4.2.10	Registro cuantitativo de la actividad muscular como método principal de caracterización	78
4.2.11	Efecto de la edad y el género en la señal EMG	80
4.2.12	Implementación física de los dispositivos	82
4.2.13	Metodología para adquisición EMG	86
4.2.14	Metodología de procesamiento EMG	87
4.3	Descripción Técnica del Producto	87
4.3.1	Diagrama de bloques del prototipo final	87
4.3.2	Hardware de la etapa de alimentación eléctrica	88
4.3.3	Diseño final de la estructura física del prototipo	90
4.3.4	Lista de partes utilizadas	93
4.3.5	Especificaciones generales del prototipo	94

5.	RESULTADOS Y ANÁLISIS DE RESULTADOS	95
6.	CONCLUSIONES	122
7.	RECOMENDACIONES	123
8.	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	124

LISTA DE TABLAS

Tabla	Pág.
Tabla 1. Descripción general de los subsistemas	47
Tabla 2. Lista de tarjetas de adquisición de datos para el dispositivo emisor	53
Tabla 3. Lista de módulos de radiofrecuencia para la comunicación entre tarjetas de adquisición de datos	55
Tabla 4. Lista comparativa de voltajes, corrientes y potencias de cada componente	72
Tabla 5. Lista de partes utilizadas para el desarrollo de la PCB	93
Tabla 6. Lista de partes utilizadas para el desarrollo del sistema inalámbrico	94
Tabla 7. Listado de especificaciones generales del dispositivo receptor	94
Tabla 8. Listado de especificaciones generales del dispositivo emisor	95
Tabla 9. Análisis de cumplimiento de requerimientos funcionales	119
Tabla 10. Análisis de cumplimiento de requerimientos de calidad	120
Tabla 11. Análisis de cumplimiento de requerimientos de restricción	121

LISTA DE FIGURAS

Figura	Pág.
Figura 1. Estimulación eléctrica activado por EMG	30
Figura 2. Subdivisiones de la fase de apoyo	34
Figura 3. Subdivisiones de la fase del balanceo	35
Figura 4. El ciclo normal de la marcha de un niño de 8 años	36
Figura 5. Intercambio de iones a través de la membranas de las fibras musculares	38
Figura 6. Visualización estándar de la EMG	39
Figura 7. Esquemático de caja negra	46
Figura 8. Esquemático subsistemas	46
Figura 9. Primer prototipo de circuito de adquisición EMG (filtros)	48
Figura 10. Primer prototipo de circuito de adquisición EMG (sumador y amplificación)	49
Figura 11. Conexión entre tarjetas de adquisición de datos y módulos de bluetooth	51
Figura 12. Interfaz gráfica para visualizar y graficar datos en tiempo real	52
Figura 13. Microcontrolador ESP32 Devkit V1	54
Figura 14. Módulo de radiofrecuencia NR24L01+PA+LNA 2.4GHz	56
Figura 15. Interfaz gráfica de visualización de la señal	59
Figura 16. Diagrama de bloques de la interfaz gráfica	61
Figura 17. Alimentación eléctrica	62
Figura 18. Etapa amplificador operacional 1	62
Figura 19. Etapa amplificador operacional 2 y filtrado	62
Figura 20. Rectificador de onda	63
Figura 21. Etapa de filtrado y de control de ganancia	63
Figura 22. Montaje preliminar de la PCB	67

Figura 23. Gerbers para la PCB	68
Figura 24. Códigos IDE Arduino para emisión (Maestro) y recepción (Esclavo)	70
Figura 25. Conexión entre tarjetas de adquisición de datos ESP32 y dispositivos de radiofrecuencia NRF24L01	71
Figura 26. Diagrama de bloques del subsistema de alimentación eléctrica del dispositivo emisor	73
Figura 27. Estructura de caja del dispositivo emisor	74
Figura 28. Estructura de caja del dispositivo receptor	74
Figura 29. Cubiertas de las cajas del dispositivo emisor y receptor	75
Figura 30. Ubicación del músculo tibial anterior	76
Figura 31. Comparación EMG (hombre joven vs hombre mayor)	81
Figura 32. Cajas y tapas del dispositivo emisor y receptor	83
Figura 33. Componentes interconectados dentro del dispositivo emisor	84
Figura 34. Componentes interconectados dentro del dispositivo receptor	84
Figura 35. Vista del dispositivo emisor completamente sellado	84
Figura 36. Vista del dispositivo receptor completamente sellado	85
Figura 37. Vista del dispositivo emisor sujeto a la pierna	86
Figura 38. Señal EMG original, filtrada, rectificada y envolvente	86
Figura 39. Diagrama de entradas y salidas del sistema de caracterización de señales EMG	87
Figura 40. Diagrama de bloques del sistema	88
Figura 41. Convertidor DC-DC regulable	89
Figura 42. Conexión sistema de alimentación del dispositivo emisor	89
Figura 43. Planos de la caja del dispositivo receptor	90

Figura 44. Planos de la tapa correspondiente a la caja del dispositivo receptor	91
Figura 45. Diseño final de la piezas del dispositivo receptor	91
Figura 46. Planos de la caja del dispositivo emisor	92
Figura 47. Planos de la tapa correspondiente a la caja del dispositivo emisor	92
Figura 48. Diseño final de la piezas del dispositivo emisor	93
Figura 49. Primera prueba de funcionamiento	94
Figura 50. Primera prueba de funcionamiento (matlab)	96
Figura 51. Segunda prueba de funcionamiento (matlab)	97
Figura 52. Persona 1 - Prueba 30 segundos (750 Muestras - 25Hz)	98
Figura 53. Persona 1 - Prueba 21.42 segundos (750 Muestras - 35Hz)	99
Figura 54. Persona 1 - Prueba 13.63 segundos (750 Muestras - 55Hz)	100
Figura 55. Persona 1 - Prueba 56 segundos (1400 Muestras - 25Hz)	100
Figura 56. Persona 1 - Prueba 60 segundos (1500 Muestras - 25Hz)	101
Figura 57. Persona 1 - Prueba 42.85 segundos (1500 Muestras - 35Hz)	101
Figura 58. Persona 1 - Prueba 27.27 segundos (1500 Muestras - 55Hz)	102
Figura 59. Persona 2 - Prueba 30 segundos (750 Muestras - 25Hz)	103
Figura 60. Persona 2 - Prueba 21.42 segundos (750 Muestras - 35Hz)	104
Figura 61. Persona 2 - Prueba 13.63 segundos (750 Muestras - 55Hz)	105
Figura 62. Persona 2 - Prueba 56 segundos (1400 Muestras - 25Hz)	105
Figura 63. Persona 2 - Prueba 60 segundos (1500 Muestras - 25Hz)	106
Figura 64. Persona 2 - Prueba 42.85 segundos (1500 Muestras - 35Hz)	106
Figura 65. Persona 2 - Prueba 27.27 segundos (1500 Muestras - 55Hz)	107
Figura 66. Persona 3 - Prueba 30 segundos (750 Muestras - 25Hz)	108
Figura 67. Persona 3 - Prueba 21.42 segundos (750 Muestras - 35Hz)	109

Figura 68. Persona 3 - Prueba 13.63 segundos (750 Muestras - 55Hz)	110
Figura 69. Persona 3 - Prueba 56 segundos (1400 Muestras - 25Hz)	110
Figura 70. Persona 3 - Prueba 60 segundos (1500 Muestras - 25Hz)	111
Figura 71. Persona 3 - Prueba 42.85 segundos (1500 Muestras - 35Hz)	112
Figura 72. Persona 3 - Prueba 27.27 segundos (1500 Muestras - 55Hz)	112
Figura 73. Persona 4 - Prueba 30 segundos (750 Muestras - 25Hz)	113
Figura 74. Persona 4 - Prueba 21.42 segundos (750 Muestras - 35Hz)	114
Figura 75. Persona 4 - Prueba 13.63 segundos (750 Muestras - 55Hz)	115
Figura 76. Persona 4 - Prueba 56 segundos (1400 Muestras - 25Hz)	115
Figura 77. Persona 4 - Prueba 60 segundos (1500 Muestras - 25Hz)	116
Figura 78. Persona 4 - Prueba 42.85 segundos (1500 Muestras - 35Hz)	116
Figura 79. Persona 4 - Prueba 27.27 segundos (1500 Muestras - 55Hz)	117
Figura 80. Persona 4 - Prueba 180 segundos (4500 Muestras - 25Hz)	118
Figura 81. Carpetas correspondientes al instalador local de la aplicación de la interfaz	131
Figura 82. Carpetas correspondientes al instalador local de la aplicación de la interfaz	131
Figura 83. Instalador local de la aplicación de la interfaz	131
Figura 84. Ventana del instalador local de la aplicación de la interfaz	132
Figura 85. Configuraciones de conexión del instalador	132
Figura 86. Ruta de instalación de la aplicación de la interfaz	133
Figura 87. Ruta de instalación de la aplicación Matlab Runtime	133
Figura 88. Términos de licencia de la aplicación de la interfaz	134
Figura 89. Ruta de instalación de la aplicación de la interfaz	134
Figura 90. Ventana de porcentaje de instalación de la aplicación de la interfaz	135
Figura 91. Ventana de instalación completada con éxito	135
Figura 92. Carpetas correspondientes al instalador local de la aplicación de la interfaz	136

Figura 93. Archivos dentro de la carpeta “for_testing”	136
Figura 94. Archivos dentro de la carpeta “for_redistribution_files_only”	137
Figura 95. Interfaz de visualización “Monitor de electromiografía”	137
Figura 96. Partes de la interfaz de visualización “Monitor de electromiografía”	140
Figura 97. Partes de la interfaz de visualización “Monitor de electromiografía”	141
Figura 98. Partes de la interfaz de visualización (2) “Monitor de electromiografía”	142
Figura 99. EMG: Señal amplificada en bruto sin ningún tipo de filtro	143
Figura 100. EMG Filtrada: Señal filtrada con un filtro pasa bajos y otro pasa altos	143
Figura 101. Rectificación: Señal sin sus componentes negativos	144
Figura 102. Envolvente: Envolvente de la señal rectificada	144
Figura 103. FFT: Transformada rápida de fourier de la señal EMG	145
Figura 104. Comparación: Visualización de varias gráficas en una sola pestaña, para su posterior análisis	145
Figura 105. Archivo de texto generado al exportar los datos de una ejecución de la interfaz	147
Figura 106. Partes archivo de texto generado al exportar los datos de una ejecución de la interfaz	147
Figura 107. Partes de la interfaz para importar datos	148
Figura 108. Partes de la interfaz para importar datos (2)	148
Figura 109. Ventana de importación de datos	149
Figura 110. Partes de la ventana de importación de datos	149
Figura 111. Partes importantes de la primera sección de configuración de la interfaz	150
Figura 112. Partes importantes de la primera sección de configuración de la interfaz (2)	151
Figura 113. Partes de la interfaz para exportar datos	152
Figura 114. Partes de la interfaz para exportar datos (2)	152

Figura 115. Ventana de exportación de datos	153
Figura 116. Partes de la ventana de exportación de datos	153
Figura 117. Excepción falta de elección de puerto serial para comunicación	154
Figura 118. Ventana de excepción falta de elección de puerto serial para comunicación	155
Figura 119. Error puerto COM no corresponde al monitor de electromiografía	155
Figura 120. Ventana de error puerto COM no corresponde al monitor de electromiografía	156
Figura 121. Planos caja emisor	157
Figura 122. Planos tapa emisor	157
Figura 123. Planos caja receptor	158
Figura 124. Planos tapa receptor	158

1. INTRODUCCIÓN

El analizar y entender los movimientos que se presentan en el proceso de la marcha es fundamental para conocer las capacidades y/o deficiencias físicas que se pueden presentar en el individuo [1]. Un método cada vez más usado para el estudio del movimiento humano es el análisis de la señal de electromiografía (EMG), la cual es el registro de la actividad eléctrica producida por los músculos, actividad eléctrica consecuencia de una actividad mecánica que altera los componentes eléctricos de frecuencia o amplitud [2], aunque la EMG se usa especialmente para diagnosticar las deficiencias neuromusculares, su aplicación en la detección de anomalías musculares es cada vez más amplio, estas anomalías musculares surgen principalmente por la actividad física repetitiva como lo puede ser el proceso de marcha, en este tipo de movimientos musculares repetitivos se expone en mayor medida a sufrir fatigas y lesiones musculares [3]. Caracterizar la señal de EMG durante el proceso de marcha permite conocer datos musculares como el tiempo de activación del músculo (medido en porcentaje de activación), la estimación de la fuerza producida por una contracción muscular (medido en porcentaje de tensión máxima) o la obtención de un índice de la fatiga muscular (medido en la escala de Borg), estos datos musculares pueden ser usados por un profesional médico para distintos propósitos. En este proyecto se interesa tomar y caracterizar la señal EMG de una persona considerada sana cuando camina normalmente, para darle al profesional médico una herramienta que le permita conocer cómo reaccionan los músculos de las extremidades inferiores del paciente en el proceso de marcha, para ayudarlo en el proceso de prevención y rehabilitación de lesiones musculares.

Empleando electrodos superficiales los cuales se ubicarán en el músculo tibial anterior de la pierna, se detectará el potencial de acción muscular (señales biológicas) causado por el proceso de marcha, el sistema trabajará de forma inalámbrica, por tanto, se usará un dispositivo de EMG portable con diseño de un sistema con electrodos distantes para disminuir el aumento de ruido causado por el movimiento. En el diseño electrónico de adquisición de la señal de EMG se realizará el acople de la señal para detectar de manera eficiente la señal biológica muscular del individuo.

2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

2.1 Descripción y Formulación del Problema

2.1.1 Contexto

El estudio de las señales electromiográficas (EMG) obtenidas mediante electrodos de superficie ubicados estratégicamente sobre una extremidad inferior para sensar la actividad eléctrica producida por un músculo al realizar el proceso de marcha, tienen el propósito de determinar las capacidades y limitaciones físicas de una persona. Por esto, son de gran utilidad para detectar anomalías y ayudar a los médicos a determinar la causa de una posible lesión y el mejor tratamiento a seguir para contrarrestar o eliminar dicho impedimento según sea la causa de la misma, como puede ser, la actividad física repetitiva o por el proceso de la marcha como tal.

El proceso de marcha afecta el registro de la señal de electromiografía (EMG) debido a los cambios en la actividad muscular que ocurren durante diferentes fases de la marcha. Durante la marcha, los músculos se activan y se relajan en patrones específicos para permitir el movimiento coordinado de las extremidades inferiores.

La señal de EMG se utiliza para medir la actividad eléctrica de los músculos, lo que refleja la actividad contráctil de las fibras musculares, durante la marcha, los músculos de las piernas se activan en diferentes momentos y en diferentes grados, lo que puede alterar la señal de EMG.

Por lo anterior, el proceso de marcha afecta la señal de EMG debido a los cambios en la actividad muscular que ocurren durante diferentes fases de la marcha, así como a la velocidad, dirección del movimiento, edad del paciente, masa muscular, peso, etc. Es importante considerar estos factores al interpretar los datos de EMG obtenidos durante la marcha. El registro y caracterización una señal EMG en tiempo real puede comprarse digitalmente con señales EMG estándares tomadas anteriormente de músculos sanos, esto puede servir de posible herramienta de comparación y diagnóstico al profesional médico, la cual le permita conocer cómo reaccionan los músculos de las extremidades inferiores del paciente en el proceso de marcha para ayudarle en el proceso de prevención y rehabilitación de lesiones musculares.

2.1.2 Manifestación

Este proyecto de grado se enfoca en caracterizar las señales electromiográficas durante la marcha, práctica poco considerada en el diagnóstico de lesiones musculares, pero que puede brindar información relevante sobre el funcionamiento muscular en situaciones de la vida real.

2.1.3 Causas

- En el ámbito de diagnóstico de lesiones musculares, el predominio de análisis musculares a través del uso de movimientos cortos y controlados puede limitar el proceso de rehabilitación.
- Existen dificultades para la detección temprana de lesiones musculares en las extremidades inferiores debido a la falta de métodos de diagnóstico precisos, eficientes y prácticos para que el personal médico pueda hacer un correcto diagnóstico de alguna posible lesión muscular de las extremidades inferiores.
- Pacientes con limitaciones para someterse a métodos de medición invasivos que son poco eficientes y precisos para monitorear la actividad muscular de personas que en su diario vivir transitan en entornos diferentes al típico entorno controlado ideal que usan los médicos para realizar la medición debido a la falta practicidad y portabilidad de los electromiografos existentes.

2.1.4 Efectos

- Este proyecto busca mejorar la precisión del diagnóstico de lesiones musculares en pacientes, mediante el desarrollo de una herramienta que brinde información relevante y útil. Esta herramienta permitiría detectar lesiones musculares de manera precisa y temprana, complementando la medición en reposo utilizada actualmente por los fisioterapeutas y médicos.
- Avance en el conocimiento sobre la actividad electromiográfica durante la actividad física, se podría ayudar a avanzar en el conocimiento existente sobre la actividad electromiográfica durante la actividad física, lo que podría tener implicaciones en otros campos relacionados con la medicina y la biología.

- Desarrollo de nuevas herramientas y tecnologías para la fisioterapia, la herramienta podría ser utilizada por fisioterapeutas y médicos para el diagnóstico de lesiones musculares, y podría incluso ser utilizada para el monitoreo del progreso de los pacientes durante la rehabilitación.

2.1.5 Aspectos a solucionar

- La medición de señales electromiográficas durante la actividad física presenta desafíos adicionales en comparación con la medición en reposo, debido a los movimientos complejos y variables involucrados. Por tanto, uno de los principales aspectos a abordar es el desarrollo de una metodología de medición sólida y precisa que garantice una captura exacta y confiable de las señales electromiográficas durante la actividad física.
- El proceso de diagnóstico de una posible lesión mientras una persona está en movimiento es ineficiente a nivel de practicidad al ser un proceso con aparatos y cables que entorpecen la medición tanto para el paciente como para los profesional de la salud, por lo que otro aspecto a solucionar es el aumento de la facilidad de uso, reduciendo por medio de la comunicación inalámbrica la necesidad de cables para la transmisión de datos y limitaciones de espacios aptos para realizar la medición de las señales electromiográficas.
- La identificación de posibles lesiones musculares a nivel visual de la gráfica de EMG es un proceso poco automatizado que le dificulta al personal médico la detección de alguna patología, un aspecto a solucionar que le será de gran ayuda al personal de la salud es proporcionar datos cuantitativos de la tennyson y fatiga muscular del paciente que pueden alertar acerca de patrones de actividad muscular anormales indicando una posible lesión.

2.1.6 Propuesta de solución

Desarrollar un dispositivo que permita sensar las señales eléctricas de los músculos de las extremidades inferiores en el proceso de la marcha para la prevención y rehabilitación de lesiones musculares.

2.2 Justificación

La ingeniería electrónica se presenta como una herramienta fundamental en la mejora de los

sistemas de medición y análisis de señales EMG, lo que puede facilitar la labor de los profesionales de la salud. En este contexto, la caracterización de la señal EMG de las extremidades inferiores durante el proceso de marcha adquiere gran importancia, ya que puede ser utilizada en la detección temprana y prevención de lesiones musculares en estas extremidades.

Con el desarrollo de un prototipo de adquisición de señales EMG que registre la actividad muscular de las extremidades inferiores durante el proceso de marcha se busca crear un apoyo en el diagnóstico y tratamiento de lesiones musculares. En este sentido, los profesionales de la salud pueden utilizar esta herramienta para obtener información sobre la actividad muscular y, de esta manera, diseñar planes de tratamiento específicos que ayuden a mejorar la calidad de vida de los pacientes.

2.3 Objetivos

2.3.1 Objetivo General

Desarrollar un sistema que permita la caracterización de la señal de electromiografía obtenida durante el proceso de marcha, con el fin de proporcionar al profesional médico datos cuantitativos, precisos y relevantes. Dichos datos pretenden ayudar a la interpretación del médico o fisioterapeuta, con la intención de que este pueda prevenir y/o rehabilitar posibles lesiones musculares en sus pacientes.

2.3.2 Objetivos Específicos

1. Obtener la señal de electromiografía mediante el uso de electrodos superficiales.
2. Desarrollar un proceso de adquisición de señales, que incluya el acoplamiento de señales, el diseño de filtros digitales, la implementación de amplificadores y la integración de un conversor analógico-digital para garantizar la fiabilidad de los datos obtenidos.
3. Diseñar un algoritmo de identificación de la señal EMG utilizando software matemático avanzado con el fin de analizar parámetros característicos de la señal, proporcionando

información cuantitativa sobre la actividad muscular durante el proceso de marcha.

4. Implementar una interfaz gráfica de usuario para visualizar los datos de manera clara y accesible, proporcionando información detallada y precisa sobre el comportamiento muscular del paciente durante el proceso de marcha al profesional médico.
5. Diseñar y desarrollar un manual de usuario y mantenimiento completo, que incluya la interfaz gráfica de usuario y el sistema físico de la herramienta, para garantizar la facilidad de uso y el correcto funcionamiento de la herramienta en la práctica clínica.

2.4 Alcance y Limitaciones del Proyecto

El desarrollo del proyecto pretende diseñar una herramienta para observar en tiempo real la señal de EMG de forma inalámbrica. Sin embargo, dado que se trata de un prototipo, es importante destacar que existen limitaciones en cuanto a las funciones que el dispositivo puede realizar, en particular, el prototipo no puede medir ciertos aspectos de la señal EMG, debido al uso de electrodos de superficie, por lo que los datos entregados deben ser interpretados con precaución. Además de posibles errores de medición debido al ruido electromagnético del prototipo inalámbrico, se debe tener en cuenta que los datos entregados pueden ser erróneos en algunos casos. Sin embargo, a pesar de estas limitaciones, el prototipo desarrollado puede ser de gran utilidad para el desarrollo de futuros dispositivos y sistemas para el monitoreo y análisis de señales EMG en tiempo real.

El proyecto estará en condiciones de ser aplicado netamente en ámbitos académicos como medio de experimentación o aprendizaje, no obstante el proyecto no tendrá las capacidades para ser realizado en masa, ya que tiene algunas limitaciones, considerándose únicamente como un prototipo funcional con posibles mejoras de adaptación para un mercado en concreto.

2.5 Antecedentes y Estado del Arte

2.5.1 Nivel Internacional

Electromyographic biofeedback for recovery of muscle function after stroke
by: Fulk GD, Echternach JL, Nof L, O'Sullivan S

Este estudio investigó el uso de la biorretroalimentación EMG para mejorar la función muscular y la capacidad de caminar en pacientes con accidente cerebrovascular, teniendo como principal objetivo: determinar la efectividad de la biorretroalimentación electromiográfica (EMG) para mejorar la función muscular y la capacidad para caminar en personas con accidente cerebrovascular.

En esta revisión sistemática, los autores buscaron en múltiples bases de datos ensayos controlados aleatorios que investigaron el uso de la biorretroalimentación EMG para la rehabilitación del accidente cerebrovascular. Los estudios incluidos en la revisión tenían que cumplir ciertos criterios, como el uso de biorretroalimentación EMG como intervención, incluidos pacientes adultos con accidente cerebrovascular, y la medición de resultados relacionados con la función muscular o la capacidad para caminar. Los autores identificaron siete estudios que cumplieron con sus criterios de inclusión, que involucraron un total de 285 participantes. Los estudios variaron en cuanto a las técnicas de biorretroalimentación EMG específicas utilizadas, así como los resultados medidos. Cinco de los estudios mostraron mejoras en la fuerza muscular o la capacidad para caminar con biorretroalimentación EMG, mientras que dos estudios no mostraron diferencias significativas en comparación con los grupos de control. En general, la evidencia de la efectividad de la biorretroalimentación EMG en la rehabilitación del accidente cerebrovascular se consideró de calidad baja a moderada.

Los autores concluyeron que, si bien existe evidencia limitada para respaldar el uso de la biorretroalimentación EMG para la rehabilitación del accidente cerebrovascular, algunos estudios han mostrado resultados prometedores. Señalaron que la variabilidad en las técnicas de biorretroalimentación EMG específicas utilizadas en los estudios puede haber contribuido a los resultados mixtos y recomendaron que las investigaciones futuras se centran en identificar los enfoques más efectivos. Los autores también destacaron la necesidad de estudios más amplios y rigurosos para comprender mejor los beneficios potenciales de la biorretroalimentación EMG en la rehabilitación del accidente cerebrovascular.

En general, esta investigación sugiere que la biorretroalimentación EMG puede ser una herramienta útil para mejorar la función muscular y la capacidad de caminar en personas con

accidente cerebrovascular, pero se necesita más investigación para determinar las técnicas más efectivas y comprender mejor los beneficios potenciales de este enfoque [11].

Effectiveness of an individualized electromyography (EMG)-triggered electrical stimulation program on muscle activation and function in chronic stroke

by: Kim et al

El objetivo de este estudio fue investigar la eficacia de un programa de estimulación eléctrica activado por electromiografía (EMG) individualizado sobre la activación y función muscular en pacientes con accidente cerebrovascular crónico. Los investigadores inscribieron a 18 pacientes que habían sufrido un accidente cerebrovascular al menos seis meses antes y tenían hemiparesia (debilidad o parálisis en un lado del cuerpo).

En el estudio, los pacientes fueron asignados de manera aleatoria a uno de dos grupos: el grupo de control y el grupo de intervención. El primer grupo (de control) recibió fisioterapia convencional, a la vez que el grupo de intervención recibió fisioterapia convencional junto con un programa de estimulación eléctrica individualizado, activado por EMG.

El programa de estimulación eléctrica activado por EMG individualizado implicó el uso de sensores EMG de superficie para detectar la actividad muscular en la pierna afectada durante ejercicios específicos. Cuando la señal EMG excede un cierto umbral, se aplicaba una estimulación eléctrica al músculo afectado para mejorar la activación muscular (ver figura 1).

Los resultados del estudio mostraron que el grupo de intervención tuvo mejoras significativamente mayores en la activación muscular y la capacidad para caminar en comparación con el grupo de control. Específicamente, el grupo de intervención mostró mejoras significativas en la contracción isométrica voluntaria máxima (MVIC) del músculo extensor de la rodilla afectada, el par máximo de extensión de la rodilla durante la marcha y la velocidad al caminar.

En general, el estudio sugiere que un programa individualizado de estimulación eléctrica desencadenado por EMG puede ser un enfoque eficaz para mejorar la activación y función muscular en pacientes con accidente cerebrovascular crónico. Este enfoque puede tener implicaciones importantes para mejorar la movilidad y la calidad de vida en esta población de pacientes [12].

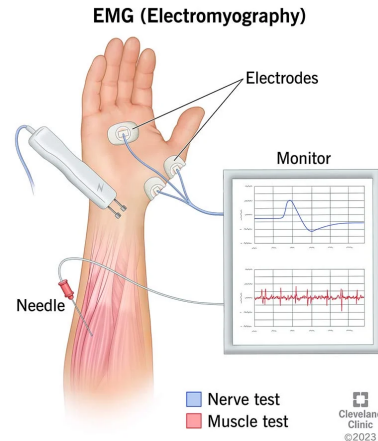


Figura.1. Estimulación eléctrica activado por EMG [50]

2.5.2 Nivel Nacional

Diseño y desarrollo de un sistema portable para el diagnóstico del estrés a través de la tensión muscular

by: Vega Rodríguez, Isabel Margarita

Esta tesis de maestría, desarrollada por Isabel Vega de la Universidad Nacional se enfoca en el diseño y desarrollo de un dispositivo portátil para el diagnóstico del estrés a través de la medición de la tensión muscular. El objetivo principal del trabajo es proporcionar una herramienta para la detección temprana del estrés, que puede ayudar a prevenir problemas de salud relacionados con el estrés y mejorar la calidad de vida. A través de su investigación, se explica cómo el análisis de la señal de EMG (junto con el análisis de electroencefalograma (EEG), electromiograma (EMG), Electrocardiograma (ECG), temperatura de la piel (SK), Fotopletismografía (PPG)), permite la detección del estrés en el cuerpo.

El dispositivo consiste en un conjunto de electrodos que se colocan en la piel para medir la tensión muscular en diferentes áreas del cuerpo, y un microcontrolador que procesa los datos y los transmite a una aplicación móvil.

La tesis describe en detalle el proceso de diseño del dispositivo, en el desarrollo del sistema se utilizó la señal de EMG para medir la tensión muscular en distintas regiones del cuerpo, con el objetivo de determinar si existía una relación entre la tensión muscular y el estrés.

El sistema portátil permitía la captura de las señales de EMG en tiempo real, lo que permitió a los participantes del estudio registrar su nivel de tensión muscular en diferentes momentos del día, además, la interfaz de usuario del sistema portátil permitió a los participantes del estudio realizar una autoevaluación de su nivel de estrés a través de un cuestionario.

En la sección de resultados, se presentan los datos obtenidos a partir de las pruebas realizadas con el dispositivo en un grupo de participantes. Los datos indican que el dispositivo es capaz de medir la tensión muscular de manera precisa y confiable, lo que sugiere que puede ser una herramienta útil para la detección temprana del estrés,

Finalmente, la tesis concluye con una discusión sobre las posibles aplicaciones del dispositivo y las limitaciones y posibles mejoras en su diseño y funcionalidad. En general, la tesis presenta un dispositivo novedoso y prometedor para el diagnóstico temprano del estrés a través de la medición de la tensión muscular, y proporciona una base sólida para futuras investigaciones y desarrollos en esta área [13].

Módulo de adaptación de patrones de movimiento para planificación de trayectorias con fines de rehabilitación de movilidad articular

by: Arteaga España, María Vanessa

La tesis de maestría, realizada por M. V. Arteaga España de la Universidad Javeriana de Colombia, se centra en la creación y desarrollo de un módulo para la adaptación de patrones de movimiento que tiene como finalidad la planificación de trayectorias para la rehabilitación de la movilidad articular, la meta es brindar apoyo a aquellos pacientes que experimentan limitaciones en su movilidad, con el fin de recuperar su capacidad de movimiento.

El módulo se basa en la técnica de terapia física conocida como movilización articular, que consiste en movimientos suaves y repetitivos de las articulaciones para aumentar la movilidad, la señal de electromiografía (EMG) se utilizó como una medida indirecta de la actividad muscular durante los movimientos articulares en la rehabilitación de la movilidad articular. En el módulo de adaptación de patrones de movimiento, la señal de EMG se utilizó para recopilar información sobre la actividad muscular de los pacientes durante los movimientos de

rehabilitación. La actividad muscular registrada por la EMG se utilizó como entrada para un algoritmo de aprendizaje automático que adapta los patrones de movimiento a las necesidades individuales de cada paciente.

En la práctica, los electrodos de EMG se colocaron en los músculos relevantes para el movimiento articular que se estaba rehabilitando. Durante los movimientos, la actividad muscular se registró a través de los electrodos y se transmitió al sistema informático. El algoritmo de aprendizaje automático procesó esta información para adaptar los patrones de movimiento a las necesidades individuales de cada paciente, con el objetivo de maximizar la efectividad de la rehabilitación. La señal de EMG se utilizó como una herramienta para medir la actividad muscular durante los movimientos de rehabilitación y, a su vez, permitió adaptar los patrones de movimiento a las necesidades individuales de cada paciente. Esto permitió una planificación de trayectorias más personalizada y efectiva en la rehabilitación de la movilidad articular.

Además, el módulo se integra en un sistema de rehabilitación más amplio, que incluye un robot de rehabilitación y un software de planificación de trayectorias, el módulo de adaptación de patrones de movimiento utiliza un enfoque basado en la inteligencia artificial para adaptar los patrones de movimiento a las necesidades individuales de cada paciente. El sistema recopila información sobre el movimiento del paciente y utiliza técnicas de aprendizaje automático para adaptar los patrones de movimiento a sus necesidades específicas. El módulo también incluye una interfaz de usuario intuitiva y fácil de usar, que permite a los pacientes y a los terapeutas personalizar las trayectorias de movimiento según las necesidades individuales de cada paciente.

En general, la tesis de M. V. Arteaga España presenta un enfoque innovador y prometedor para la rehabilitación de la movilidad articular, utilizando tecnologías avanzadas como la inteligencia artificial y la robótica para ayudar a los pacientes a recuperar su capacidad de movimiento y mejorar su calidad de vida [14].

3. MARCO DE REFERENCIA

3.1 Marco Teórico

3.1.1 *Marcha humana*

La marcha humana es el patrón de movimiento que se utiliza al caminar o correr. Es un proceso complejo que involucra la coordinación de diferentes partes del cuerpo, incluyendo las piernas, los pies, la pelvis, la columna vertebral, los hombros y los brazos [5]. Durante la marcha, el cuerpo humano realiza una serie de movimientos rítmicos y coordinados que le permiten avanzar de manera eficiente en el espacio [6].

3.1.2 *Ciclos de la marcha humana*

El ciclo de la marcha es el proceso completo de un paso al caminar o correr, desde el momento en que un pie toca el suelo hasta que ese mismo pie vuelve a tocar el suelo nuevamente. El ciclo de la marcha se divide en dos fases principales: la fase de apoyo y la fase de balance [7].

El ciclo de la marcha comienza cuando se realiza el primer contacto con el pie y termina cuando se realiza contacto con el suelo con el mismo pie al realizar un paso, cabe recalcar que la distancia entre los dos puntos es llamada paso completo [8].

El ciclo de la marcha es un proceso complejo y altamente coordinado que implica la interacción de muchas partes del cuerpo, incluyendo las piernas, los pies, la pelvis, la columna vertebral, los hombros y los brazos. El estudio del ciclo de la marcha es importante para entender la locomoción humana normal y para evaluar y tratar los problemas de marcha [7].

3.1.3 *Fase del apoyo*

La fase de apoyo ocurre cuando una pierna se encuentra en contacto con el suelo, mientras que la fase de balanceo se produce cuando la misma pierna no está en contacto con el suelo [6].

Durante la fase de apoyo, el pie que ha tocado el suelo soporta todo el peso del cuerpo y comienza a impulsar el cuerpo hacia adelante [5].

En esta fase, el pie se encuentra en contacto con el suelo y se divide en tres subfases [5] (Figura 2):

1.Contacto inicial: en esta fase, el pie hace contacto con el suelo y comienza a soportar el peso del cuerpo.

2.Fase media: en esta fase, el peso del cuerpo se abandonará completamente al pie en contacto con el suelo y se producirá la mayor cantidad de movimiento hacia adelante.

3.Despegue del pie: en esta fase, el pie se despegue del suelo y se prepara para entrar en la fase de balanceo.

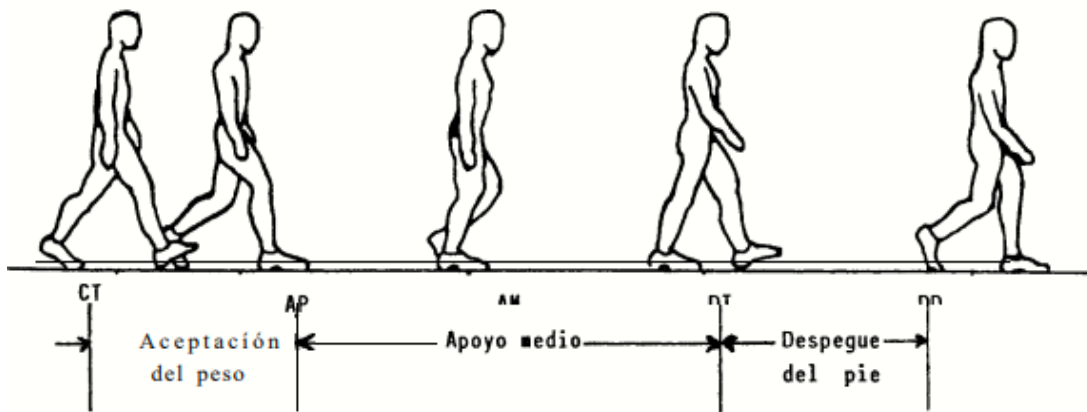


Figura.2. Subdivisiones de la fase de apoyo [7]

3.1.4 Fase del Balanceo

Durante la fase de balanceo, el pie que no está en contacto con el suelo se mueve hacia adelante para dar el siguiente paso [5].

Esta fase se divide en dos subfases [5]:

1.Oscilación inicial: en esta fase, la pierna se mueve hacia adelante y se prepara para hacer contacto con el suelo.

2.Oscilación terminal: en esta fase, la pierna se prepara para hacer contacto con el suelo nuevamente y dar inicio a una nueva fase de apoyo.

Cada una de estas fases del ciclo de la marcha es importante para la locomoción humana normal y para el mantenimiento del equilibrio y la estabilidad del cuerpo durante el movimiento (Figura 3).

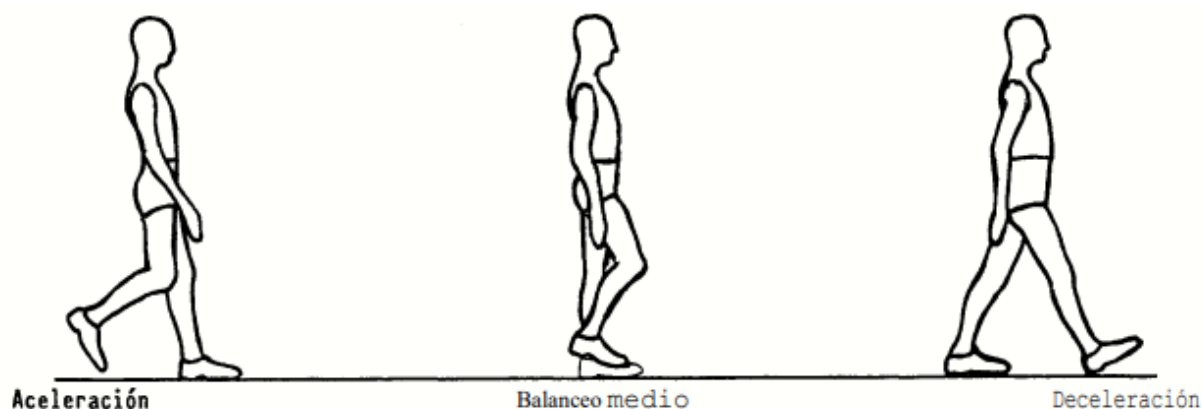


Figura.3. Subdivisiones de la fase del balanceo [7]

3.1.5 Tiempos y periodos en la marcha humana

El momento de doble apoyo se presenta cuando los dos pies están en contacto con el suelo al mismo tiempo. Durante este período, la fase inicial y final del apoyo del pie opuesto también están en contacto con el suelo por un corto período. La falta de este momento de doble apoyo es lo que diferencia la carrera del caminar [9].

Los cuatro períodos en los que se divide el ciclo de la marcha son los siguientes [10]:

1.Primer periodo de doble apoyo: Es el momento en que el talón del pie toca el suelo y comienza la fase de apoyo o carga.

2.Primer apoyo unipodal o periodo portante: Es el período en el que el pie está totalmente apoyado en el suelo, soportando el peso del cuerpo y equilibrando sobre el pie de apoyo.

3.Segundo doble apoyo: Es el momento en que el talón comienza a despegarse del suelo, el pie avanza y se prepara para la fase de balanceo o descarga.

4.Segundo apoyo unipodal o periodo oscilante: Es el período en el que el pie libre avanza en el aire, en preparación para el paso siguiente, mientras que el otro pie se encuentra en fase de apoyo o carga.

Estos cuatro períodos ocurren en cada ciclo de la marcha y se repiten constantemente mientras caminamos. Cada uno de estos períodos tiene una duración determinada y es fundamental para el buen funcionamiento del movimiento humano (Figura 4).

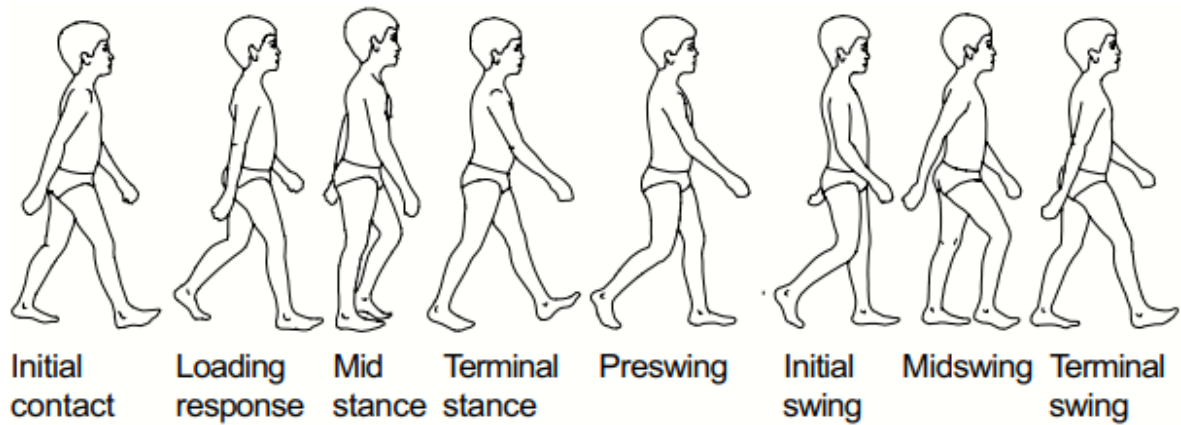


Figura.4.El ciclo normal de la marcha de un niño de 8 años [9]

3.1.6 Sensores y amplificadores

El propósito de esta investigación es describir en detalle el proceso de diseño y construcción de un electromiógrafo inalámbrico capaz de adquirir y transmitir la señal EMG obtenida durante el proceso de marcha humana. Las señales electromiográficas (EMG) son corrientes eléctricas producidas por el intercambio de iones en las membranas de las fibras musculares, cuando se produce una contracción muscular.

Para el diseño del circuito amplificador EMG se usaron amplificadores LM2904DR2G, diodos 1N4148, resistencias y capacitores acordes a cálculos para configuraciones no inversoras con una banda de frecuencia con un rango definido desde los 31.2Hz hasta los 458.92Hz.

El proceso de diseño de un electromiógrafo consta de varias etapas, entre las cuales se incluyen la amplificación de la señal EMG, el filtrado pasa banda, la rectificación de precisión y el filtrado pasa bajas.

La primera etapa: La amplificación de la señal EMG, tiene como objetivo elevar el nivel de tensión de la señal obtenida mediante electrodos superficiales.

En la segunda etapa: El filtrado pasa banda se diseña típicamente para una banda de frecuencia específica, que en este caso va desde 31,2 hasta 458,92 Hz. Esto se hace para eliminar el ruido de baja y alta frecuencia y mejorar la calidad de la señal EMG.

En la tercera etapa: La rectificación de precisión, se utiliza un amplificador en modo inversor

junto con dos diodos adicionales para convertir la señal en un rectificador de media onda con ganancia unitaria.

El prototipo se probó colocando electrodos superficiales en el músculo bíceps con un electrodo de referencia sobre el codo y observando la señal EMG al sostener una masa variable con la mano en un ángulo de 90 grados entre el brazo y el antebrazo mediante un osciloscopio, luego se realizó un cambio en la frecuencia de corte del filtro pasa bajas para reducir el ruido de alta frecuencia y mejorar la calidad de la señal EMG. Además, se aumentó la ganancia del filtro, aunque no se realizaron pruebas posteriores después del cambio.

El sistema ofrece una solución sencilla y de bajo costo para monitorear la señal de activación muscular con electrodos superficiales y puede emplearse en procesos de rehabilitación y estudios de rendimiento deportivo y fatiga muscular.

3.1.7 Señal de EMG

La señal de electromiografía (EMG) es una señal eléctrica que se genera cuando los músculos se contraen, esta señal se produce debido a la actividad eléctrica que se genera en las células musculares durante la contracción muscular, la EMG se mide mediante electrodos que se colocan en la superficie de la piel cerca del músculo que se está midiendo, además, la EMG se utiliza para evaluar la actividad muscular y se utiliza comúnmente en aplicaciones médicas, de rehabilitación y deportivas. También se utiliza en la investigación para estudiar el control neuromuscular y la fisiología muscular.

La EMG se genera por el intercambio de iones a través de las membranas de las fibras musculares (ver figura 5), cuando una señal nerviosa llega a una fibra muscular, desencadena una serie de procesos químicos y eléctricos que hacen que la fibra se contraiga. Esta contracción muscular produce una corriente eléctrica que se propaga a través del músculo y puede ser detectada por los electrodos de la superficie de la piel.

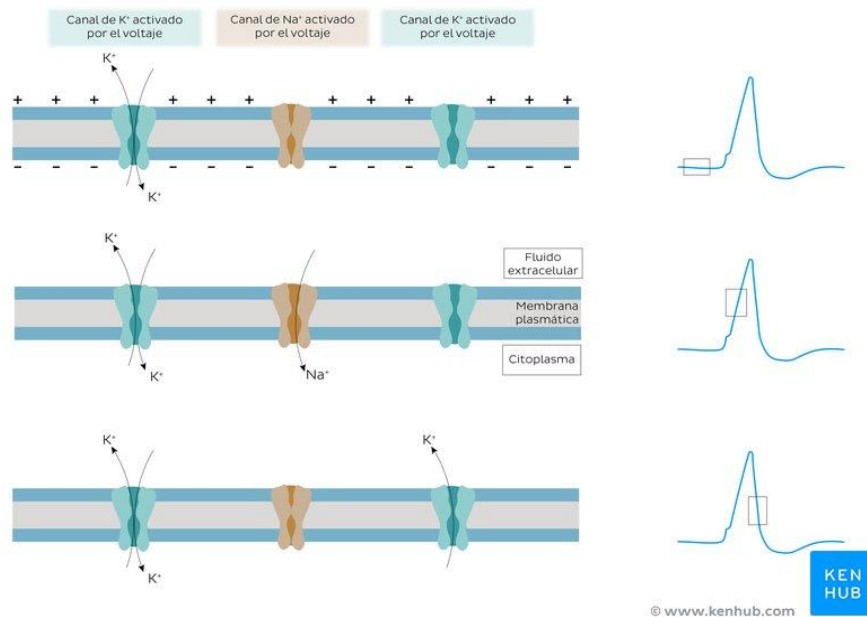


Figura.5. Intercambio de iones a través de la membranas de las fibras musculares [35]

La recopilación de señales electromiográficas (EMG) es un proceso que involucra la adquisición, registro y análisis de la actividad eléctrica producida en los músculos debido a los impulsos del sistema nervioso. Esta información puede ser registrada mediante el uso de electrodos superficiales y puede proporcionar medidas precisas de la fuerza muscular generada, el tiempo de activación muscular y otros datos musculares relevantes. La amplitud de las señales EMG varía desde microvoltios hasta un rango bajo de milivoltios (menos de 10 mV) y está influenciada por factores como la intensidad y duración de la contracción muscular, la distancia entre el electrodo y la zona de actividad muscular, las propiedades de la piel (como el espesor del tejido adiposo), las propiedades del electrodo y el amplificador, y la calidad del contacto entre la piel y el electrodo. Es esencial considerar estas variables al recopilar señales EMG, ya que pueden afectar significativamente la calidad y precisión de los datos obtenidos. Si estas condiciones se tienen de forma ideal en la adquisición de la EMG, la forma estándar de visualización de la EMG la se visualiza en la figura 6, aunque en un entorno realista en donde tanto condiciones ambientales como aspectos fisionómicos y eléctricos de la persona censada, pueden variar bastante la visualización de la EMG adquirida.

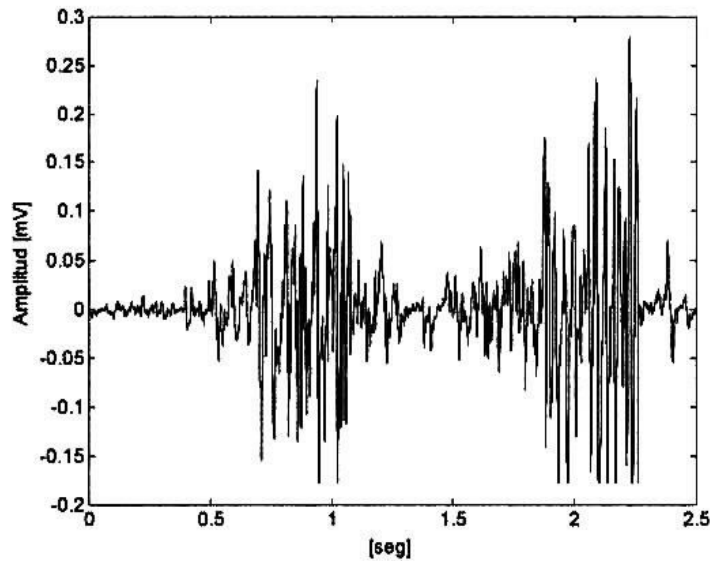


Figura.6. Visualización estándar de la EMG [36]

La calidad de la señal electromiográfica (EMG) es fundamental para obtener mediciones precisas y confiables, y depende de la relación entre la señal EMG y el ruido ambiental no deseado, el objetivo es maximizar la amplitud de la señal y minimizar el ruido.

La calidad de la señal EMG depende principalmente de las propiedades del electrodo y del contacto con la piel. Varios estudios han demostrado que la desviación estándar de la señal EMG sin procesar se relaciona directamente con la cantidad de unidades motoras activadas y la velocidad de su activación. Esta desviación estándar, que es un proceso estocástico, se utiliza para estimar la magnitud de la actividad eléctrica muscular, también conocida como amplitud EMG.

Para el desarrollo del instrumento, se utilizan electrodos que se colocan en la zona muscular del paciente, que está implicada en el proceso de la marcha. El paciente controla conscientemente la contracción o relajación de los grupos musculares, lo que permite la adquisición de las señales EMG, las señales son integradas y graficadas proporcionalmente a los niveles de contracción y relajación muscular. En la gráfica, cuando el músculo está tenso, la señal se eleva y cuando el paciente relaja el músculo, la señal desciende.

3.1.8 ESP32

El ESP32 es un microcontrolador de bajo costo y bajo consumo de energía diseñado por la compañía china Espressif Systems. Es una de las plataformas más populares para el desarrollo de proyectos de Internet de las cosas (IoT), gracias a sus múltiples funciones y su capacidad de conexión a redes inalámbricas como Wi-Fi y Bluetooth.

El ESP32 cuenta con un procesador dual-core Xtensa LX6 de 32 bits, una memoria flash integrada, memoria RAM y múltiples interfaces periféricas, lo que lo hace ideal para proyectos IoT que requieren una conectividad inalámbrica robusta y un procesamiento de datos en tiempo real [28].

3.1.9 NRF24L01

El módulo de radiofrecuencia NRF24L01 es un dispositivo inalámbrico de bajo costo y bajo consumo de energía, diseñado para la comunicación de datos a través de distancias cortas en aplicaciones de control remoto y redes inalámbricas. Este módulo utiliza la tecnología de modulación de amplitud en frecuencia (AFSK) y opera en la banda de frecuencia de 2.4 GHz, lo que le permite tener un rango de comunicación de hasta 100 metros en línea de vista, dependiendo de las condiciones del entorno.

El NRF24L01 cuenta con una interfaz SPI (Serial Peripheral Interface) y es compatible con microcontroladores populares como el Arduino. Este módulo se utiliza comúnmente en proyectos de robótica, domótica, automatización y otros proyectos de electrónica que requieren una comunicación inalámbrica de corto alcance [29].

3.1.10 MATLAB

MATLAB proporciona una variedad de herramientas y funciones para la visualización y el análisis de datos, la creación de gráficos y la implementación de algoritmos numéricos y matemáticos. Además, es compatible con una amplia variedad de sistemas operativos y hardware, lo que lo hace una herramienta muy flexible y accesible [30].

Cuenta con la herramienta App Designer que es una herramienta de desarrollo de aplicaciones gráficas de MATLAB que permite a los usuarios crear interfaces de usuario interactivas y personalizadas para sus programas. App Designer es una herramienta gráfica basada en arrastrar y soltar, que permite a los usuarios crear aplicaciones en MATLAB sin necesidad de conocimientos avanzados de programación [31].

4. DESARROLLO DEL PROYECTO DE GRADO

4.1 Requerimientos

En el marco del proyecto de grado se han planteado los requisitos necesarios para el correcto funcionamiento del dispositivo. Estos requisitos se han formulado en base a un planteamiento inicial que considera varios aspectos relevantes tanto a nivel estructural como funcional.

Asimismo, se han tenido en cuenta las restricciones planteadas desde el proceso de diseño inicial del dispositivo, con el fin de garantizar que los requisitos sean coherentes con las especificaciones técnicas y los recursos disponibles.

En este sentido, los requisitos establecidos tienen como finalidad asegurar el cumplimiento de los objetivos del proyecto, así como garantizar la calidad y eficiencia del dispositivo en su funcionamiento. De esta forma, busca maximizar su capacidad y desempeño, para satisfacer las necesidades y expectativas en el momento en el que el dispositivo vaya a ser usado.

4.1.1 Requerimientos Funcionales

- RF01: Visualizar por medio de una interfaz gráfica los datos obtenidos para darle a conocer al profesional médico el comportamiento muscular del paciente durante el proceso de marcha.
- RF02: La medición deberá comenzar cuando se oprima el botón correspondiente para iniciar la toma de datos.
- RF03: La medición deberá terminar automáticamente cuando la cantidad de muestras requerida por el usuario es alcanzada o también cuando el botón de parada

es oprimido de forma manual terminando la graficación de los datos.

- RF04: La toma de datos se podrá guardar de forma externa en un archivo de texto para un posterior análisis.
- RF05: La interfaz permitirá la reintegración de datos tomados previamente para su posterior visualización.
- RF06: La conexión entre las tarjetas de adquisición de datos deberá ser elegida por el usuario.
- RF07: Obtener la señal de electromiografía mediante el uso de electrodos superficiales.

4.1.2 Requerimientos de Calidad

- RC01: El material de construcción de la estructura del dispositivo médico emisor deberá tener un grosor mínimo de 5 mm en sus paredes.
- RC02: El color del material de la carcasa del dispositivo médico deberá ser negro.
- RC03: La velocidad de transmisión de datos entre tarjetas de adquisición de datos deberá siempre ser constante sin interrupciones.
- RC04: El tamaño del dispositivo emisor deberá ser acorde para su posterior ubicación en la pierna del paciente.
- RC05: El dispositivo emisor y receptor deberá ser fácil de usar bajo cualquier circunstancia o lugar.
- RC06: El peso del dispositivo emisor y receptor deberá ser menor a 1 kg.
- RC07: La batería deberá siempre estar por encima del 50% de su vida útil.
- RC08: El dispositivo emisor y receptor tendrá que ser seguro para toda aquella persona que lo manipule.
- RC09: El dispositivo emisor y receptor permitirá reemplazar partes para aumentar su tiempo de vida útil.

4.1.3 Requerimientos de Restricción

- RR01: Las plataformas de software utilizadas para el desarrollo de las piezas de los dispositivos emisor y receptor deberán ser de código abierto o licencia libre.

- RR02: La interfaz de visualización deberá ser utilizable sin la necesidad de tener instalado algún software dependiente para su funcionamiento.
- RR03: El dispositivo emisor y receptor solo estarán implementados como un prototipo y no como instrumentos aptos para ser usados en un ámbito profesional en el área de medicina.

4.2 Metodología del Diseño

Para el desarrollo del presente proyecto se siguió el siguiente flujo de trabajo: Conceptualización, diseño, implementación y operación. El proyecto se desarrolló de manera sistemática, entendiendo cada proceso como parte de un todo, teniendo como bases la conceptualización y objetivos planteados, de esta manera se tuvieron varios diseños y subsistemas que fueron modificados y/o descartados durante la realización del proyecto.

Para la conceptualización del proyecto, se identificó y definió el problema que se abordará, se delimitó el alcance y se establecen los objetivos específicos que se pretenden alcanzar, además se realizó la revisión de la literatura existente relacionada con el tema, para identificar las teorías y metodologías pertinentes que se utilizan para abordar el desarrollo del proyecto.

Para el diseño, se definieron requisitos de alimentación de dispositivos, rangos de frecuencia y amplitud, se realizó la selección de los componentes, diseño del circuito y diseño de la interfaz de usuario.

4.2.1 Investigación y documentación inicial

El primer paso fue evaluar la EMG como técnica de rehabilitación muscular, para esto se realizaron investigación sobre la EMG y sus aplicaciones en rehabilitación.

Como ya se vio, la EMG es una técnica que se utiliza para evaluar la actividad eléctrica de los músculos, esta técnica se puede utilizar para diagnosticar y tratar lesiones musculares. La EMG puede ayudar a los fisioterapeutas a determinar qué músculos están funcionando correctamente y cuáles no lo están. También puede ayudar a los pacientes a entender cómo funcionan sus

músculos y cómo mejorar su rehabilitación.

La rehabilitación de lesiones musculares mediante el uso de EMG se ha utilizado durante muchos años en diversos campos de la biomedicina, la investigación inicial se centró en el uso de EMG para evaluar la actividad muscular en personas con lesiones musculares y luego se investigó en el uso de EMG para ayudar a los pacientes a recuperarse de sus lesiones musculares.

Los estudios han demostrado que la EMG puede ser una herramienta valiosa en la rehabilitación de lesiones musculares, los fisioterapeutas pueden utilizar la EMG para evaluar la actividad muscular de un paciente y diseñar un programa de ejercicios personalizado para ayudar a fortalecer los músculos afectados. Uno de los estudios más significativos sobre la rehabilitación de lesiones musculares mediante el uso de EMG se realizó en 2007 [15]. En este estudio, los investigadores evaluaron la efectividad de la EMG en la rehabilitación de pacientes con lesiones musculares en la parte baja de la espalda, los pacientes que recibieron tratamiento basado en EMG tuvieron una recuperación significativamente mejor que los pacientes que recibieron tratamiento estándar.

Otro estudio importante sobre la EMG fue llevado a cabo en el 2003, en el cual, los investigadores se centraron en la evaluación de la electromiografía (EMG) como una técnica diagnóstica útil para la ruptura del ligamento cruzado anterior (LCA), el estudio examinó a 29 pacientes con sospecha de ruptura del LCA y comparó la EMG con otros métodos de diagnóstico, como la resonancia magnética y la artroscopia. Los resultados del estudio indicaron que la EMG era una técnica confiable y precisa para el diagnóstico de ruptura del LCA, los autores también discuten la importancia de un diagnóstico preciso de la ruptura del LCA mediante la EMG, ya que esta condición médica puede llevar a una intervención quirúrgica temprana y mejoras en los resultados a largo plazo [16].

En conclusión, la EMG puede ser una herramienta valiosa en la rehabilitación y análisis de lesiones musculares, los fisioterapeutas pueden utilizar la EMG para evaluar la actividad muscular de un paciente y diseñar un programa de ejercicios personalizado para ayudar a

fortalecer los músculos afectados. La investigación ha demostrado que el uso de EMG puede mejorar significativamente la recuperación de pacientes con lesiones musculares.

El siguiente paso fue identificar las tarjetas de adquisición de datos con las funcionalidades necesarias para poder realizar el registro y posterior graficado de las señales EMG recibidas inalámbricamente desde un dispositivo emisor a otro dispositivo receptor. Existen varias opciones de microcontroladores que pueden realizar la tarea de registrar las señales análogas de un sensor y por medio de un ADC (Conversor análogo digital) para convertirlas a señales digitales y posteriormente por medio de un modulo inalámbrico enviarlas hasta un dispositivo receptor, entre estos microcontroladores se encuentran el arduino NANO, ESP32, Raspberry Pi Pico que son opciones viables para realizar la tarea de enviar y recibir los datos de forma inalámbricamente.

El siguiente paso fue identificar formas de comunicación inalámbrica que permitiera la conexión entre el módulo de adquisición de EMG y un módulo de adquisición inalámbrica. Básicamente se tomaron 3 formas de transmitir inalámbricamente las señales medidas en tiempo real del sensor EMG las cuales son comunicación de radiofrecuencia, Wi-Fi y Bluetooth tomando en cuenta las posibles condiciones de operación de los dispositivos como la interferencia entre obstáculos, ausencia de red WiFi y distancia de medición entre el dispositivo emisor y receptor.

Luego fue necesario establecer una interfaz gráfica por la cual se visualiza y manipula la señal de EMG obtenida. Existen múltiples plataformas de código abierto y de pago que permiten realizar interfaces gráficas con la funcionalidad de ver la señal en tiempo real y permiten realizar la categorización de la misma aplicando filtros, fft, amplificaciones, rectificaciones y envolventes como lo son PyQt, Tkinter, Dash, Plotly, Matplotlib y AppDesigner.

Por último fue necesario el montaje de todos los sistemas, para esto se diseñó una especie de caja en donde está acoplado el sistema de adquisición EMG y su parte comunicación inalámbrica. Existen varios métodos para realizar el diseño y creación de piezas como lo es la impresión 3D, SLS, corte laser y moldeo por inyección que son opciones válidas para la

implementación y cumplimiento de los requerimientos que fueron planteados en un inicio.

4.2.2 Diseño de ingeniería básica

Para el diseño de ingeniería se parte desde el planteamiento de caja negra, en el cual, no es necesario conocer los detalles internos de cómo funciona el sistema para poder utilizarlo, lo importante es saber cómo interactuar con el sistema y qué resultados se pueden esperar. Este planteamiento se presenta en la figura 7, en la cual no se profundiza qué procesos se realizan internamente, sólo se conoce que el sistema requiere de dos entradas: Alimentación eléctrica y estimulación/señal de entrada por parte de los sensores EMG. Además, el sistema entrega salidas de: Visualización EMG, Rectificación/filtrado/envolvente/comparación EMG y análisis muscular.

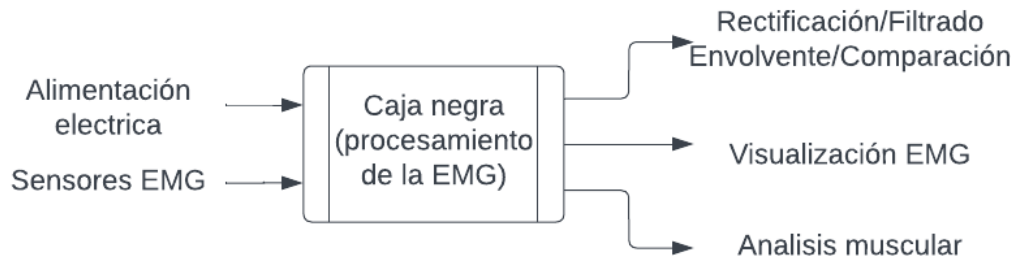


Figura.7. Esquemático de caja negra

Una vez que se establecen las entradas y salidas con las que el sistema debe interactuar (figura 7), se presenta una propuesta inicial de los principales subsistemas que son necesarios para el sistema de caracterización de EMG. En la Figura 8 se muestra el diagrama general de los subsistemas requeridos.

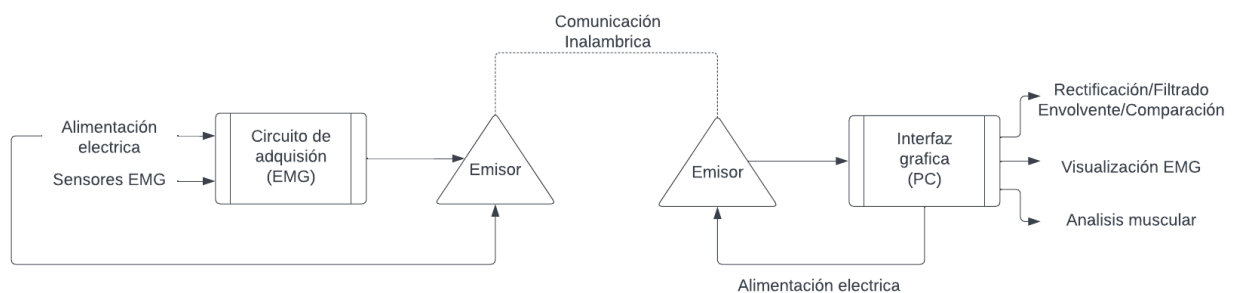


Figura.8. Esquemático subsistemas

El sistema visto en la figura 8 se subdivide en 4 subsistemas, el circuito de EMG, el módulo de comunicación que consta de dos partes, emisor y receptor, y la interfaz gráfica, en la tabla 1 se explica más detalladamente estos subsistemas.

Tabla 1. Descripción general de los subsistemas

Nombre del subsistema	Descripción del subsistema	Número de entradas	Número de salidas	Subsistemas relacionados
Circuito de adquisición EMG	Se utiliza para medir la actividad eléctrica de los músculos.	El circuito de adquisición EMG cuenta con 5 entradas: dos para voltaje o alimentación eléctrica positiva y negativa, y tres para conectar los sensores de EMG que recogen la actividad eléctrica de los músculos.	Consta de un salida, la cual es la señal EMG previamente adquirida y ya filtrada y ampliada por el circuito EMG.	Emisor
Emisor	Se usa para enviar las señales o datos de forma inalámbrica.	Consta de dos entradas, alimentación eléctrica y la señal EMG.	Consta de un salida, la cual es la emisión inalámbrica hacia el receptor.	Circuito de adquisición EMG y receptor.
Receptor	Se usa para recibir las señales o datos de forma inalámbrica.	Consta de dos entradas, alimentación eléctrica y la comunicación inalámbrica por donde recibe la señal EMG.	Consta de una salida, la cual es la señal EMG.	Emisor e Interfaz gráfica (GUI).
Interfaz gráfica (GUI)	El GUI utiliza elementos visuales con la señal de EMG. La GUI proporciona una manera fácil e intuitiva para que los usuarios interactúen con el sistema mediante el uso de elementos visuales, como gráficas, menús, iconos y demás.	Consta de una entrada la cual es la cual es la señal de EMG que llega desde el receptor.	Consta de tres salidas de información, la visualización de la EMG, filtrado/envolvente/rectificación y el análisis muscular.	Receptor.

4.2.3 Desarrollo del primer prototipo

Se llevó a cabo un diseño preliminar para el circuito EMG, el cual está diseñado para medir y amplificar la señal eléctrica generada por la actividad muscular. Este circuito está compuesto por varias partes que trabajan juntas para medir, amplificar y procesar la señal de EMG. Las partes principales del circuito de adquisición de señal de EMG incluyen:

1. **Electrodos:** Son los sensores que se colocan sobre la piel para recoger la señal eléctrica de los músculos. Los electrodos utilizados son superficiales, estos se colocan en la superficie

de la piel para realizar la actividad muscular de forma no invasiva .

2. **Amplificador de instrumentación:** Es el componente que amplifica la señal eléctrica recogida por los electrodos. El amplificador de instrumentación ayuda a aumentar la señal de EMG para que pueda ser procesada por otros componentes del circuito.
3. **Filtros:** Son los componentes que ayudan a eliminar el ruido y las interferencias de la señal eléctrica. Se utilizaron dos tipos de filtros: filtros de paso alto y filtros de paso bajo. El filtro de paso alto elimina las señales de baja frecuencia y el filtro de paso bajo elimina las señales de alta frecuencia. Juntos, estos filtros ayudan a asegurar que la señal EMG sea lo más limpia posible.

En la figura 9 se puede ver el primer prototipo del circuito de adquisición de EMG realizado en simulación mediante el simulador de Multisim.

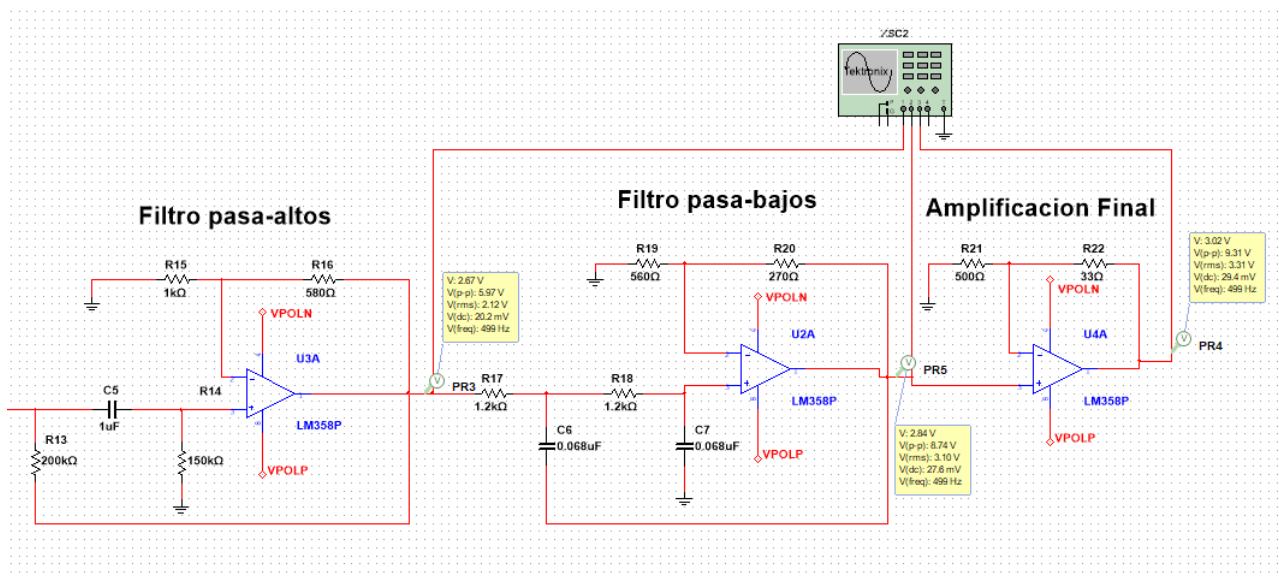


Figura.9. Primer prototipo de circuito de adquisición EMG (filtros)

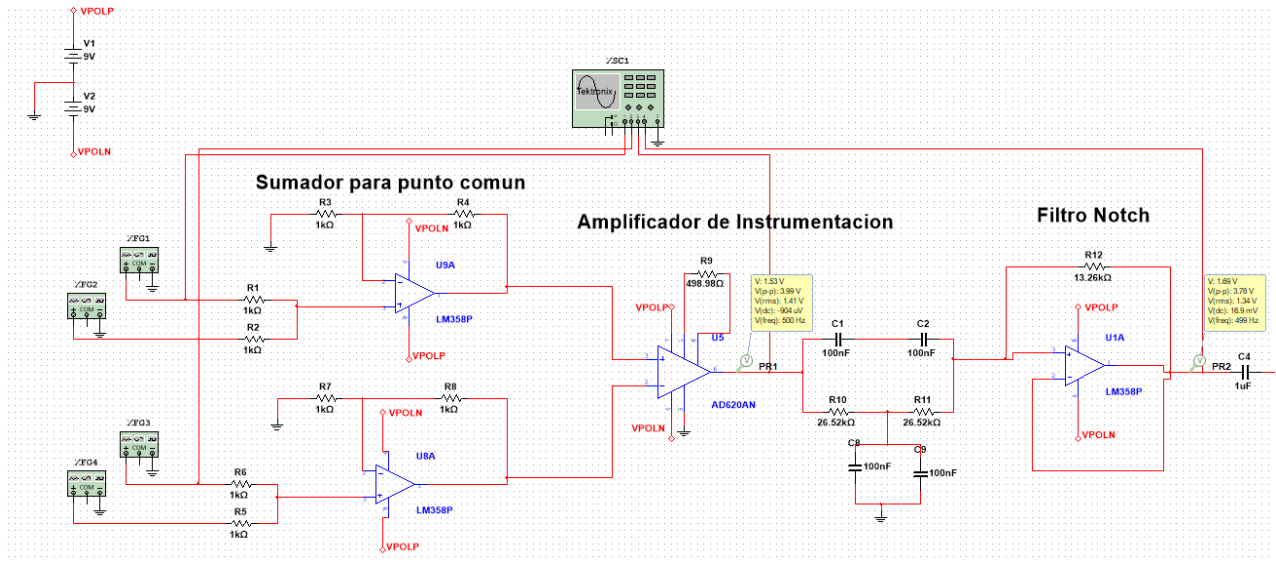


Figura.10. Primer prototipo de circuito de adquisición EMG (sumador y amplificación)

En la simulación realizada en la figura 10, se usó el paso a paso para diseñar un circuito de adquisición EMG clásico [18], diseñando las partes correspondientes:

1. **Sumador para punto común:** El sumador para punto común es un circuito que permite sumar la señal de varios electrodos EMG y obtener una señal única que represente el punto común entre ellos. Esto es útil para reducir el ruido en la señal EMG, ya que permite eliminar el componente común de las señales de los diferentes electrodos.
2. **Amplificador de instrumentación:** El amplificador de instrumentación es un tipo de amplificador que se utiliza para amplificar señales de pequeña magnitud, como las señales EMG. Este tipo de amplificador se caracteriza por tener una alta impedancia de entrada, lo que lo hace ideal para conectar directamente a los electrodos de EMG sin afectar la señal.
3. **Filtro notch:** El filtro notch es un tipo de filtro que se utiliza para eliminar una frecuencia específica de una señal. En el caso del EMG, el filtro notch se utiliza para eliminar el ruido de línea de la señal, que se produce por la interferencia de la frecuencia de la red eléctrica (50 o 60 Hz).
4. **Filtro pasa altos:** El filtro pasa altos es un tipo de filtro que se utiliza para eliminar las frecuencias más bajas de una señal. En el caso del EMG, se utiliza para eliminar el ruido de baja frecuencia que puede ser producido por el movimiento muscular o por la actividad eléctrica del corazón.

5. **Filtro pasa bajos:** El filtro pasa bajos es un tipo de filtro que se utiliza para eliminar las frecuencias más altas de una señal. En el caso del EMG, se utiliza para eliminar el ruido de alta frecuencia que puede ser producido por interferencias electromagnéticas o por el movimiento de los electrodos.
6. **Amplificador final:** El amplificador final es el último amplificador en el circuito de adquisición de señales EMG y se utiliza para amplificar la señal procesada por los filtros. Este amplificador suele tener una ganancia mayor que los amplificadores anteriores para obtener una señal suficientemente amplificada para su posterior procesamiento o registro.

Para el desarrollo de la comunicación inalámbrica se llevó a cabo una prueba conceptual para evaluar el rendimiento de la comunicación inalámbrica utilizando dos módulos Bluetooth HC-05, uno de los módulos se configuró como maestro y el otro como esclavo, para posteriormente transmitir de forma inalámbrica los datos obtenidos de un sensor análogo simulado mediante un potenciómetro desde un Arduino a otro Arduino conectado a una computadora. Los datos transmitidos se graficaron mediante una interfaz gráfica para su posterior análisis, esta prueba fue realizada para determinar el alcance y la calidad de la conexión inalámbrica, así como para evaluar la viabilidad de utilizar esta tecnología en futuras implementaciones del proyecto.

Primeramente hay que tener en cuenta que la velocidad de comunicación de los módulos debe ser la misma para permitir la correcta comunicación entre ambos dispositivos. La velocidad de comunicación por defecto de arduino y del módulo HC-06 es de 9600 baudios, así que se tomó esta velocidad por defecto para la emisión y recepción de datos por parte de los módulos y tarjetas de adquisición de datos.

Dentro de los parámetros de configuración del módulo HC-06 existen variables como el nombre del módulo, velocidad de transferencia y contraseña teniendo en cuenta de que el módulo HC-06 solamente se puede configurar como esclavo, por otro lado el módulo bluetooth HC-05 se pueden configurar variables como el nombre, contraseña, velocidad de transferencia, rol (maestro o esclavo) y asignación del número de dirección MAC del dispositivo al que se quiera realizar la sincronización o enlace.

Para enlazar ambos módulos bluetooth se debió primeramente asignarles a ambos módulos la misma velocidad de transferencia de datos y contraseña, luego se le asignó al módulo HC-05 el rol de maestro y también se le asignó la dirección MAC del módulo HC-06, que se obtuvo mediante un celular en el cual mediante las configuraciones del bluetooth se podía observar la dirección física del HC-06 que se encontraba en los dispositivos disponibles para conexión.

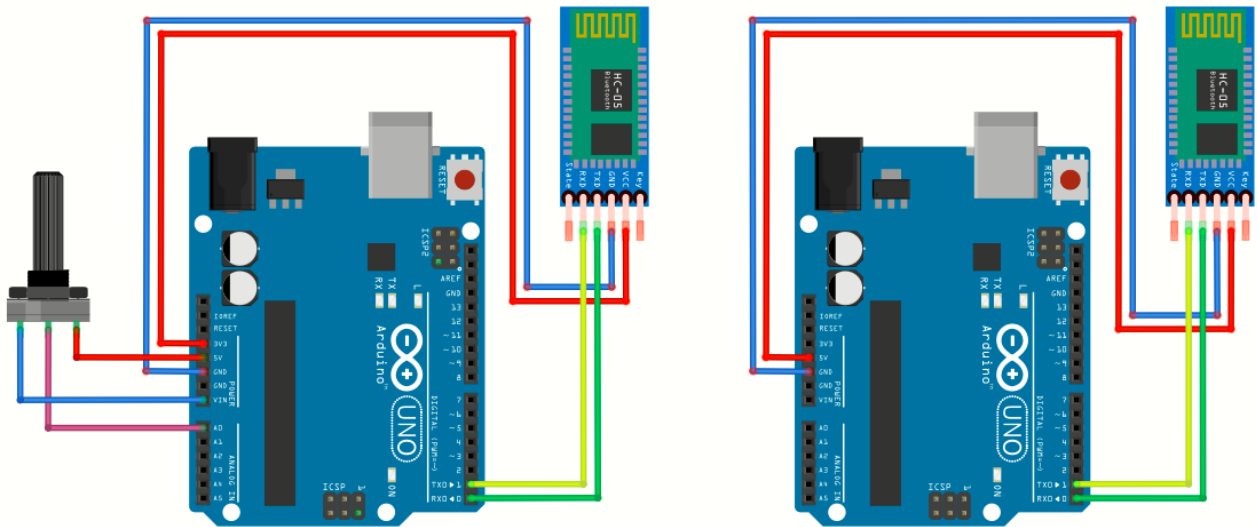


Figura.11. Conexión entre tarjetas de adquisición de datos y módulos de bluetooth

Para diseñar el primer prototipo de una interfaz gráfica para visualizar datos en tiempo real enviados de forma inalámbrica desde un Arduino Uno a otro Arduino Uno, se decidió utilizar la herramienta App Designer de Matlab, esta herramienta permite crear interfaces gráficas de usuario de forma visual y fácilmente personalizables, además, es compatible con la integración de código para llevar a cabo acciones específicas en respuesta a la interacción del usuario con la interfaz. Básicamente, se optó por utilizar la herramienta App Designer de Matlab para diseñar una interfaz gráfica que permita visualizar datos de forma clara y amigable para el usuario.

En primer lugar, se realizó la lectura de los datos a través del puerto serial, el dispositivo receptor recibe los datos del emisor y los transmite al puerto serie de una computadora, la interfaz gráfica consta de un botón de inicio que al ser presionado, abre la comunicación del puerto serial y comienza a graficar los datos en una gráfica de visualización, cuando se alcanza la cantidad de muestras deseadas para una medición, la graficación y la comunicación del puerto serie con la interfaz se borran inmediatamente al activar el botón de "stop", si el botón de

"stop" se presiona durante la graficación de la señal, ésta se detendrá inmediatamente.

Además, se agregó la funcionalidad de mostrar en tiempo real los datos graficados en su forma numérica, tanto en el eje X (correspondiente a la cantidad de muestras) como en el eje Y (correspondiente a la amplitud en voltaje de la señal), también se agregó un botón con la capacidad de exportar los datos en un archivo de texto.

La interfaz gráfica diseñada utiliza el puerto serial para la lectura de datos y cuenta con un botón de inicio y stop para iniciar y detener la graficación de la señal. Además, muestra los datos en tiempo real tanto en forma gráfica como numérica y permite exportar los datos en un archivo de texto.

En la Figura 12 se puede observar la interfaz gráfica diseñada para la visualización de datos en tiempo real con una ejecución de prueba para corroborar el estado la recepción de datos de forma inalámbrica:

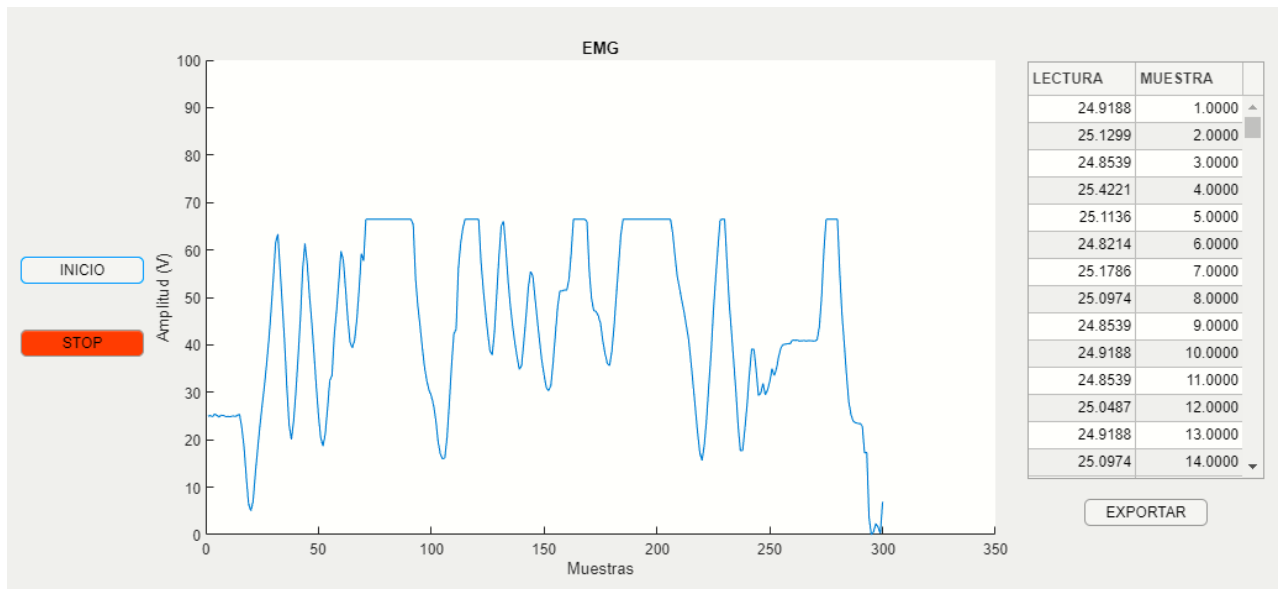


Figura.12. Interfaz gráfica para visualizar y graficar datos en tiempo real

4.2.4 Selección de tecnologías

En marco del espacio reducido a usar para introducir todos los componentes correspondientes para el dispositivo emisor se optó por varias opciones de microcontroladores con tamaños reducidos que se encuentran en el mercado comercial para realizar la tarea de medir la señal

analógica generada por el sensor EMG, teniendo en cuenta que esta señal tiene que pasar por ADC para ser convertida a señal digital para poder ser procesada por un computador, en efecto a los requerimientos anteriores se eligieron los siguientes microcontroladores aptos con tamaño reducido para realizar dicha tarea.

Tabla 2. Lista de tarjetas de adquisición de datos para el dispositivo emisor

Característica	ESP32 DevKit V1 [23]	Arduino Nano [24]	Raspberry Pi Pico [25]
Procesador	Dual-core Tensilica LX6, 240 MHz	ATmega328P, 16 MHz	Dual-core Arm Cortex-M0+, 133 MHz
Memoria Flash	4 MB	32 KB	2 MB
RAM	520 KB	2 KB	264 KB
Conectividad inalámbrica	Wi-Fi, Bluetooth	Ninguna	Ninguna
GPIO	36	22	26
Interfaces de comunicación	UART, SPI, I2C, I2S, CAN, Ethernet	UART, SPI, I2C	UART, SPI, I2C
ADC	12 bits, 18 canales	8 canales, 10 bits	3 canales, 12 bits
DAC	2 canales, 8 bits	Ninguno	Ninguno
Alimentación	5 V (USB), 3.3 V (pinout)	5 V (USB), 7-12 V (Vin)	5 V (USB), 3.3 V (pinout)
Corriente	80 - 260 mA	20 - 50 mA	80 mA (modo activo), 0,5 mA (modo de bajo consumo)
Precio (Pesos Colombianos)	\$32000 - 69000	\$18000 - 25000	\$25000 - 69000

Como se puede ver en la tabla 2, el ESP32 DevKit V1 tiene un procesador más rápido y una mayor cantidad de memoria flash y RAM que la Raspberry Pi Pico y el Arduino Nano, además, el ESP32 tiene conectividad inalámbrica Wi-Fi y Bluetooth, lo que la Raspberry Pi Pico y el Arduino Nano no tienen.

En cuanto al número de GPIO, el ESP32 DevKit V1 tiene la mayor cantidad, seguido por la Raspberry Pi Pico y el Arduino Nano. En términos de conversión a digital, el ESP32 DevKit V1 tiene la mayor resolución ADC, seguido por el Arduino Nano y la Raspberry Pi Pico.

En cuanto a la alimentación, el Arduino Nano y el ESP32 DevKit V1 puede aceptar una fuente de alimentación más amplia a través del puerto Vin, mientras que la Raspberry Pi Pico solo puede ser alimentada a través del puerto USB y del pinout 3.3V. En términos de precio, el

ESP32 DevKit y la Raspberry Pi Pico tienen un precio similar, mientras que el Arduino Nano V1 es un poco más económico.

En general, se estima que el consumo de corriente promedio del ESP32 DevKit V1 oscila entre 80 y 260 mA, según el uso y la configuración de la placa. Si se usan componentes adicionales, como sensores o dispositivos de comunicación, el consumo de corriente puede aumentar.



Figura.13. Microcontrolador ESP32 Devkit V1 [21]

En el marco del proyecto de grado, se ha considerado la importancia de contar con una comunicación efectiva y estable entre las tarjetas de adquisición de datos involucradas. En este sentido, se ha establecido que se requiere un equilibrio entre estabilidad y velocidad de transmisión de datos para asegurar la eficiencia del sistema y la calidad de los datos recolectados.

Cabe destacar que, en este caso particular, la señal recolectada por el dispositivo emisor debe ser redirigida de forma inalámbrica hasta el dispositivo receptor. Por lo tanto, es necesario mantener un equilibrio entre la estabilidad y velocidad de emisión y recepción de datos, para garantizar una transmisión fluida y sin interrupciones.

Por lo tanto, se busca implementar un sistema de comunicación que permita una velocidad de transmisión de datos elevada y lo más estable posible. Para ello, se exploraron diferentes opciones de tecnología de transmisión inalámbrica que sean capaces de soportar una alta tasa de transferencia de datos y que garanticen la estabilidad de la señal.

Tabla 3. Lista de módulos de radiofrecuencia para la comunicación entre tarjetas de adquisición de datos

Característica	HC-12 [26]	NRF24L01 [27]
Frecuencia de operación	433 MHz y 868MHz	2.4GHz
Modulación	FSK	GFSK
Distancia de comunicación	Hasta 1km (Condiciones óptimas)	Hasta 100m (Condiciones óptimas)
Velocidad de transmisión máxima	115.2kbps	2Mbps
Potencia de Transmisión máxima	20 dBm	0 dBm a 6 dBm
Consumo de corriente	19.2 mA en modo de transmisión 19.2 mA en modo de recepción 0.4μA en modo de espera	11.3 mA en modo de transmisión 11.8-12.3 mA en modo de recepción 4.2 μA en modo de espera
Interfaz de comunicación	UART	SPI
Soporte de red	Punto a punto y red en estrella	Punto a punto y red en malla
Precio (Pesos Colombianos)	\$33000	\$16000

Para transmitir una señal EMG de un ESP32 a otro ESP32 y ver la señal en tiempo real, el módulo de radiofrecuencia NRF24L01 es la mejor opción, gracias a que el NRF24L01 opera en una frecuencia de 2.4 GHz, lo cual es adecuado para la transmisión de datos de alta velocidad como la señal EMG, además, el NRF24L01 cuenta con una velocidad de transmisión máxima de 2 Mbps, lo cual es más rápido que la velocidad máxima de transmisión del HC-12, que es de 115,2 kbps.

Otro aspecto a considerar es la potencia de transmisión, el NRF24L01 cuenta con una potencia de transmisión máxima de 6 dBm, mientras que el HC-12 tiene una potencia máxima de 20 dBm, aunque la potencia de transmisión del HC-12 es mayor, en este caso, la potencia del NRF24L01 es suficiente para la distancia de comunicación necesaria (hasta 100 metros en condiciones óptimas).

Por último, el NRF24L01 tiene un consumo de corriente menor que el HC-12, lo que puede ser una ventaja a tomar en cuenta para aplicaciones portátiles o alimentadas por batería. El NRF24L01 consume 11,3 mA en modo de transmisión, 11,8 - 12,3 mA en modo de recepción y 4.2 μA en modo de espera, mientras que el HC-12 consume 19,2 mA en modo de transmisión, 19,2 mA en modo de recepción y 0,4 μA en modo de espera.

El módulo de radiofrecuencia NRF24L01 sería la mejor opción para transmitir una señal EMG de un ESP32 a otro ESP32 y ver la señal en tiempo real debido a su alta velocidad de transmisión máxima de 2 Mbps, su potencia de transmisión suficiente y su bajo consumo de corriente.

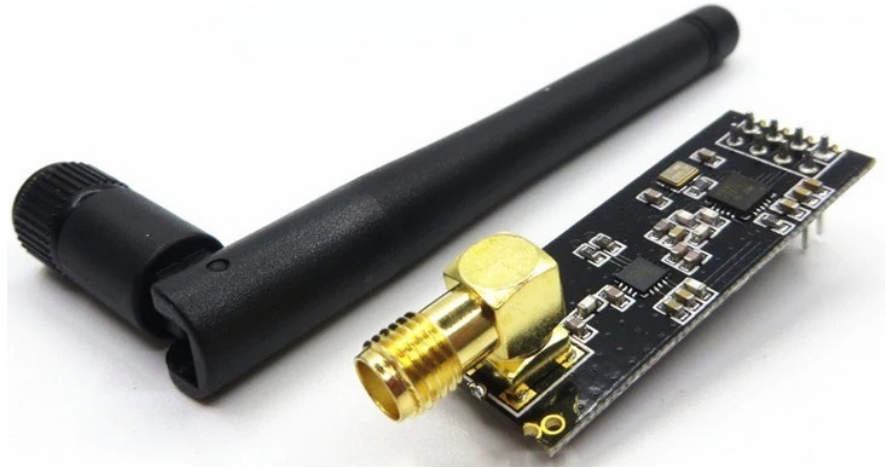


Figura.14. Módulo de radiofrecuencia NR24L01+PA+LNA 2.4GHz [17]

4.2.5 Desarrollo de la interfaz gráfica de visualización

Para el diseño de la interfaz gráfica diseñada en App Designer se le agregaron funcionalidades útiles para la experiencia del usuario, además de funcionalidades extra que son importantes para la caracterización y análisis posterior de la señal EMG luego a una prueba de medición.

La interfaz está dividida en tres secciones constituidas primordialmente por la sección de configuración, graficación y preservación de los datos obtenidos durante una ejecución de la interfaz gráfica.

La primera sección que compone la interfaz gráfica está constituida por las siguientes funcionalidades de previa configuración antes de realizar una posterior medición:

1. Tabla de selección de puertos seriales COM.
2. Botón de “Actualizar” de lista en tabla de los puertos seriales COM disponibles.
3. Entrada de datos que permite seleccionar la cantidad de muestras por segundo a tomar durante una ejecución.

4. Entrada de datos que permite seleccionar la frecuencia con la que se realizará la envolvente de la señal filtrada.
5. Botón “RESTABLECER” que retorna los valores de la entrada de datos de cantidad de muestras por segundo y frecuencia con la que se realizará la envolvente de la señal filtrada.
6. Botón de “ScreenShot” que permite tomar captura de pantalla en cualquier momento a la sección de gráfica de datos.
7. Panel de opciones para cada una de las gráficas.
8. Botón “INICIO” que permite comenzar la comunicación por el puerto serial.
9. Botón “STOP” que permite finalizar la comunicación por el puerto serial.
10. Botón “CERRAR” que permite cerrar la ventana de la interfaz .

La segunda sección que compone a la interfaz gráfica está constituida varias pestañas que permiten visualizar la señal en sus respectivos gráficos 2D cada una con diferente propósito para la caracterización de la señal para su posterior análisis:

1. EMG: Señal amplificada en bruto sin ningún tipo de filtro.
2. EMG Filtrada: Señal filtrada con un filtro pasabajos y otro pasa alto.
3. Rectificación: Señal sin sus componentes negativos.
4. Envolvente: Envolvente de la señal rectificada.
5. FFT: Transformada rápida de fourier de la señal EMG.
6. Comparación: Visualización de varias gráficas en una sola pestaña, para su posterior análisis.

La tercera sección que compone a la interfaz gráfica está constituida por las siguientes funcionalidades que permiten la preservación de la señal.

1. Tabla en la que se representan las mediciones de cada una de las muestras tomadas durante la medición.
2. Amplitud máxima que alcanza un pico entre el inicio y el final de una medición.
3. Valor RMS de la señal EMG obtenida durante la contracción muscular voluntaria.
4. Porcentaje de tensión máxima del músculo.

5. Porcentaje de fatiga muscular.
6. Cuadro de texto en el que se muestra la ruta del archivo cuando se importa una medición de datos.
7. Botón “LIMPIAR” que elimina los datos de la tabla y las gráficas.
8. Botón “IMPORTAR” que permite reintegrar y graficar los datos exportados en un archivo de texto de una previa ejecución de la interfaz gráfica.
9. Botón “EXPORTAR” que permite guardar en un archivo de texto las mediciones listadas en la tabla anterior.

La interfaz tiene un límite inferior de 1 muestra y un límite de 100000 muestras posibles, por otro lado la frecuencia de muestreo tiene un mínimo de 25 Hz y un máximo de 100 Hz desde que el botón "INICIO" es oprimido y la cantidad de muestras llega a su final.

La interfaz cuenta con un filtro pasa altos de 10 Hz para eliminar o atenuar las frecuencias más bajas de una señal EMG, que en su mayoría corresponden a un ruido eléctrico y a componentes de la señal que no son de interés, también se implementó un filtro pasabajos de 200 Hz para eliminar o atenuar las frecuencias más altas de la señal EMG, que en su mayoría corresponden a ruido de alta frecuencia y componentes de la señal que no son de interés, al eliminar estas frecuencias, el filtro pasa bajos permite resaltar las frecuencias más bajas de la señal EMG.

Se implementaron diversas funcionalidades que permiten obtener información cuantitativa relevante acerca de la actividad muscular durante una medición, en particular, se ha desarrollado una funcionalidad que permite visualizar en la interfaz de usuario el valor de la amplitud máxima alcanzada por un pico durante la contracción máxima voluntaria de la persona evaluada, asimismo, se ha incorporado la capacidad de mostrar en pantalla el valor RMS de la señal EMG obtenida, lo cual brinda información acerca del nivel de actividad muscular alcanzado durante la medición.

A partir de los valores de amplitud máxima y RMS, se calcula el porcentaje de tensión máxima que el músculo alcanza durante la medición lo cual es una métrica importante para evaluar la

capacidad de contracción del músculo en cuestión, se representa en su apartado correspondiente, además, se implementó un espacio en donde se representa el porcentaje de fatiga muscular alcanzado por la persona evaluada, lo cual es una información relevante para evaluar la fatiga del músculo durante la medición.

En la Figura 15 se puede observar la interfaz gráfica en su versión final con cada una de la funcionalidad mencionadas anteriormente incluidas dentro de la misma:

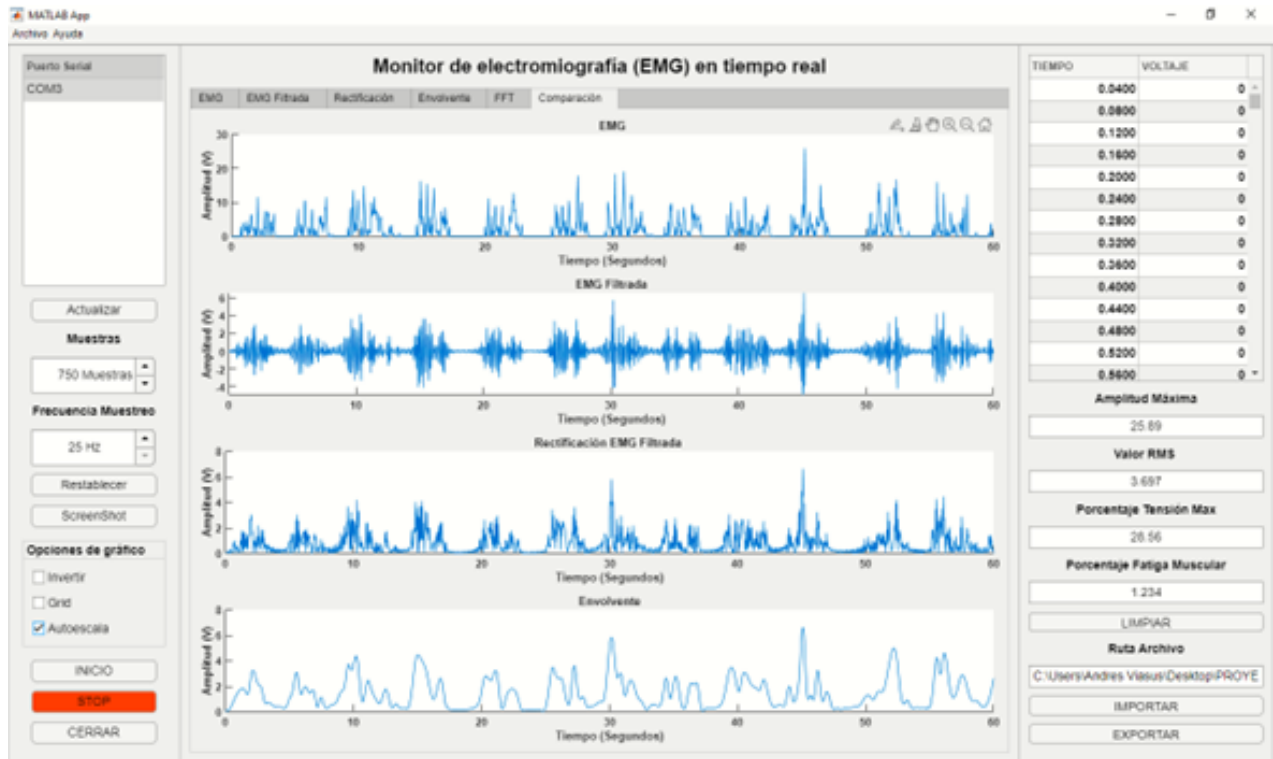


Figura.15. Interfaz gráfica de visualización de la señal

Es importante destacar que la interfaz gráfica de este proyecto fue diseñada con un enfoque en el manejo de excepciones y errores, utilizando específicamente el modelo try-catch, que permite captar y realizar el manejo debido de dichas situaciones según corresponda el caso, esto se debe a que durante la interacción con la interfaz pueden surgir diversas situaciones impredecibles, como la selección de puertos seriales COM que podrían no estar disponibles o la ausencia de información para graficar debido a un puerto COM correspondiente a otro dispositivo diferente a al dispositivo receptor que está conectado a la computadora.

Por lo tanto, se tomó en cuenta la posibilidad de que estas situaciones se presenten y se construya la interfaz para manejarlas adecuadamente. En este sentido, la implementación del modelo try-catch permitió manejar estas situaciones de manera eficiente y ofrecer al usuario una experiencia más amigable y más informativa al usuario.

La interfaz gráfica del proyecto se ha diseñado siguiendo un enfoque basado en funciones. En primer lugar, se ha llevado a cabo la implementación lógica de programación para cada uno de los botones, teniendo en cuenta las funciones específicas determinadas inicialmente en los requisitos de funcionamiento de la interfaz.

Para lograr esto, se ha realizado un análisis exhaustivo de las necesidades y objetivos del proyecto, identificando las funciones clave que deben ser incorporadas en la interfaz gráfica. Estas funciones se han convertido en acciones y comportamientos específicos para cada botón, permitiendo al usuario interactuar de manera intuitiva y eficiente con el sistema. Se ha prestado especial atención a la disposición visual de los botones, asegurándose de que su ubicación y apariencia sean coherentes con su función y que su interacción sea fluida y natural.

El botón INICIO tiene varios propósitos al ser oprimido por el usuario, primeramente se encarga de inicializar el estado base de todos los componentes de la interfaz para que siempre inicien en el mismo estado, luego de forma inmediata se leen los datos por el puerto COM del computador y se realiza la conversión para posteriormente graficar los datos en tiempo real sobre la interfaz y registrar los datos sobre la tabla de datos, este proceso se realiza hasta que el equivalente en tiempo que se calcula dividiendo la cantidad de muestras sobre la frecuencia de muestreo que el usuario escogió en un inicio en el panel de interfaz culmine el conteo o el mismo usuario termine la ejecución por medio del botón STOP.

Posteriormente se aplican los filtros correspondientes, FFT, rectificación, envolvente además se calcula la amplitud máxima que alcanza un pico entre el inicio y el final de una medición, valor RMS de la señal EMG obtenida durante la contracción muscular voluntaria, porcentaje de tensión máxima del músculo y el porcentaje de fatiga muscular.

Debido a la extensión del código de App Designer de Matlab en el que está desarrollada la interfaz gráfica de visualización, por medio del repositorio de GitHub encontrado en los anexos del documento se encuentra adjuntado el código y el manual de usuario de la interfaz, en la siguiente figura se puede apreciar el diagrama de bloques que indica como esta compuesta y cómo funciona la interfaz gráfica.

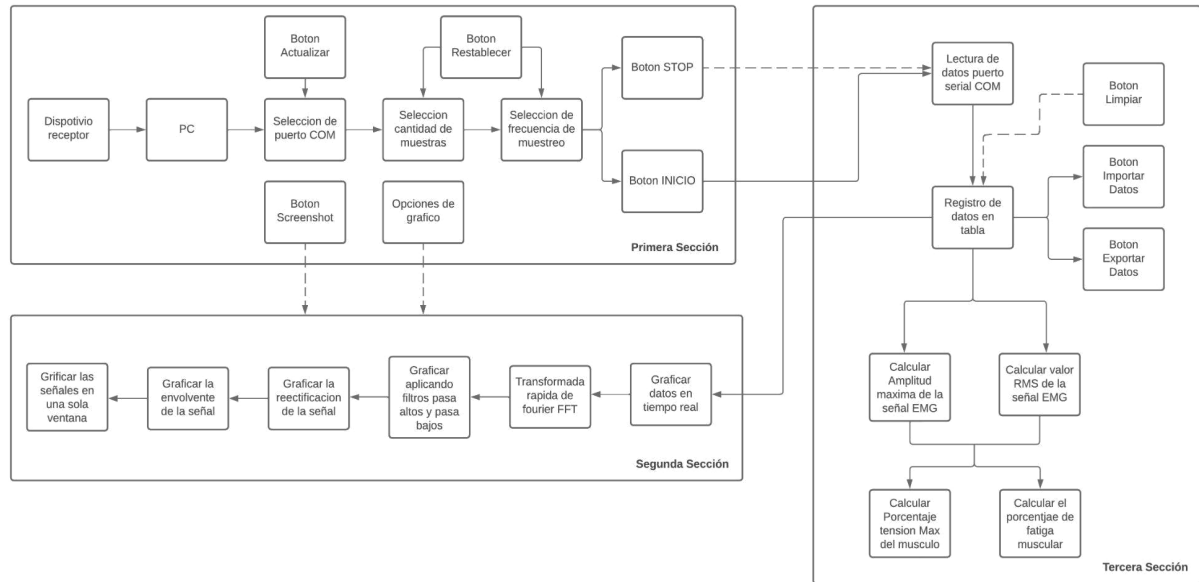


Figura.16. Diagrama de bloques de la interfaz gráfica

4.2.6 Desarrollo del prototipo final

Para un diseño más ergonómico de la PCB final, se decidió reducir el tamaño del circuito EMG, rediseñando este mismo mediante la información técnica obtenida de [19], este circuito (figura 17, 18, 19, 20, 21) se realizó en Eagle debido a la facilidad que ofrece el software para generar archivos de fabricación como Gerber y Excellon, que son esenciales para producir placas de circuito impreso (PCB) profesionales.

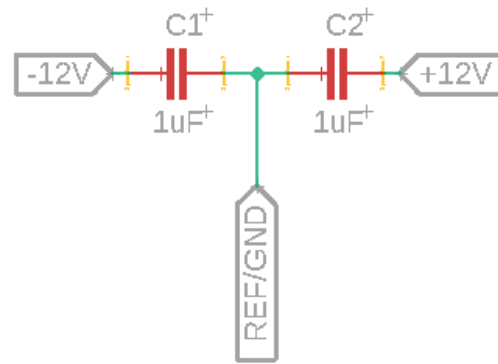


Figura.17. Alimentación eléctrica

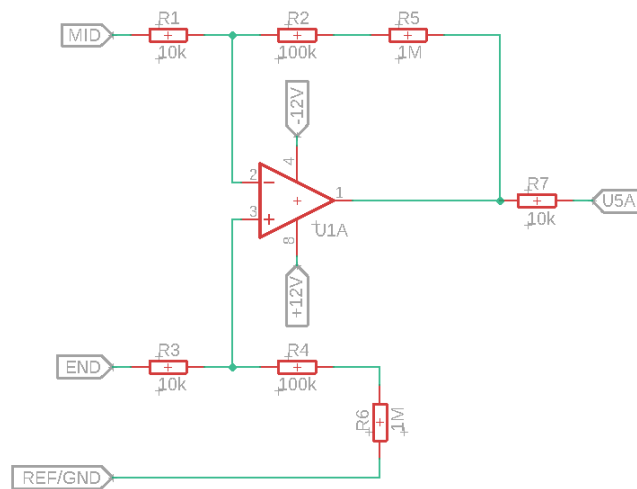


Figura.18. Etapa amplificador operacional 1

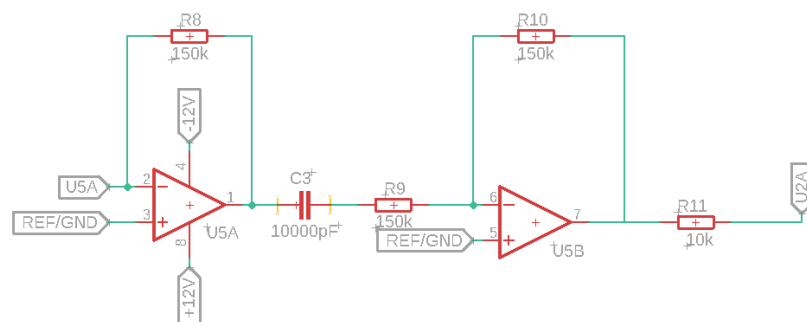


Figura.19. Etapa amplificador operacional 2 y filtrado

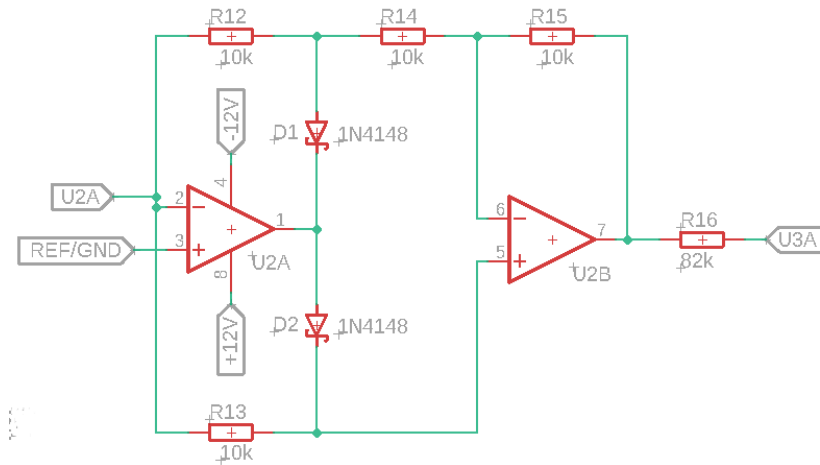


Figura.20. Rectificador de onda

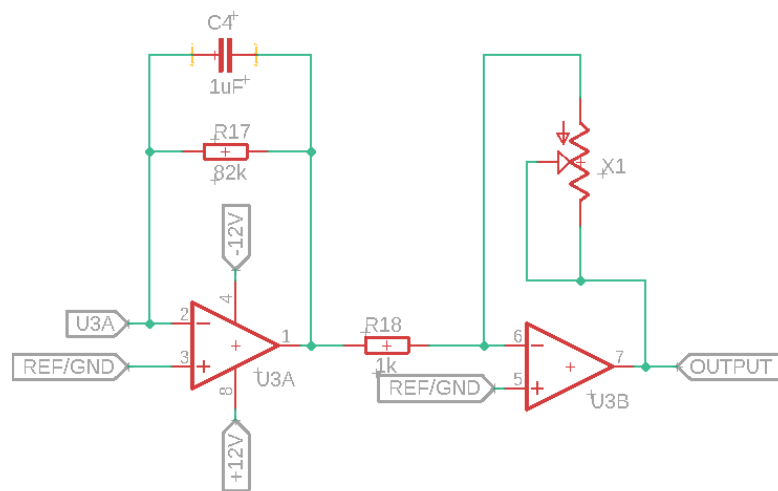


Figura.21. Etapa de filtrado y de control de ganancia

Etapa de amplificación:

Para la etapa de amplificación del circuito (figura 18) se tiene un amplificador operacional en modo diferencial, esto para que la salida sea proporcional a la diferencia entre las entradas, MID y END (ver punto 2 de de la sección 4.2.9 Protocolo de ubicación de electrodos), y además obtener una ganancia inicial.

Entonces, se tiene que:

$R_1 = R_3$; $R_2 = R_4$; $R_5 = R_6$; entonces siguiendo el desarrollo teórico presentado en [44], se tiene que:

$$v_{out1} = (END - MID) \left(\frac{R_2 + R_5}{R_1} \right) \quad (1)$$

Importante a tener en cuenta: Esta ecuación (1) da una ganancia de $110 \times (END - MID)$, en dónde END y MID son los impulsos eléctricos del músculo sensado, la diferencia entre estos permite obtener la EMG, y aunque la amplitud de estos pulsos eléctricos del músculo puede variar dependiendo del individuo y la situación en que se miden, estos oscilan entre unos pocos microvoltios hasta alrededor de 100 microvoltios, basado en esto se diseñó el circuito para amplificar a tal medida que la EMG pueda ser registrada por la interfaz gráfica.

Para la figura 19, en su primera etapa se tiene un amplificador inversor, entonces siguiendo el desarrollo teórico presentado en [45]:

$$v_{out2} = - \left(\frac{R_8}{R_7} \right) (v_{out1}) \quad (2)$$

Para esta ecuación (2), se encuentra una ganancia de $-15(v_{out1})$.

Etapas de filtrado:

Para la figura 19, en su segunda etapa se tiene un filtro pasa alto (se utiliza para eliminar las frecuencias más bajas de la señal EMG, como la interferencia de red eléctrica de 60 Hz, permitiendo así enfocarse en las frecuencias más altas que son características de la actividad muscular) con amplificador inversor de ganancia -1, entonces siguiendo el desarrollo teórico presentado en [46]:

$$v_{out3} = - \left(\frac{R_{10}}{R_9} \right) (v_{out2}) \quad (3)$$

$$Frecuencia\ de\ corte = \frac{1}{2\pi R_{10} C_3} \quad (4)$$

Importante a tener en cuenta: La ecuación (3) da como ganancia $-(v_{out2})$, y la ecuación (4) da una *Frecuencia de corte* = 106.1 Hz, la cual se utiliza para eliminar las componentes de baja frecuencia y el ruido de base, permitiendo así enfocarse en las señales de actividad muscular de mayor frecuencia.

Para la figura 20 utiliza rectificador de onda mejorado [47], el cual sirve para convertir la señal EMG, que normalmente oscila entre valores positivos y negativos, en una señal unidireccional. Este rectificador está configurado en modo no inversor, por lo que:

$$v_{out3} = v_{out4} \quad (5)$$

Esta ganancia, se logra debido a la configuración del rectificador y al usar todos sus componentes resistivos el mismo valor ($10k\Omega$).

El circuito de rectificador de onda completa representado en la figura 20 funciona de la siguiente manera: Durante los ciclos positivos de la señal (v_{out3}), la salida del primer amplificador tiene una ganancia de -1. El segundo amplificador actúa como un amplificador inversor con una ganancia de -1, lo que resulta en v_{out3} ($v_{out3}=v_{out4}$).

Durante los ciclos negativos de la señal ($-v_{out3}$), la salida del primer amplificador es $+2/3v_{out3}$ en el cátodo del diodo inferior. Esto se debe a que la corriente de entrada del primer amplificador se divide entre su salida y la salida del segundo amplificador. Este voltaje activa la entrada positiva del segundo amplificador, mientras que en la entrada negativa, la ganancia se establece en $1+1/2$ ($1+R_{12}/[R_{12}+R_{12}]=1+1/2$), lo que equivale a $3/2$. Esta ganancia multiplicada por $2/3V$ resulta en una salida de $+v_{out3}$ ($v_{out3}=v_{out4}$).

Etapas de filtrado y de control de ganancia:

Para la figura 21, en su primera etapa se tiene un filtro pasa bajo el cual se utiliza para eliminar las frecuencias más altas de la señal EMG, como el ruido eléctrico de alta frecuencia o interferencia electromagnéticas, permitiendo enfocarse en las componentes de frecuencia más baja que son características de la actividad muscular, este filtro pasa bajo cuenta con amplificador inversor de ganancia -1, siguiendo el desarrollo teórico presentado en [48]:

$$v_{out5} = - \left(\frac{R_{17}}{R_{16}} \right) (v_{out4}) \quad (6)$$

$$Frecuencia\ de\ corte = \frac{1}{2\pi R_{17} C_4} \quad (7)$$

Importante a tener en cuenta: La ecuación (6) da como ganancia de $-(v_{out4})$, y la ecuación (2) da una *Frecuencia de corte* $= 1.94 \text{ Hz}$, la cual suprime las frecuencias más altas que pueden ser causadas por interferencias externas, ruido eléctrico u otras fuentes indeseadas. Al eliminar estas frecuencias más altas, el filtro pasa bajo ayuda a mejorar la relación señal-ruido de la señal EMG, resaltando las características y las variaciones de frecuencia más bajas de la actividad muscular de interés.

Para la figura 21 en su segunda etapa, se tiene una sección de control de ganancia, en donde el trimmer se utiliza para ajustar la ganancia final del circuito, siguiendo el desarrollo teórico presentado en [49]:

$$v_{out5} = (1 + \frac{X_1}{R_{18}})(v_{out4}) \quad (8)$$

Importante a tener en cuenta: Conociendo los valores resistivos y las ecuaciones (1), (2), (3), (5) y (6), se puede determinar que la amplificación final:

$$v_{out5} = -(1650 + 1.65X_1)(END - MID) \quad (9)$$

El valor de X_1 está dado por el trimmer representado en la figura 21, este valor varía de entre $100k\Omega$ a $400k\Omega$, para apreciar de mejor forma la señal de EMG en la interfaz gráfica, en la sección 5 (resultados y análisis de resultados) se usó un valor de $X_1 = 400k\Omega$, para tener como salida: $v_{out5} = -(661650)(END - MID)$, teniendo en cuenta que $(END - MID)$ o señal EMG, en el músculo tibial anterior ronda de $1\mu V$ a $10\mu V$ una amplificación aproximada de 662×10^3 , esto permite una visualización digital de la EMG clara en la interfaz gráfica, variando de amplitud entre $0V$ y $6.6V$.

Para el desarrollo de la PCB se utilizó como base el circuito de las figuras 17, 18, 19, 20 y 21, mediante el software Eagle se generó el archivo Board que permitirá generar los gerbers para la PCB.

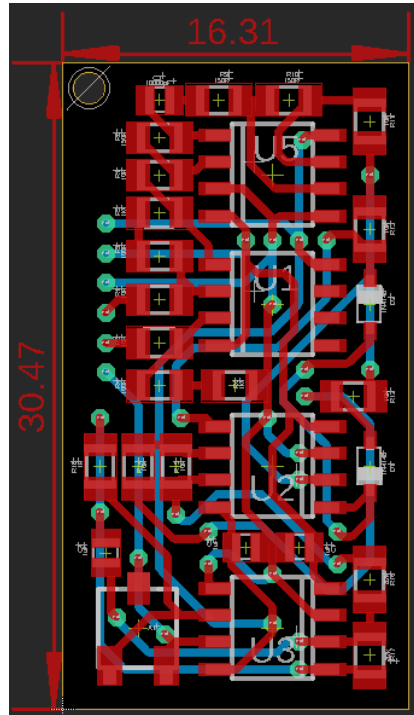


Figura.22. Montaje preliminar de la PCB

El archivo brd presentado en la figura 22, es un archivo de diseño de PCB (Printed Circuit Board) o placa de circuito impreso en formato BRD, el cual contiene el diseño de la placa de circuito impreso para el sensor EMG, el diseño de la placa incluye componentes como resistencias, capacitores, conectores y amplificadores para el procesamiento de la señal EMG. Mediante el archivo BRD se generaron los gerbers (que contienen información sobre las capas del PCB, como la ubicación de los componentes, los conductores, las vías y los agujeros) de la PCB los cuales están distribuidos por diferentes capas que van desde la capa de perfil hasta de soldadura:

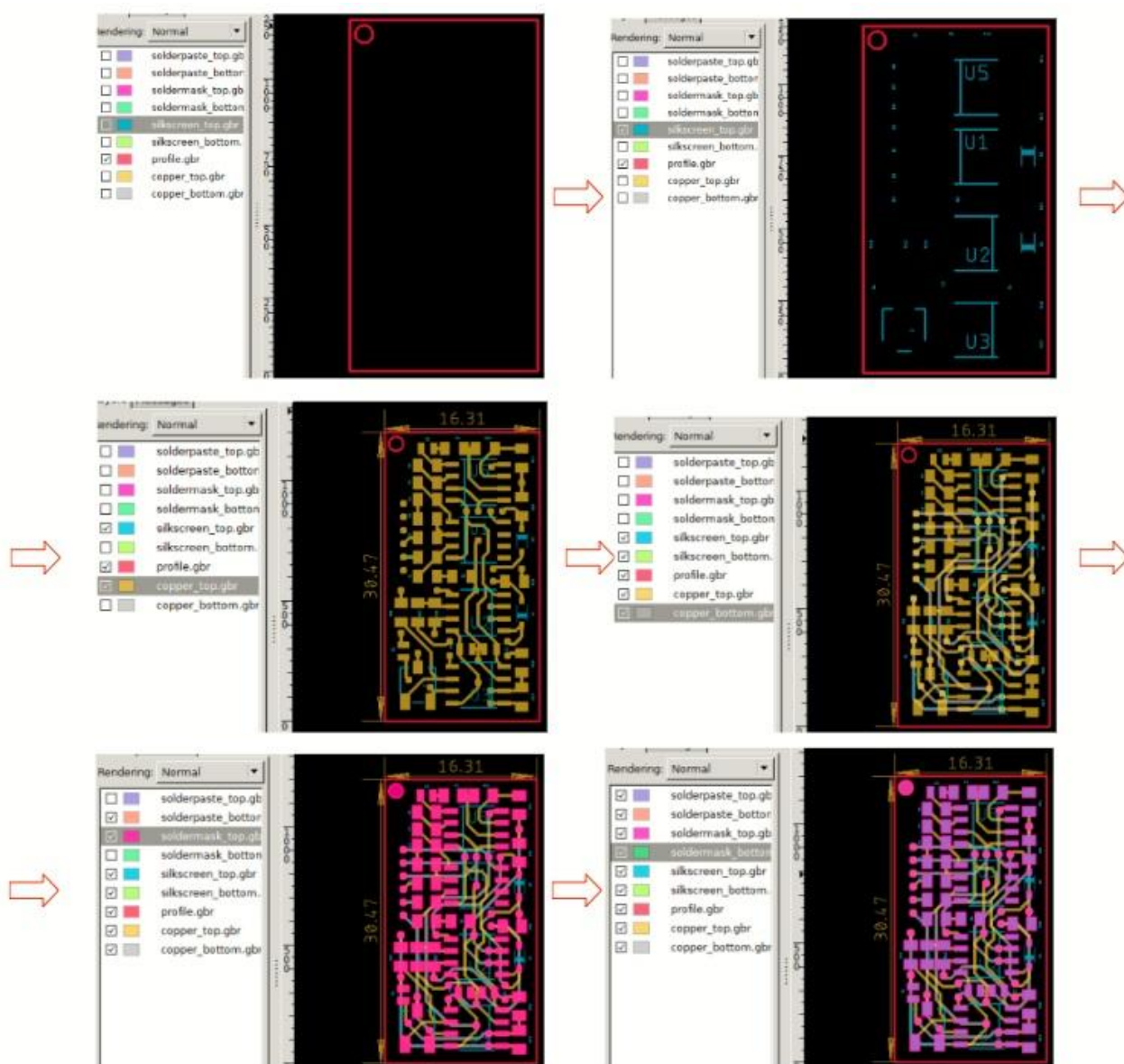


Figura.23. Gerbers para la PCB

Después de realizar el montaje la PCB (ver figuras 22 y 23), se llevó cabo el ensamblaje del dispositivo emisor principal, se tomó la decisión de utilizar dos módulos ESP32 Devkit V1 y dos módulos de radiofrecuencia NRF24L01, esto debido al relativo poco tamaño de estos y la necesidad de espacio en el ensamblaje final. De esta manera, se dispone de un dispositivo emisor y otro receptor para la transmisión de datos en tiempo real de la señal EMG capturada por el sensor. Gracias a este sistema, se dirigen los datos al módulo receptor para su procesamiento y análisis.

Es importante señalar que los datos que son capturados por el dispositivo emisor no son procesados ni convertidos, sino que se leen en crudo. La razón de esto es que se espera que la interfaz en MATLAB se encargue de realizar la amplificación necesaria para garantizar una visualización adecuada de los datos capturados. En consecuencia, se espera que la interfaz haga una fácil interpretación y análisis de los datos para facilitar la comprensión y el uso de los mismos.

Para realizar la comunicación entre los dos módulos de radiofrecuencia NRF24L01 se optó por utilizar el entorno de desarrollo integrado (IDE) de Arduino debido a su facilidad de uso y compatibilidad con el microcontrolador ESP32, además se tomó en cuenta la amplia variedad de bibliotecas disponibles para su uso en la programación de dicha plataforma, entre las cuales se encuentra la librería RF24.h. que es fundamental para la comunicación de los módulos, ya que permitió llevar a cabo la comunicación entre los módulos NRF24L01 a través de las funciones proporcionadas por la misma.

Se definieron los parámetros correspondientes para poder realizar comunicación de los módulos de radiofrecuencia NRF24L01 como lo es el canal de comunicación, velocidad de comunicación (2Mbps) y la potencia de transmisión del módulo, cabe destacar que estos módulos tienen la capacidad de operar tanto como emisor como receptor, aunque no de manera simultánea, ya que son half-duplex significando que es posible intercambiar información en ambas direcciones, siempre y cuando se realice de manera alternada. De esta forma, se logra establecer una comunicación bidireccional efectiva entre los módulos NRF24L01.

Hay que considerar que el canal de comunicación, dirección de recepción y la velocidad de transmisión entre los dos módulos NRF24L01 tienen que ser el mismo tanto para el emisor como para el receptor siendo ideal de 2Mbps, en este caso por medio de la librería RF24.h correspondiente al módulo de radiofrecuencia NRF24L01 permite configurar estos parámetros, cabe destacar que la dirección de transmisión está compuesto por 5 bytes en formato hexadecimal en donde los tres primeros bytes son iguales mientras que los últimos 2 bytes son diferentes, además los módulos NRF24L01 tienen 125 canales disponibles para la comunicación, cada uno con una frecuencia de radio única. En la Figura 24 se muestra el

programa elaborado en el IDE de Arduino para la comunicación inalámbrica.



Figura.24. Códigos IDE Arduino para emisión (Maestro) y recepción (Esclavo) de datos

La distribución de pines para la conexión entre el ESP32 emisor y el receptor es la misma independiente si están configurados en modo emisión o recepción, además de esto para emular la conexión de un sensor conectado en una de las entradas análogas del ESP32 se optó por el uso de un potenciómetro, quedando la distribución de conexión de los pines es la siguiente:

Pin CE del NRF24L01 -> GPIO 5 del ESP32

Pin CSN del NRF24L01 -> GPIO 17 del ESP32

Pin SCK del NRF24L01 -> GPIO 18 del ESP32

Pin MOSI del NRF24L01 -> GPIO 23 del ESP32

Pin MISO del NRF24L01 -> GPIO 19 del ESP32

Pin VCC del NRF24L01 -> 3.3V del ESP32

Pin GND del NRF24L01 -> GND del ESP32

Para el potenciómetro (sensor):

Pin central del potenciómetro -> GPIO 35 del ESP32

Pin izquierdo del potenciómetro -> GND del ESP32

Pin derecho del potenciómetro -> 3.3V del ESP32

En la Figura 25 se muestra la conexión entre los microcontroladores ESP32 y los módulos de radiofrecuencia NRF24L01:

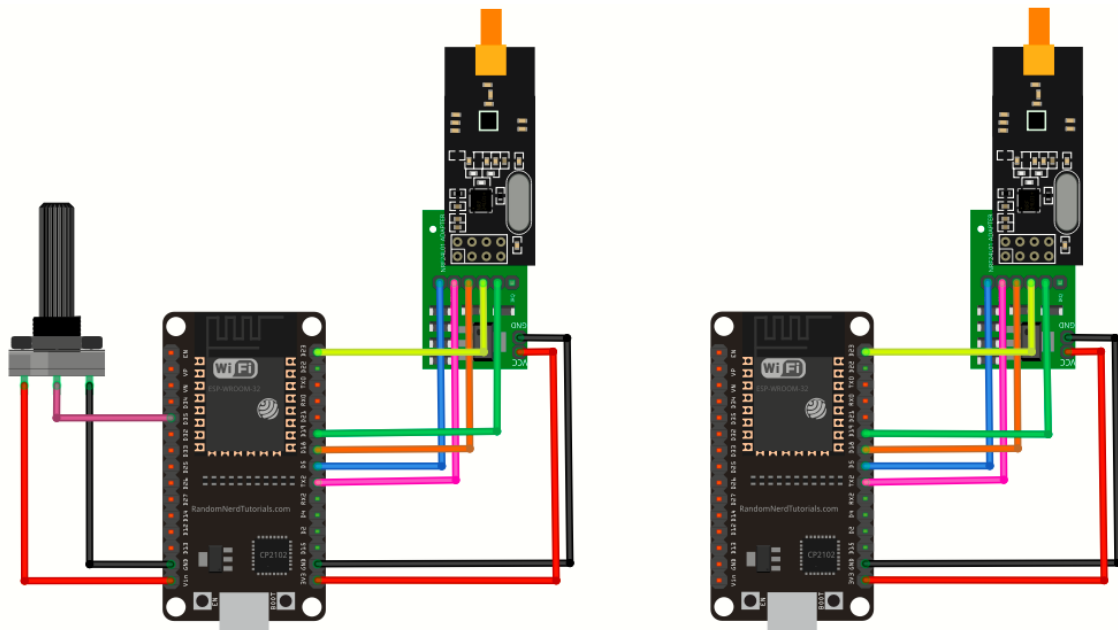


Figura.25. Conexión entre tarjetas de adquisición de datos ESP32 y dispositivos de radiofrecuencia NRF24L01

4.2.7 Diseño del subsistema de alimentación eléctrica

Para el diseño de la etapa de alimentación del dispositivo emisor se tomó primeramente el consumo de cada uno de los componentes que hacen parte del dispositivo emisor, considerando que todo el sistema está alimentado por una batería de litio que está en de 3.7v de 4000mAh de capacidad, se realizó la siguiente lista descriptiva de cada uno de los componentes usados para el correcto funcionamiento del circuito.

Tabla 4. Lista comparativa de voltajes, corrientes y potencias de cada componente

Componente	Voltaje Requerido	Corriente Máxima	Potencia Consumida
ESP32 Devkit V1	5V	200 mA	1W
Módulo NRF24L01	3.3V	12 mA	0.04W
Adaptador para módulo de comunicación NRF24L01+PA+LNA 3.3V	3.3V	10 mA	0.033W
LED (x2)	3.3V	40 mA	0.132W
Regulador AMS1117 de 5.0V	5V	10 mA	0.05W
Fuente dual Convertidor DC-DC regulable DD39AJPA	12V	1.66 A	20W
Circuito EMG	5V	10 mA	0.05W
TOTAL		1.942 A	21.3052W

Teniendo en cuenta que se está usando una batería de 3.7V a 4000mAh, la potencia de la batería es de 14.8 W ($3.7V \times 4000 \text{ mA}$), con el voltaje de la batería y la corriente nominal total consumida por todos los componentes se puede calcular la potencia consumida siendo de 7.18W ($3.7V \times 1.942 \text{ A}$) se puede hallar la autonomía de la batería dividiendo las dos potencias calculadas anteriormente obteniendo un resultado de 2.06 horas o 123.6 minutos aproximadamente de autonomía para la batería considerando que los componentes están usando la corriente máxima de operación.

Cabe recalcar que el cálculo de la autonomía de la batería es solo un estimado de la autonomía real ya que que la capacidad real de la batería puede ser menor que la nominal debido a la degradación de la misma por el uso o por el paso del tiempo.

El diagrama de bloques que muestra la conexión entre todos los componentes requeridos para el funcionamiento del dispositivo emisor se muestra en la figura 26.

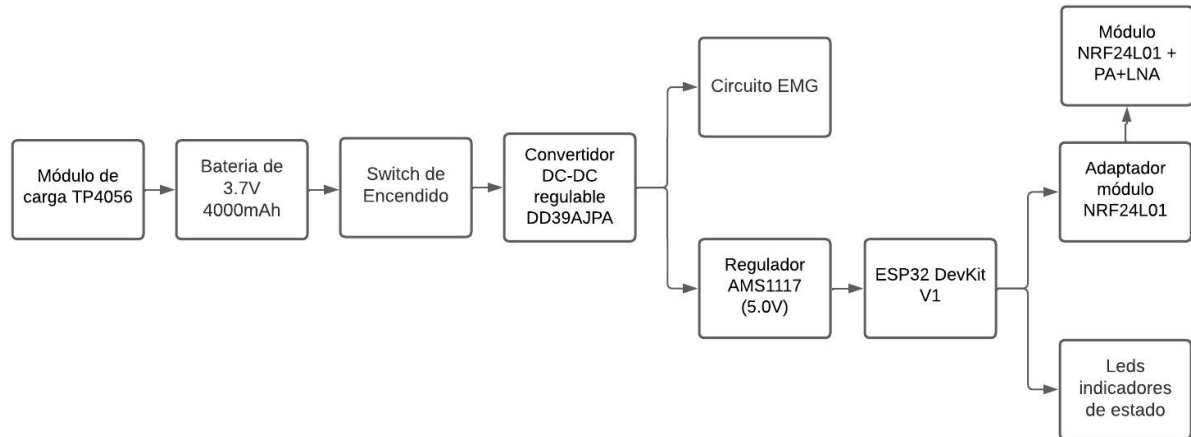


Figura.26. Diagrama de bloques del subsistema de alimentación eléctrica del dispositivo emisor

4.2.8 Diseño de la estructura física del sistema

Para el diseño de la caja del emisor se tomó en cuenta la fuerza mecánica a la que va a estar expuesta la pieza durante la sujeción de la misma a la pierna del paciente, por ende el grosor de las paredes de la pieza son de 5mm, además de los pasadores de agarre de las correas tienen 1cm de grosor con soportes de cada uno de sus extremos que van unidos a la caja principal haciendo un conjunto único como la pieza principal.

En el presente proyecto de grado, se ha tenido en cuenta la importancia de la resistencia mecánica en el diseño de la caja del emisor. Dicha pieza estará sujeta a la pierna del paciente, por lo que se han establecido medidas determinadas para garantizar la durabilidad del producto. En este sentido, se determinó que el grosor de las paredes de la pieza sean de 5 mm de grosor, lo que permitirá soportar las fuerzas a las que quedará expuesta durante su uso.

Además, se han incorporado dos pasadores en dos lados de la caja con un grosor de 1 cm, los cuales cuentan con soportes en cada uno de sus extremos que se unen a la caja principal, formando así un conjunto único que contribuye a la robustez del diseño. Estas características aseguran la estabilidad y la resistencia necesarias para garantizar el buen funcionamiento del dispositivo emisor y su durabilidad en el tiempo para garantizar la fuerza mecánica requerida en el momento de usarlo.

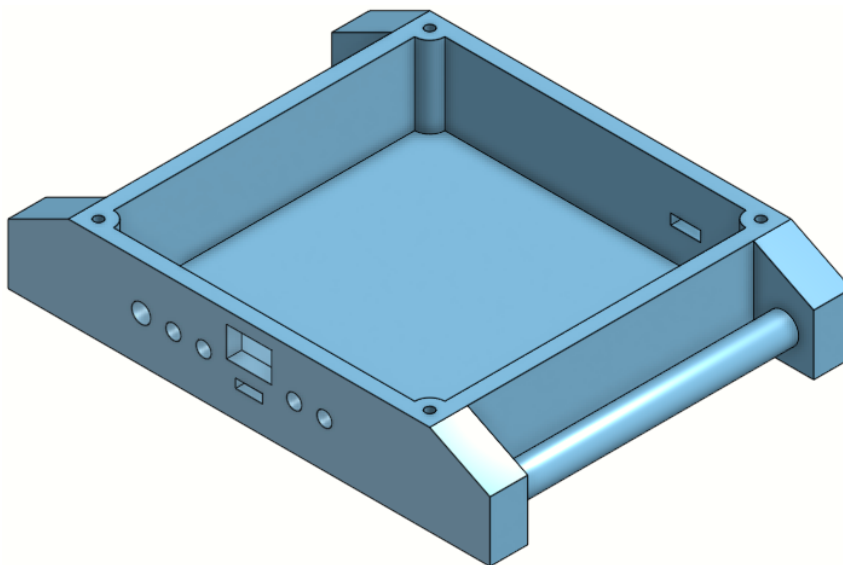


Figura.27. Estructura de caja del dispositivo emisor

La caja de receptor fue diseñada para contener dentro de ella el ESP32 y la antena receptora de datos, está compuesta de un grosor de 3mm en cada una de sus paredes.

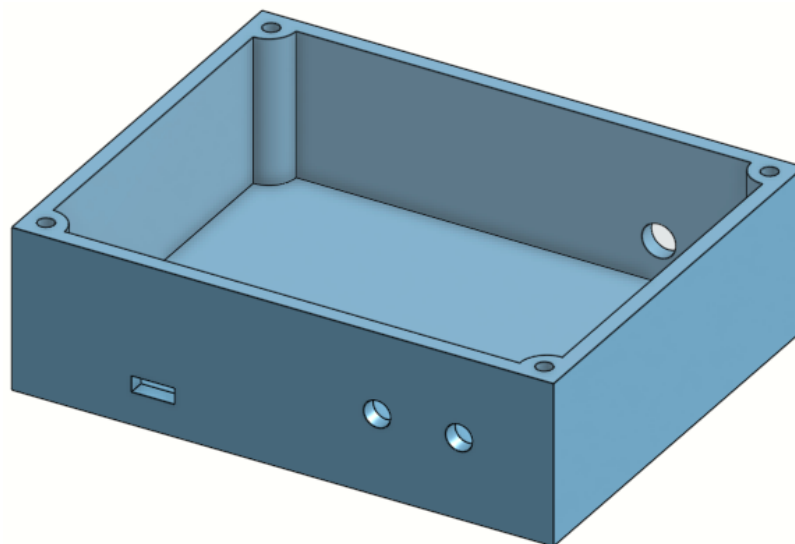


Figura.28. Estructura de caja del dispositivo receptor

El diseño de las demás piezas corresponden a las cubiertas de las cajas de los dispositivos emisor y receptor que básicamente están compuestas de 5mm de grosor, además en cada una de sus esquinas se encuentran los agujeros correspondientes para alinear y unir por medio de tornillos a la caja.

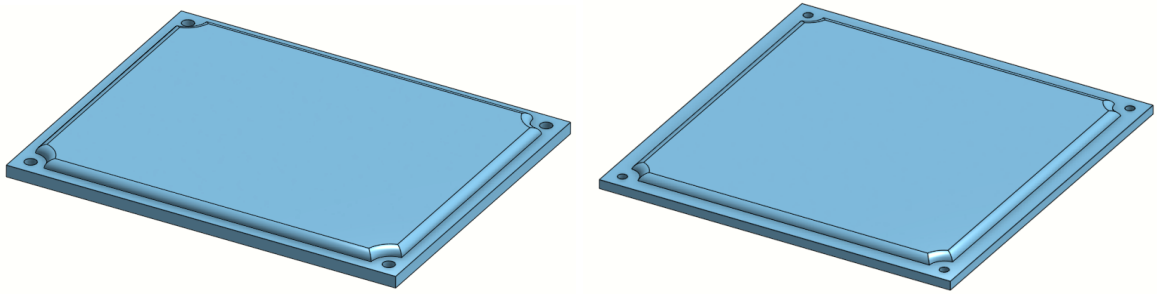


Figura.29. Cubiertas de las cajas del dispositivo emisor y receptor

4.2.9 Protocolo de ubicación de electrodos

Se seleccionaron ciertos músculos para ser evaluados en base a su importancia en la marcha humana, tanto en la fase de apoyo como en la de balance. En particular, se consideran aquellos músculos que participan en el movimiento de la cadera y la rodilla.

El protocolo de ubicación de electrodos en la parte superior de la pierna para la obtención de la electromiografía (EMG), se refiere a un sistema de colocación de electrodos conocido como el sistema de colocación de electrodos de superficie SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles). Este sistema proporciona una guía para la ubicación de los electrodos en los músculos específicos de la pierna para obtener mediciones precisas.

El sistema de colocación de electrodos de superficie SENIAM, es un sistema desarrollado por un grupo de investigadores europeos para estandarizar la ubicación de electrodos en la superficie del cuerpo humano para la medición de la actividad eléctrica muscular mediante electromiografía (EMG). El sistema SENIAM se ha utilizado ampliamente en la investigación y en la práctica clínica en todo el mundo, y ha demostrado ser efectivo para garantizar mediciones precisas y confiables de la actividad muscular [33].

El sistema SENIAM proporciona una guía detallada para la ubicación de electrodos en varios músculos del cuerpo, incluyendo la pierna. El sistema utiliza marcadores anatómicos específicos para ubicar los electrodos en la piel, lo que permite hacer mediciones precisas y comparables de la actividad eléctrica muscular en diferentes estudios, para el caso específico de la pierna, el sistema SENIAM establece una serie de puntos de referencia anatómicos para la

colocación de electrodos en músculos específicos, como el músculo cuádriceps, el músculo sartorio y el músculo tensor de la fascia lata.

A continuación, se detallan las ubicaciones específicas de los electrodos para cada uno de estos músculos, según el sistema SENIAM [34]:

- Músculo cuádriceps: los electrodos se colocan en la parte superior del muslo, con un electrodo colocado en el centro del músculo y otro en el lado externo, aproximadamente a una tercera parte de la distancia desde la cresta iliaca hasta la articulación de la rodilla.
- Músculo sartorio: los electrodos se colocan en la parte superior del muslo, con un electrodo colocado en la parte superior del músculo y otro en la parte inferior, cerca de la rodilla.
- Músculo tensor de la fascia lata: los electrodos se colocan en la parte superior del muslo, con un electrodo colocado en el centro del músculo y otro en el lado externo, aproximadamente a una tercera parte de la distancia desde la cresta iliaca hasta la articulación de la rodilla.

Teniendo en cuenta los requerimientos de este proyecto, se decidió medir la EMG sobre el músculo tibial anterior, el cual, es un músculo ubicado en la parte frontal de la pierna (ver figura 32), que se extiende desde la tibia hasta los huesos del pie. Se optó por medir este músculo, debido a que es esencial en el proceso de la marcha, ya que es responsable de la flexión dorsal del pie, es decir, levantar la punta del pie hacia la espinilla.

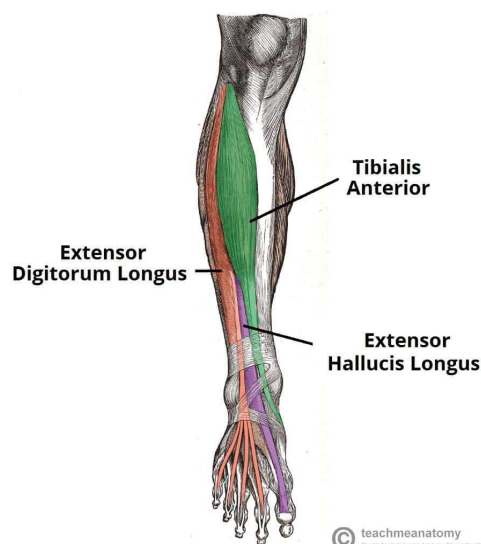


Figura.30. Ubicación del músculo tibial anterior [32]

Durante la fase de apoyo de la marcha, el tibial anterior se activa para controlar el movimiento del pie hacia arriba y mantener el pie en posición neutra, lo que permite un apoyo firme y estable del pie en el suelo. Si el tibial anterior no funciona adecuadamente, puede haber una caída del pie hacia abajo (pérdida de la dorsiflexión) o un balanceo del pie hacia arriba (hiper-dorsiflexión), lo que puede interferir en la marcha y aumentar el riesgo de tropiezos y caídas.

Además de su importancia en la marcha, el tibial anterior también juega un papel importante en otros movimientos, como el levantamiento de objetos, la extensión de la rodilla y la estabilización de la pierna durante la actividad física.

Para el protocolo de ubicación de los electrodos sobre el tibial anterior:

1. Preparación del sitio de colocación:

- Limpiar la piel en el área de colocación de los electrodos con alcohol o una solución similar para eliminar la suciedad y los aceites de la piel.
- Si es necesario, recortar el vello en la zona de colocación para asegurar una buena adherencia de los electrodos a la piel.

2. Colocación de los electrodos:

- Colocar el primer electrodo, llamado electrodo de referencia (ver figura 18, entrada nombrada “MID”), en un lugar cerca del músculo tibial anterior, preferiblemente en el maléolo lateral o la cabeza del peroné.
- Colocar el segundo electrodo, llamado electrodo de tierra (ver figura 18, entrada nombrada “REF/GND”), en una ubicación cercana a la articulación del tobillo, en el hueso del pie o en la pierna.
- Colocar el tercer electrodo, llamado electrodo activo (ver figura 18, entrada nombrada “END”), en el vientre muscular del músculo tibial anterior, aproximadamente a un tercio de la distancia entre la rodilla y el tobillo.

3. Conexión de los electrodos:

- Conectar el electrodo de referencia al puerto de referencia del equipo de EMG.
- Conectar el electrodo de tierra al puerto de tierra del equipo de EMG.
- Conectar el electrodo activo al puerto de registro del equipo de EMG.

4.2.10 Registro cuantitativo de la actividad muscular como método principal de caracterización

Una vez obtenida la señal de EMG, es importante caracterizarla para obtener información cuantitativa que pueda ser analizada por un especialista médico o fisioterapeuta. Como se mencionó en la introducción de este documento, existen datos musculares que se pueden obtener a partir de la señal EMG, los cuales son cruciales para comprender la actividad muscular durante el proceso de marcha. Algunos de los datos más importantes incluyen:

Tiempo de activación del músculo: El tiempo de activación del músculo se refiere al tiempo que tarda el músculo en activarse después de recibir una señal del sistema nervioso central, se visualiza midiendo lapso de tiempo que transcurre desde el inicio de la contracción muscular hasta alcanzar su máxima amplitud, es decir, desde el inicio del potencial de acción de la fibra muscular hasta el momento en que se alcanza la máxima amplitud de la señal electromiográfica (EMG) registrada.

El tiempo de activación del músculo es una medida importante para evaluar la función muscular en diferentes contextos, como el entrenamiento deportivo, la rehabilitación y la evaluación clínica de enfermedades neuromusculares. Por ejemplo, estudios previos han utilizado el tiempo de activación del músculo para evaluar la eficacia de programas de entrenamiento de fuerza y determinar la presencia de disfunción muscular en pacientes con patologías neuromusculares (ver [42]).

Aunque el tiempo de activación del músculo puede ayudar a evaluar la actividad del músculo, existen otros dos datos cuantitativos que son más relevantes para este fin, y estos son los datos que se usarán como método de caracterización de la señal EMG:

Estimación de la fuerza producida por una contracción muscular (medido en porcentaje de tensión máxima): La estimación de la fuerza producida por una contracción muscular se refiere al proceso de determinar la cantidad de fuerza que un músculo está produciendo en un momento dado. Esta información puede ser útil en una variedad de campos, incluyendo la medicina deportiva, la rehabilitación física y la biomecánica.

Una de las formas más comunes de estimar la fuerza muscular es mediante el uso de la electromiografía (EMG), que mide la actividad eléctrica de los músculos. La señal EMG se correlaciona con la fuerza producida por el músculo y, por lo tanto, puede utilizarse para estimar la fuerza muscular en tiempo real.

El método usado para obtener el porcentaje de tensión máxima se describe a continuación [43]:

1. Obtener una señal de EMG del músculo que se está evaluando durante una contracción máxima voluntaria (CMV). La CMV es la máxima fuerza que una persona genera con un músculo específico durante una actividad específica.
2. Calcular el valor RMS (Root Mean Square, medida estadística que representa la amplitud promedio de la señal) de la señal EMG obtenida durante la contracción CMV, el valor RMS representa el nivel de activación muscular durante la contracción máxima.
3. Obtener la amplitud máxima de la señal EMG obtenida durante la CMV.
4. Calcular el porcentaje de tensión máxima (PTM) del músculo mediante la siguiente fórmula:

$$PTM = \left(\frac{\text{Valor RMS de la EMG}}{\text{Amplitud máxima de la EMG}} \right) \times 100 \quad (10)$$

Índice de la fatiga muscular : El índice de fatiga muscular es una medida utilizada para cuantificar la disminución en la capacidad de un músculo para generar fuerza después de una actividad física prolongada y repetitiva. La fatiga muscular puede ser causada por una variedad de factores, como el agotamiento de las reservas de energía en el músculo o la acumulación de metabolitos en el tejido muscular.

El índice de fatiga muscular se puede calcular a partir de una señal electromiográfica (EMG), que mide la actividad eléctrica de los músculos. Hay varios métodos para calcular el índice de fatiga muscular a partir de la señal EMG, pero en general implican medir la amplitud y/o la frecuencia de la señal EMG en diferentes puntos en el tiempo durante un esfuerzo sostenido y comparar estas mediciones con un valor de referencia tomado en reposo o al inicio del esfuerzo.

El índice de fatiga muscular es una herramienta útil para evaluar el rendimiento físico y la capacidad de un atleta para realizar una tarea repetitiva durante un período prolongado de tiempo. También puede ser útil en la evaluación y tratamiento de trastornos neuromusculares y en la rehabilitación después de lesiones musculares.

El método usado para obtener el porcentaje de tensión máxima se describe a continuación [43]:

1. Realizar una actividad física que provoque fatiga muscular (en nuestro caso la realización del proceso de marcha).
2. Registrar la actividad eléctrica del músculo mediante la EMG.
3. Analizar los datos de la EMG para determinar la fatiga muscular, una forma de hacerlo es utilizar el cociente entre la amplitud de la señal de EMG en el inicio de la actividad y la amplitud de la EMG en un punto de fatiga determinado.

La medición de la fatiga muscular se realizará dividiendo la amplitud de la señal EMG después de determinada la actividad de marcha, por la amplitud de la señal al inicio, cuanto más bajo sea el índice de fatiga muscular, mayor será la fatiga muscular en el músculo evaluado. Es importante tener en cuenta que para que este índice de fatiga muscular sea apreciable es necesario una actividad física prolongada, tentativamente de 3 minutos como mínimo.

4.2.11 Efecto de la edad y el género en la señal de EMG

La señal de electromiografía (EMG) de la pierna y del músculo tibial anterior en particular puede verse afectada por la edad y el género de la una persona de varias maneras. En cuanto a la edad, se ha observado que la amplitud de la señal EMG del músculo tibial anterior puede disminuir con la edad en personas mayores de 60 años, especialmente durante la contracción isométrica. Además, se ha observado que la duración de la señal EMG puede ser más larga en personas mayores, lo que puede ser una indicación de una disminución en la velocidad de conducción nerviosa.

En un estudio publicado en el Journal of Electromyography and Kinesiology en 2015 [38], los investigadores midieron la señal EMG del músculo tibial anterior en personas mayores de 60 años durante la contracción isométrica, encontraron que la amplitud de la señal EMG disminuyó con la edad y que la duración de la señal EMG fue más larga en personas mayores.

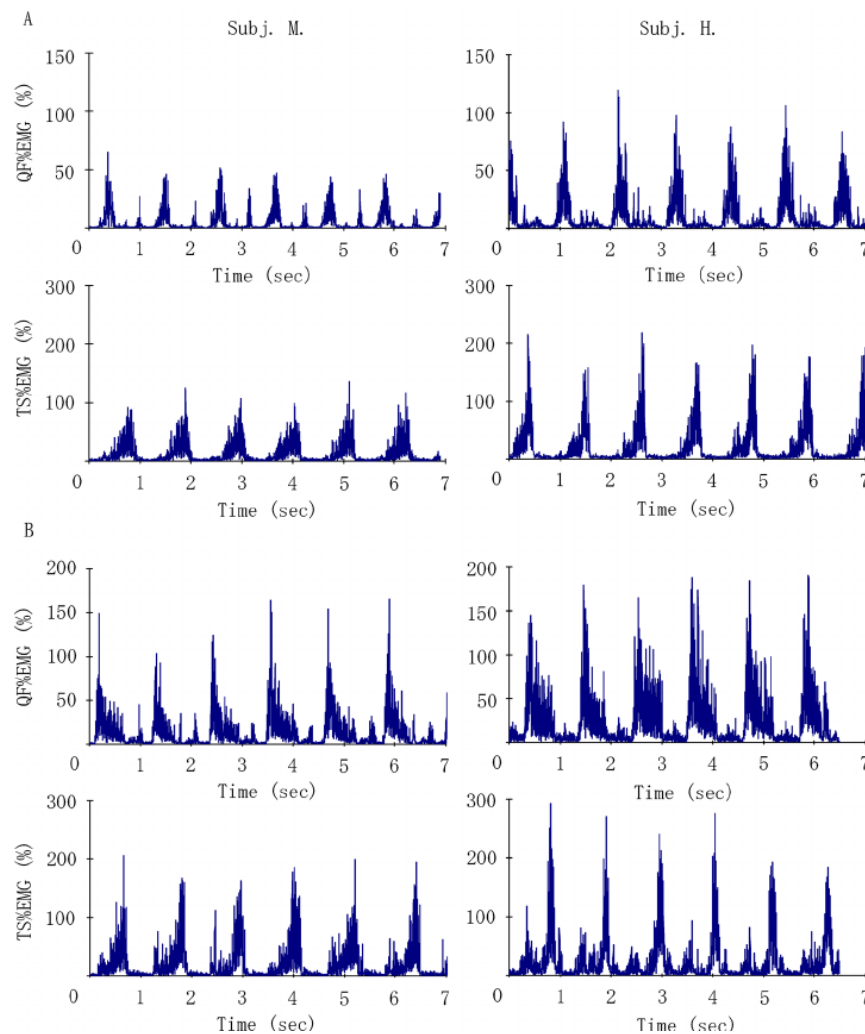


Figura.31. Comparación EMG (hombre joven vs hombre mayor) [39]

En la figura 31 se tiene la comparación de la actividad muscular en un hombre joven de 22 años (panel izquierdo) y en un hombre mayor de 60 (panel derecho) durante diversas acciones físicas medidas mediante electromiografía (EMG). Se midió la actividad media de tres músculos en los cuádriceps (QF) y los músculos de la pantorrilla (TS), las acciones físicas evaluadas incluyeron caminar normalmente, subir y bajar escaleras, levantarse y sentarse en una silla, y hacer elevaciones de pantorrilla.

En cuanto al género, se ha observado que las mujeres tienden a tener una actividad EMG más baja en el músculo tibial anterior que los hombres durante la marcha y otras actividades dinámicas. Esto puede deberse a diferencias en la composición muscular y la fuerza muscular entre los géneros [40]. En el mismo estudio [40], los investigadores midieron la señal EMG del músculo

tibial anterior en hombres y mujeres durante la marcha y otras actividades dinámicas, encontraron que las mujeres tenían una actividad EMG más baja en el músculo tibial anterior que los hombres durante la marcha y otras actividades dinámicas.

Es importante tener en cuenta que la edad y el género son sólo dos factores que pueden afectar la señal EMG del músculo tibial anterior, y que otros factores, como la salud general, el estado físico y la actividad física, también pueden tener un impacto significativo en la señal EMG registrada. Además, los patrones de activación muscular del músculo tibial anterior pueden variar según la tarea y la posición de la pierna, por lo que los efectos de la edad y el género pueden depender de la actividad específica que se está midiendo.

En la sección de resultados, se presentan los resultados de las pruebas de medición de la actividad electromiográfica (EMG) durante el proceso de marcha, realizadas en distintos grupos de personas y teniendo en cuenta factores fisiológicos como la edad, el género y el peso de los 5 participantes. Asimismo, se describen las características físicas de las pruebas, incluyendo la distancia y duración de cada medición, y se realiza un análisis detallado de cada registro de EMG.

4.2.12 Implementación física de los dispositivos

Para la fabricación de las 4 piezas que componen a los dispositivos emisor y receptor se realizó por medio de impresión 3D utilizando un filamento color negro de material ABS en donde la pieza principal fue impresa con una calidad alta y con un relleno de 70% debido a la fuerza a la que va a ser sometida la pieza cuando la banda de sujeción este adherida a la pierna de la persona, mientras que las otras 3 piezas fueron impresas con una calidad media y con un 30% de relleno entre sus paredes ya que estas no van a estar ejerciendo fuerza constante durante su uso.

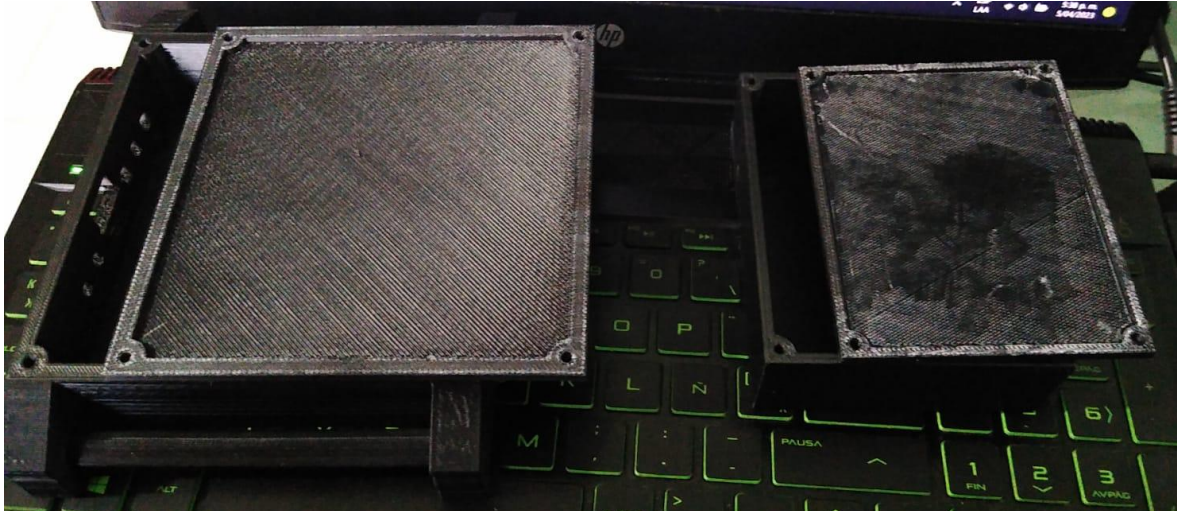


Figura.32. Cajas y tapas del dispositivo emisor y receptor

Para el ensamblaje entre las cajas y las tapas correspondientes para cada dispositivo se usaron tornillos golosos para hacer las muescas entre los orificios ubicados en las esquinas de cada pieza y por ende generar la sujeción necesaria para mantener unidas las dos piezas con los tornillos.

Debido al espacio reducido para hacer el ensamble de los componentes dentro de las cajas se optó por el uso de cables hembra-hembra de 10 cm de largo necesarios para optimizar el espacio en lo máximo posible, además la ubicación de cada uno de los componentes está debidamente planeada para que el espacio sea el suficiente para dejar una separación entre los mismos y además espacio para ubicar los cables de la fuente de alimentación, además de considerar que se está tratando con señales fisiológicas del cuerpo y voltajes provenientes de una fuente dual se usó cable de audio que permite reducir al mínimo las interferencias externas. En la figura 33 se puede observar las conexiones del dispositivo emisor y en la figura 34 se puede observar la conexiones del dispositivo receptor.

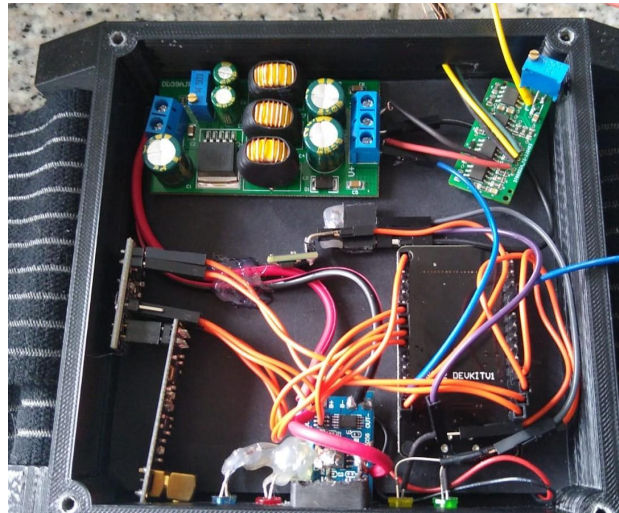


Figura.33. Componentes interconectados dentro del dispositivo emisor

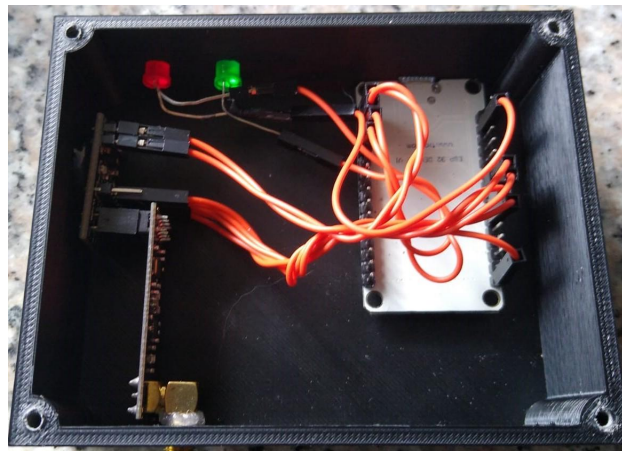


Figura.34. Componentes interconectados dentro del dispositivo receptor

En la figura 35, figura 36 y en la figura 37 se puede observar distintas fotografías de los dispositivos montados y completamente sellados.



Figura.35. Vista del dispositivo emisor completamente sellado



Figura.36. Vista del dispositivo receptor completamente sellado



Figura.37. Vista del dispositivo emisor sujeto a la pierna

4.2.13 Metodología para adquisición EMG

El dispositivo emisor debe ir sujeto a cualquiera de las dos piernas de la persona, los electrodos tienen que ir adheridos a la piel de la persona sobre el músculo, tomando en cuenta la ubicación de los electrodos en la pierna para su posterior medición, también hay que tener en cuenta que el dispositivo emisor debe de estar encendido observando el estado de los leds del dispositivo emisor, se puede observar en la figura 38 la forma en la que el dispositivo emisor va sujeto sobre la pierna del paciente.

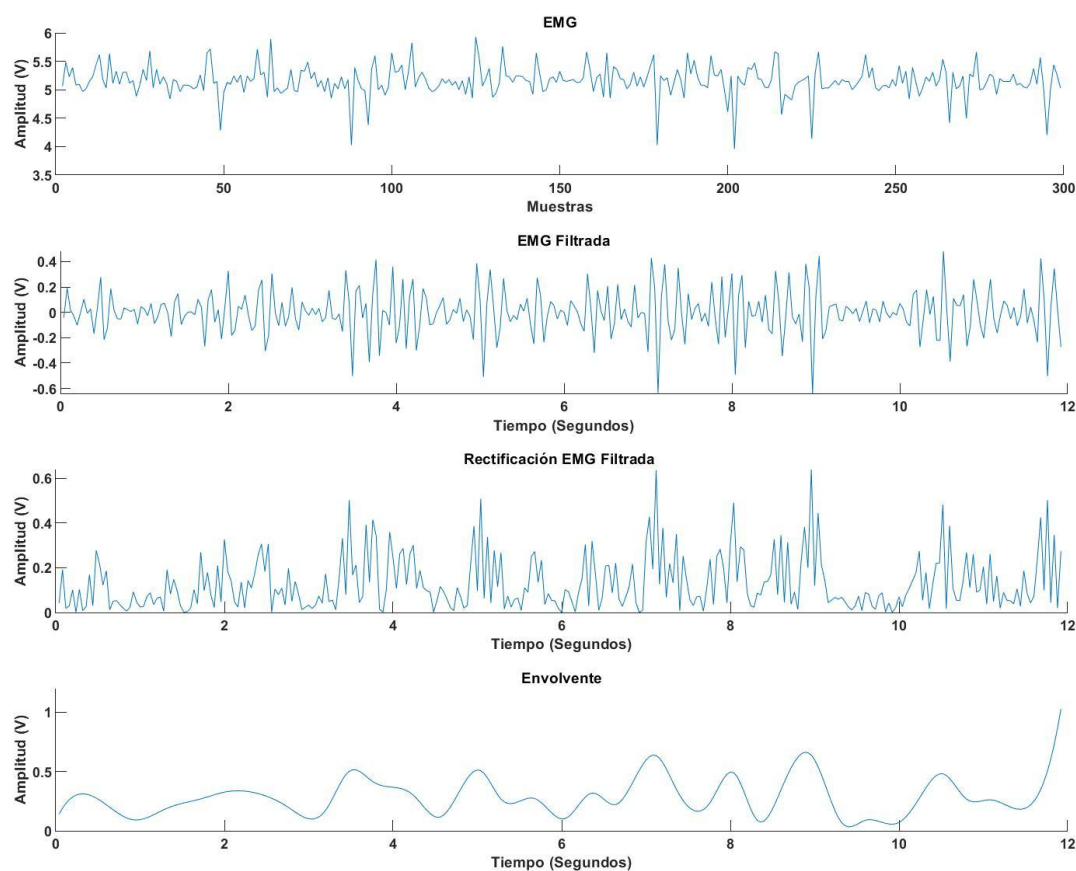


Figura.38. Señal EMG original, filtrada, rectificada y envolvente

Por otro lado, el dispositivo receptor debe estar conectado a una computadora con el software de la interfaz gráfica instalada, es importante destacar que el receptor también cuenta con indicadores LED del estado de la comunicación inalámbrica entre el dispositivo emisor y el receptor. Una vez conectado, se podrá visualizar la medición en tiempo real a través de la interfaz de usuario, es importante señalar que la medición sólo comienza cuando la persona encargada lo indica.

4.2.14 Metodología de procesamiento EMG

Se debe tener como parámetro de medición de la señal EMG que las personas escogidas para las pruebas tengan un rango de edad de 15 a 60 años de edad, teniendo en cuenta que estas personas ya han alcanzado la madurez en su caminata para así evitar variaciones en las pruebas a realizar tomando en cuenta que se realizarán bajo las mismas condiciones, el terreno en el que realizará la prueba debe ser liso y sin pendiente alguna [37].

En el marco de la evaluación realizada, se llevó a cabo un análisis detallado de las lecturas obtenidas para estudiar el comportamiento de los músculos aductores largos, vasto medio, semitendinoso y glúteo mayor, que desempeñan un papel fundamental en el proceso de la marcha. Se demostró un patrón cíclico en la actividad electromiográfica de estos músculos, lo que sugiere que existe una relación estrecha entre su función y el movimiento de la marcha.

4.3 Descripción Técnica del Producto

4.3.1 Diagramas de bloques del prototipo final

En la figura 39 se muestra el diagrama de entradas y salidas del sistema de caracterización de señales EMG como tal en donde se desarrolló el dispositivo emisor y receptor.

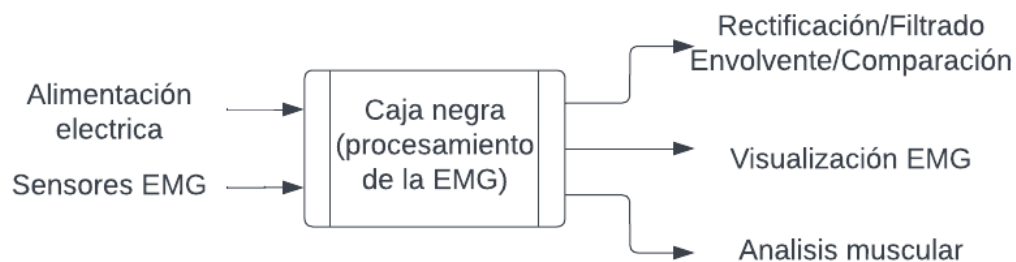


Figura.39. Diagrama de entradas y salidas del sistema de caracterización de señales EMG

El diagrama de la figura 40 se expande a más profundidad dentro de los dispositivos de emisión y recepción en donde se incluyen los bloques que representan a los componentes que componen a cada dispositivo siguiendo sus respectivas conexiones.

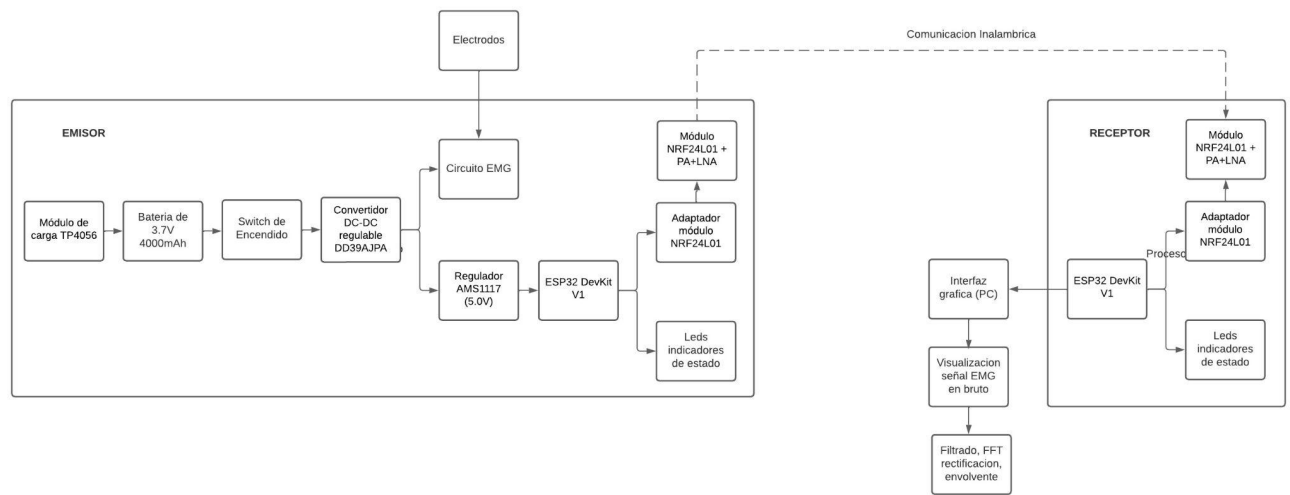


Figura.40. Diagrama de bloques del sistema

4.3.2 Hardware de la etapa de alimentación eléctrica

La alimentación del dispositivo emisor se conforma principalmente en dos partes:

1. Alimentación del ESP32 y el módulo de radiofrecuencia NRF24L01.
2. Alimentación del sensor EMG.

El sistema de alimentación para el ESP32 del dispositivo emisor consta básicamente de un circuito integrado TP4056 ideal para cargar baterías de litio (Li-Ion), se trata de un chip que integra un circuito de carga lineal, un sistema de protección contra sobrecarga, un sistema de protección contra descarga excesiva y un sistema de protección contra cortocircuitos y permite tomar como suministro máximo de 5v a 1A para cargar la batería. Se adaptó una batería de litio de 3.7v de 4000mA para alimentar una fuente dual regulable de 3.6 - 30v que posteriormente servirá para alimentar el sensor EMG y retroalimentar un regulador de voltaje de 5.0V para alimentar al ESP32.

El ESP32 se puede alimentar con un rango de voltaje de 2.2V a 3.6V, siendo recomendable proporcionar una alimentación estable de 3.3V al ESP32 desde sus pines de alimentación para un rendimiento óptimo, además de esto se agregó un switch de doble posición entre la salida del regulador y el ESP32 para agregar la funcionalidad de inicio y apagado.

Para suministrar al circuito EMG se requiere una fuente dual de alimentación con salida positiva y negativa, se escogió un convertidor DC-DC regulable de tipo conmutado elevador para poder cumplir con dicha tarea, la fuente tiene una salida dual regulable desde $\pm 3.3\text{V}$ hasta $\pm 24\text{V}$ y el voltaje de entrada permitido para alimentar al módulo es de 3.6V hasta 30V , rango de voltaje ideal para alimentar a los amplificadores que componen al circuito EMG.

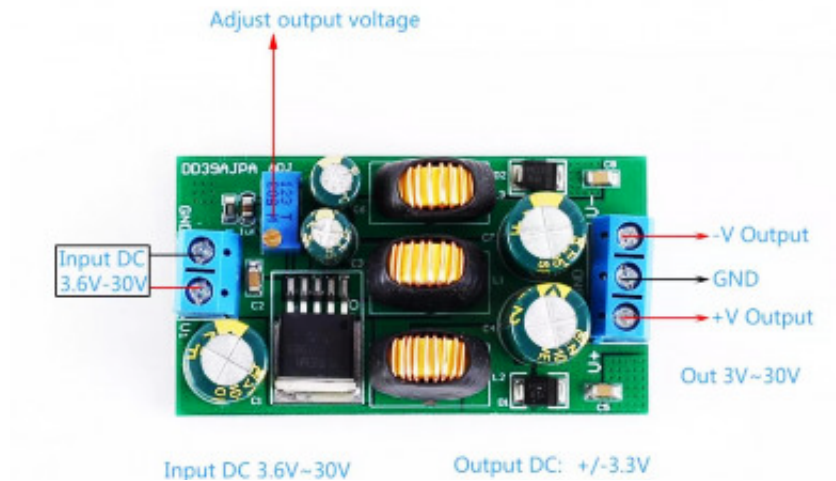


Figura.41. Convertidor DC-DC regulable [22]

El sistema se compone de diversas conexiones, comenzando por el módulo de carga de la batería, además se requiere una fuente dual regulable para suministrar de energía al circuito EMG y por medio de un regulador de voltaje de 5V conectado en la salida positiva de la fuente dual alimentar al ESP32.

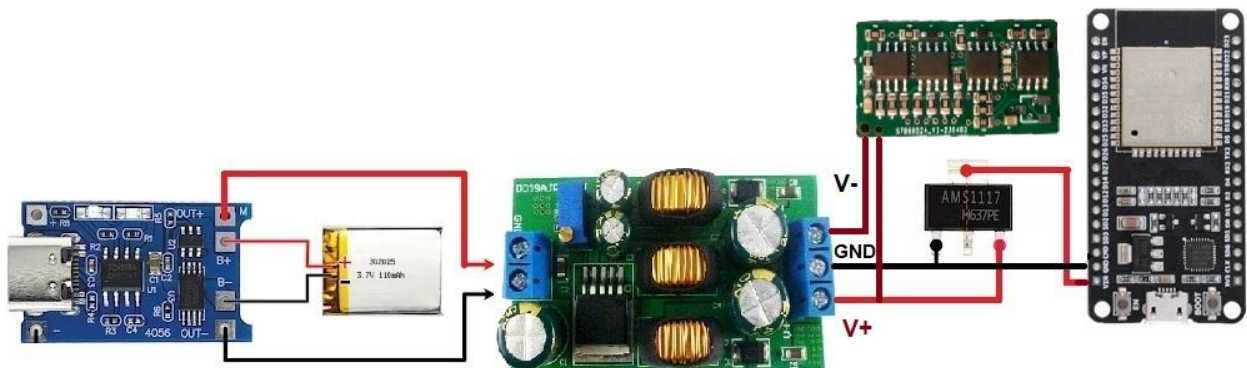


Figura.42. Conexión sistema de alimentación del dispositivo emisor

4.3.3 Diseño final de la estructura física del prototipo

La estructura de todas las piezas que componen el dispositivo emisor y receptor fueron impresas en 3D en material ABS considerando que las piezas correspondientes a la caja del dispositivo receptor y las cubiertas de ambas cajas están impresas en 3D con un relleno de 30% teniendo en cuenta que el precio era inferior respecto a la pieza principal del dispositivo emisor que contiene dentro de su interior los componentes, dicha pieza está compuesta por un relleno del 70% en el proceso de impresión 3D priorizando la calidad y resistencia de la pieza debido al estrés a la que va a estar expuesta cuando esté sujeta a la pierna de la persona mientras esté en el proceso de la marcha.

Las dimensiones de la caja del dispositivo receptor son de 100 mm de largo , 80 mm de ancho y 30mm de alto mientras que su tapa o cubierta corresponde tiene las mismas dimensiones de largo y ancho pero la altura es de 5mm, en la figura 43 se puede apreciar los planos de la caja del dispositivo receptor con sus dimensiones y medidas correspondientes.

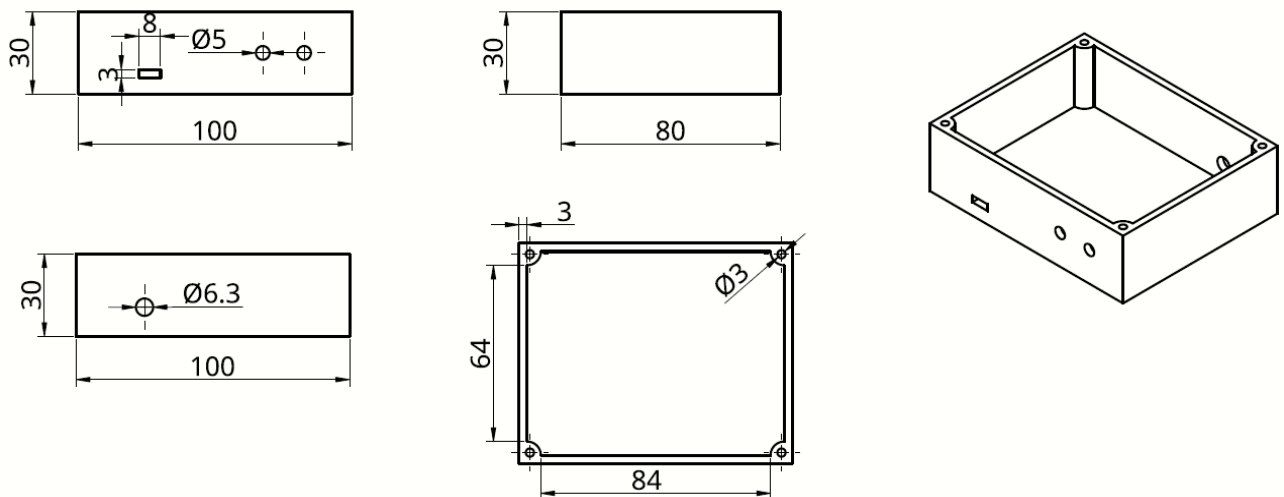


Figura.43. Planos de la caja del dispositivo receptor

En la figura 44 se pueden apreciar los planos de la tapa o cubierta que corresponden al dispositivo receptor con sus dimensiones y medidas correspondientes.

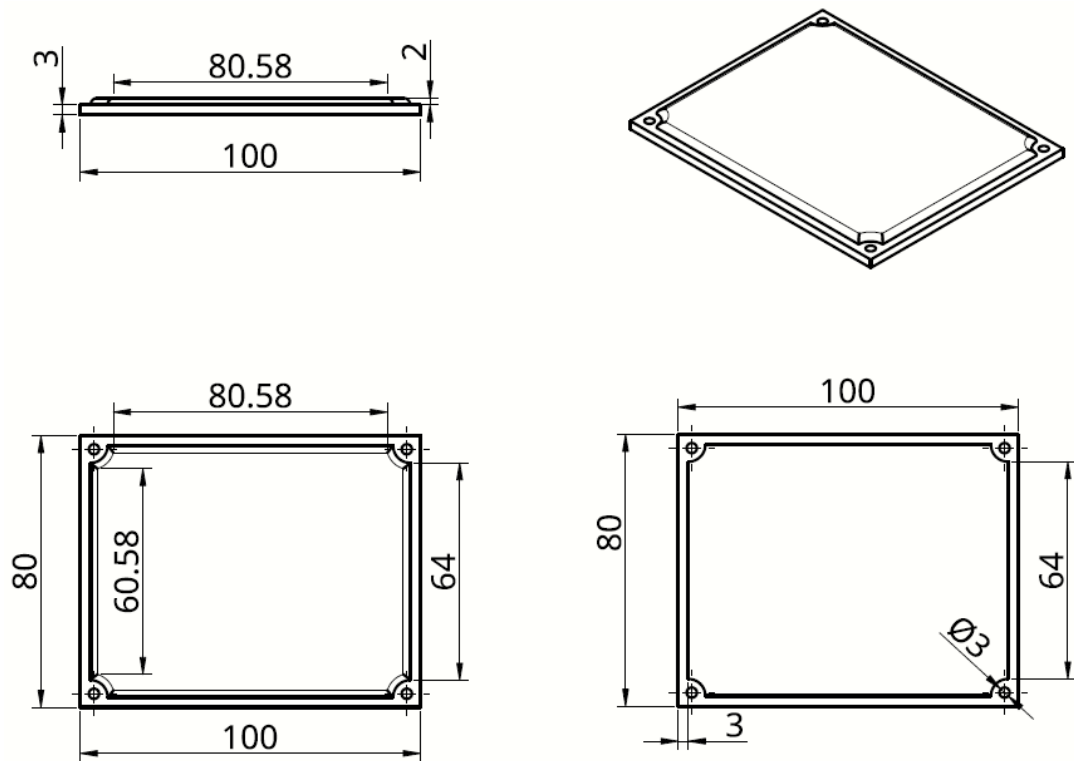


Figura.44. Planos de la tapa correspondiente a la caja del dispositivo receptor

En la figura 45 se puede observar las dos piezas anteriores ya impresas en 3D y ensambladas.



Figura.45. Diseño final de la piezas del dispositivo receptor

Las dimensiones de la caja del dispositivo emisor son de 160 mm de largo , 12 mm de ancho y 30mm de alto mientras que su tapa o cubierta corresponde tiene las mismas dimensiones de largo y ancho pero la altura es de 5 mm, para sujetar el dispositivo emisor a la pierna de la persona se usó una banda elástica con velcro que va de extremo a extremo y correo por debajo del dispositivo emisor, en la figura 46 se puede apreciar los planos de la caja del dispositivo emisor con sus dimensiones y medidas correspondientes.

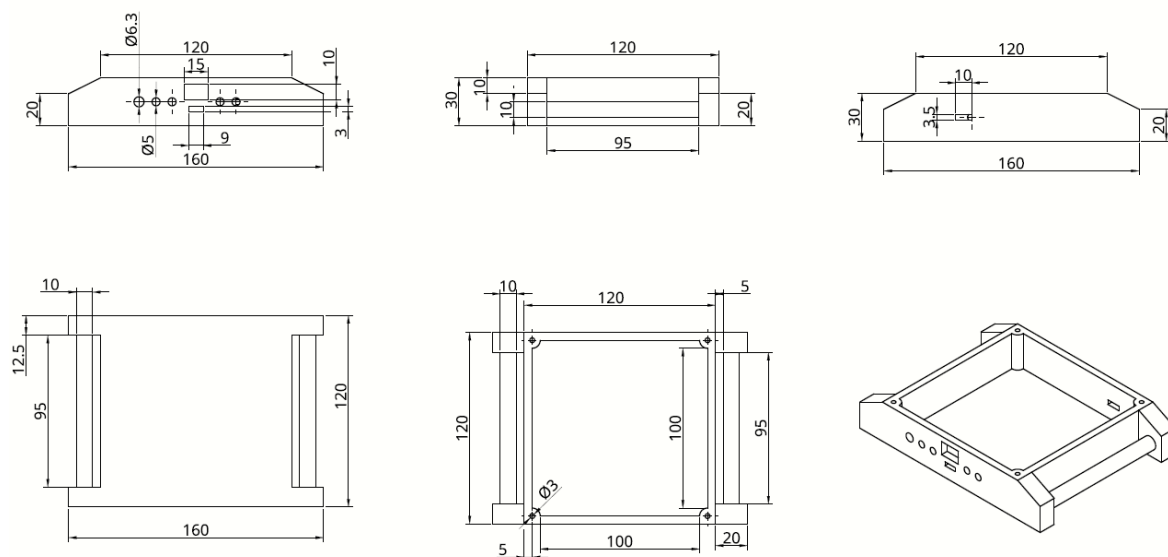


Figura.46. Planos de la caja del dispositivo emisor

En la figura 47 se pueden apreciar los planos de la tapa o cubierta que corresponden al dispositivo emisor con sus dimensiones y medidas correspondientes.

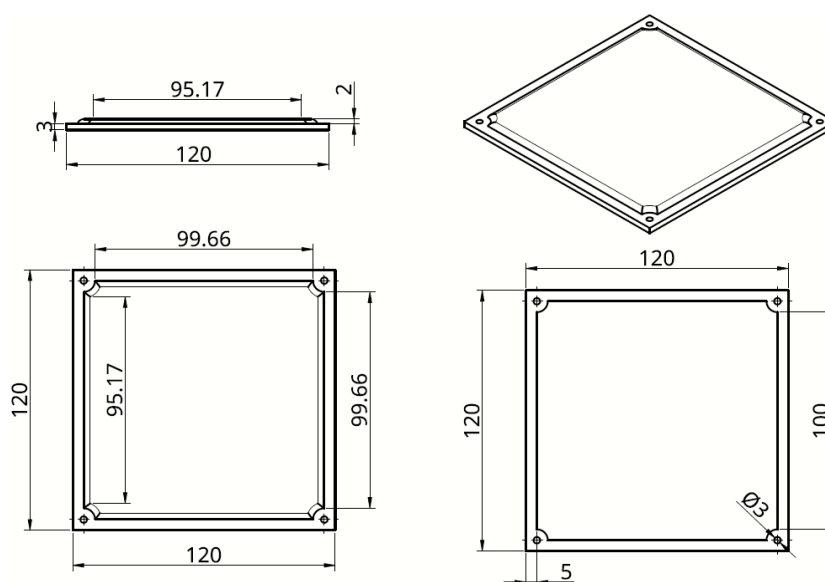


Figura.47. Planos de la tapa correspondiente a la caja del dispositivo emisor

En la figura 48 se puede apreciar el diseño final de las piezas del dispositivo emisor ensamblado y la ubicación de la banda de sujeción.



Figura.48. Diseño final de la piezas del dispositivo emisor

4.3.4 Lista de partes utilizadas

Para el desarrollo de la PCB del circuito EMG:

Tabla 5. Lista de partes utilizadas para el desarrollo de la PCB

Qty	Comment	Device	Package	Designator
4		LM2904DR2G	SOIC8	U1, U2, U3,U5
1		POTENTIOMETER-S3223G	SURFACEMOUNTPOT	X1
1	10000pF	SURFACEMOUNT-CC1310	C1310	C3
2	100k	RESISTORS-M0805	SURFACEMOUNT	R2, R4
8	10k	RESISTORS-M0805	SURFACEMOUNT	R1, R3, R7,R11, R12, R13, R14, R15
3	150k	RESISTORS-M0805	SURFACEMOUNT	R8, R9, R10
2	1M	RESISTORS-M0805	SURFACEMOUNT	R5, R6

2	1N4148	SURFACEMOUNT-DIODE	SOD323_ST	D1, D2
1	1k	RESISTORS-M0805	SURFACEMOUNT	R18
3	1uF	SURFACEMOUNT-CC1310	C1310	C1, C2, C4
2	82k	RESISTORS-M0805	SURFACEMOUNT	R16, R17

Los componentes utilizados para el desarrollo del dispositivo emisor y el receptor son:

Tabla 6. Lista de partes utilizadas para el desarrollo del sistema inalámbrico

Componente	Cantidad
ESP32 DevKit V1	2
NRF24L01 + PA+LNA	2
Adaptador para módulo de comunicación NRF24L01+PA+LNA	2
TP4056	1
Leds indicadores de estado	4
Batería de litio (3.7v 4000mA)	1
Switch de doble posición	1
Regulador AMS1117 (5.0V)	1
Convertidor DC-DC regulable DD39AJPA	1

4.3.5 Especificaciones generales del prototipo

Para el dispositivo receptor se cuentan con las siguientes especificaciones generales:

Tabla 7. Listado de especificaciones generales del dispositivo receptor

Entradas del sistema	Puerto de entrada de conexión micro usb para comunicación entre una computadora y el ESP32
Salidas del sistema	Conector SMA hembra para la conexión de la antena
Indicadores de estado	Leds indicadores de estado de conexión establecida (led color verde), conexión no establecida (led color rojo)

Las entradas para el dispositivo receptor es más específicamente para su alimentación debido a que este debe estar conectado a una computadora siempre para que la interfaz pueda graficar los datos que llegan a este, cuenta con leds indicadores de estado que muestra el estado de la

comunicación del sistema. La única salida del dispositivo receptor es un conector SMA específico para conectar la antena que amplifica la señal entre ambos dispositivos.

Para el dispositivo emisor se cuentan con las siguientes especificaciones generales:

Tabla 8. Listado de especificaciones generales del dispositivo emisor

Entradas del sistema	Puerto de entrada de conexión módulo de carga de la batería
Salidas del sistema	Conector SMA hembra para la antena y puerto para el cable con electrodos
Indicadores de estado	Leds indicadores de estado de emisión de datos funcionando correctamente (led color verde), emisión de datos funcionando incorrectamente (led color amarillo)
Indicadores de carga	Leds indicadores de carga de la batería, batería cargando (led color rojo), batería cargada (led color azul)
Switch de encendido	Interruptor de doble posición de encendido y apagado del sistema

La única entrada del sistema es el conector de carga de la batería por medio del módulo TP4056 que junto a sus respectivos leds indicadores de carga muestran el estado de la batería (cargando o carga completa), por otro lado están las salidas del dispositivo emisor que básicamente es un conector SMA específico para conectar la antena que amplifica la señal entre ambos dispositivos y el puerto para el cable con los electrodos, considerando que están dos leds indicadores de estado que indican si el dispositivo está emitiendo datos o por el contrario hay algún problema y no los está emitiendo.

5. RESULTADOS Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

El prototipo final fue probado mediante ejercicios (proceso de marcha) con cuatro pacientes de prueba con el objetivo de analizar la actividad muscular. Durante estas pruebas, se utilizó la técnica de adquisición de electromiografía (EMG) para recolectar información muscular y medir la actividad eléctrica de los músculos. Estas pruebas son importantes para determinar la efectividad del dispositivo en la medición y monitoreo de la actividad muscular de los pacientes, lo que puede ser útil en el tratamiento de lesiones o enfermedades musculares, así como en la recuperación después de una cirugía.

En la figura 49 se tiene la primera prueba realizada, en la cual se realizó el proceso de marcha en una distancia de 10 metros a una velocidad estándar de caminata de 4km/h.



Figura.49. Primera prueba de funcionamiento

A continuación se presenta en la figura 50 la primera prueba llevada a cabo, se puede observar la actividad muscular en los picos y cuando se presenta una relajación del músculo se puede evidenciar valles en las gráficas.

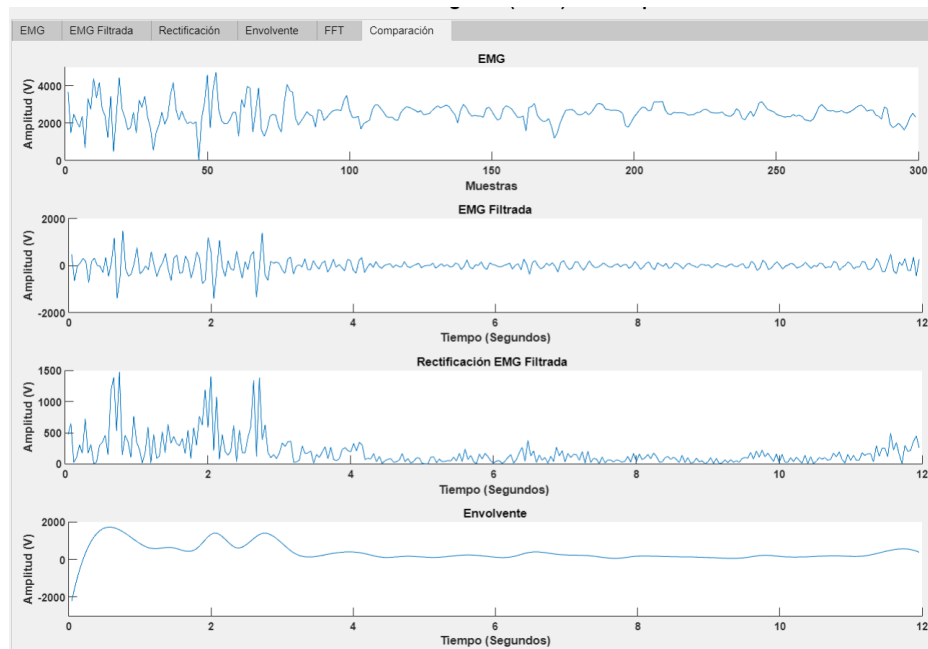


Figura.50. Primera prueba de funcionamiento (matlab)

En la figura 51 se muestra la segunda prueba llevada a cabo, en esta prueba solo se presenta el análisis obtenido en Matlab, en esta prueba se ejecutó el proceso de caminata a una velocidad mayor de 6 km/h en una distancia también de 10 metros, en donde se puede observar a actividad muscular en se observa picos y cuando se presenta una relajación del músculo se pueden ver valles en las gráficas.

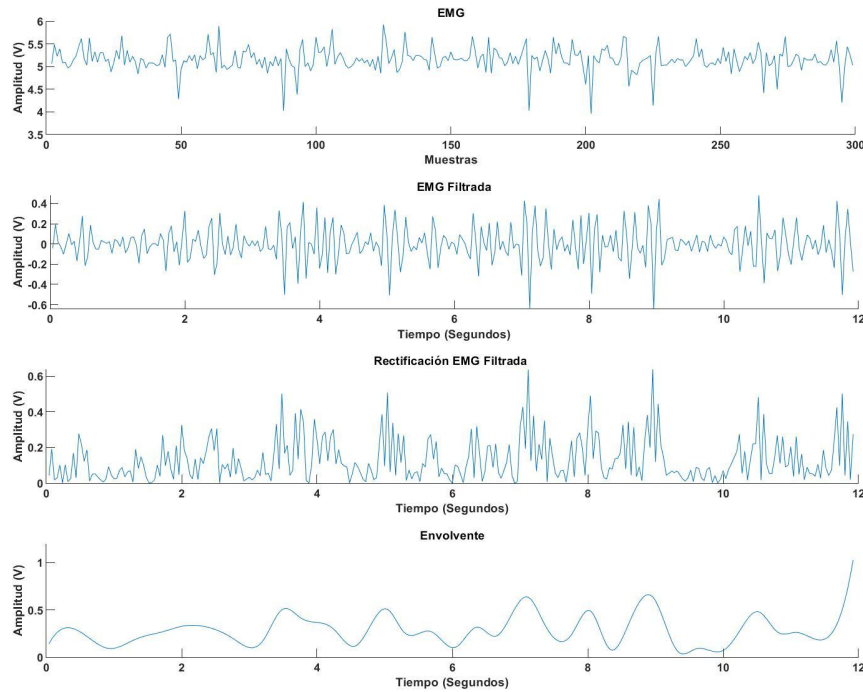


Figura.51. Segunda prueba de funcionamiento (matlab)

Se llevaron a cabo pruebas en cuatro pacientes con el objetivo de evaluar el impacto de diferentes frecuencias de muestreo en la calidad de la señal adquirida. Para ello, se utilizó un ambiente controlado de 6 metros de distancia en donde la persona va y viene de forma constante hasta que el tiempo se cumpla.

Cabe destacar que se consideró que el tiempo es igual a la cantidad de muestras sobre la frecuencia de muestreo, lo cual permitió establecer una relación clara entre la duración de la prueba y la frecuencia de muestreo empleada.

Al utilizar una colección de resultados de diferentes pacientes, se variaron las frecuencias y tiempos de medición dentro de cada paciente para obtener una visión más completa y representativa de la actividad electromiográfica del músculo tibial anterior durante la marcha. Al incluir múltiples pacientes, se evita la dependencia de un solo individuo y se pueden identificar

patrones comunes y diferencias individuales. Además, al variar las frecuencias y tiempos de medición, se capturan diferentes aspectos de la actividad muscular y se analizan diferentes etapas del ciclo de marcha. Esto proporciona una comprensión amplia de la función del músculo tibial anterior durante el movimiento.

En este sentido, las distintas frecuencias de muestreo en cada prueba, buscan obtener una mayor cantidad de datos para su posterior análisis y procesamiento. La utilización de un ambiente controlado permitió minimizar el impacto de factores externos en los resultados obtenidos, garantizando la validez de los mismos.

Una vez finalizadas las pruebas, se procedió a realizar un análisis de los datos obtenidos, a fin de evaluar el impacto de cada una de las frecuencias de muestreo empleadas en la calidad de la señal adquirida. Los resultados obtenidos constituyen un importante aporte al campo de estudio en el que se inscribe este proyecto, abriendo nuevas perspectivas para futuras investigaciones.

Las cuatro personas tienen las siguientes características, considerando que todas las mediciones se hicieron sobre la pierna derecha y que la señal fue amplificada 100 veces para la mejor visualización de la misma sobre el eje vertical:

1. 18 años de edad, 42 kg de peso y estatura de 1.57m (Mujer).
2. 50 años de edad, 60 kg de peso y estatura 1.70m (Hombre).
3. 75 años de edad, 55 kg de peso y estatura 1.53m (Mujer).
4. 22 años de edad, 60 kg de peso y estatura 1.75m (Hombre).

1. Persona 1:

A continuación, se muestran las gráficas obtenidas de en diferentes pruebas variando las muestras y frecuencia de muestreo de la medición:

25Hz 750 Muestras (30 segundos):

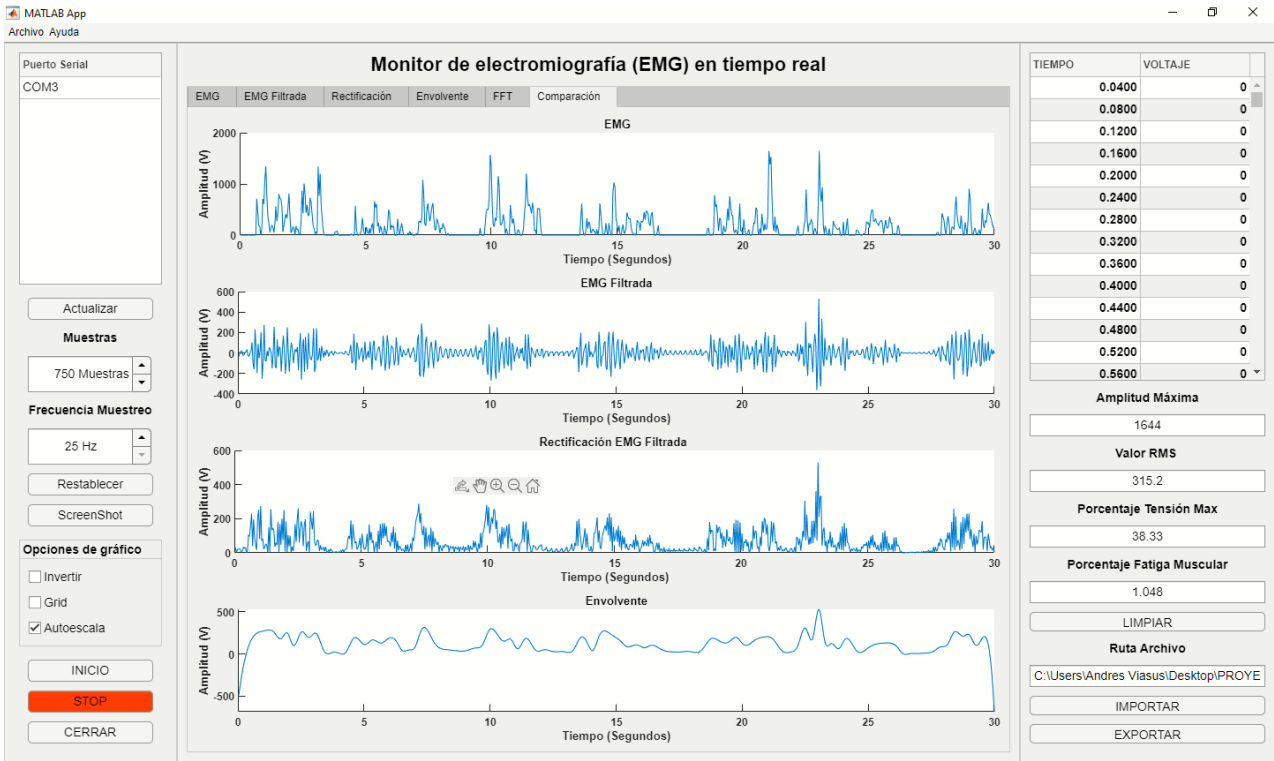


Figura.52. Persona 1 - Prueba 30 segundos (750 Muestras - 25Hz)

En la Figura 52 se muestran los resultados de la evaluación de la persona 1, utilizando 750 muestras a una frecuencia de 25Hz. Se pueden distinguir 7 unidades motoras distribuidas en intervalos de aproximadamente 3 a 4 segundos, con picos de amplitud amplificada de entre 500 y 1500V. A continuación se muestran los resultados obtenidos al realizar diversas pruebas al pruebas a la persona 1 censada, sin embargo, para esta persona y las demás censadas, el análisis cuantitativo exhaustivo (caracterización) se realizó sobre la pruebas de 25Hz 1500 Muestras (60 Segundos), se determinó que estas pruebas eran en general las que resultaron más consistentes al tener en cuenta que la adquisición de la EMG está sujeta a imperfecciones de ruido, interferencia de frecuencias, etc.

35Hz 750 Muestras (21.42 Segundos):

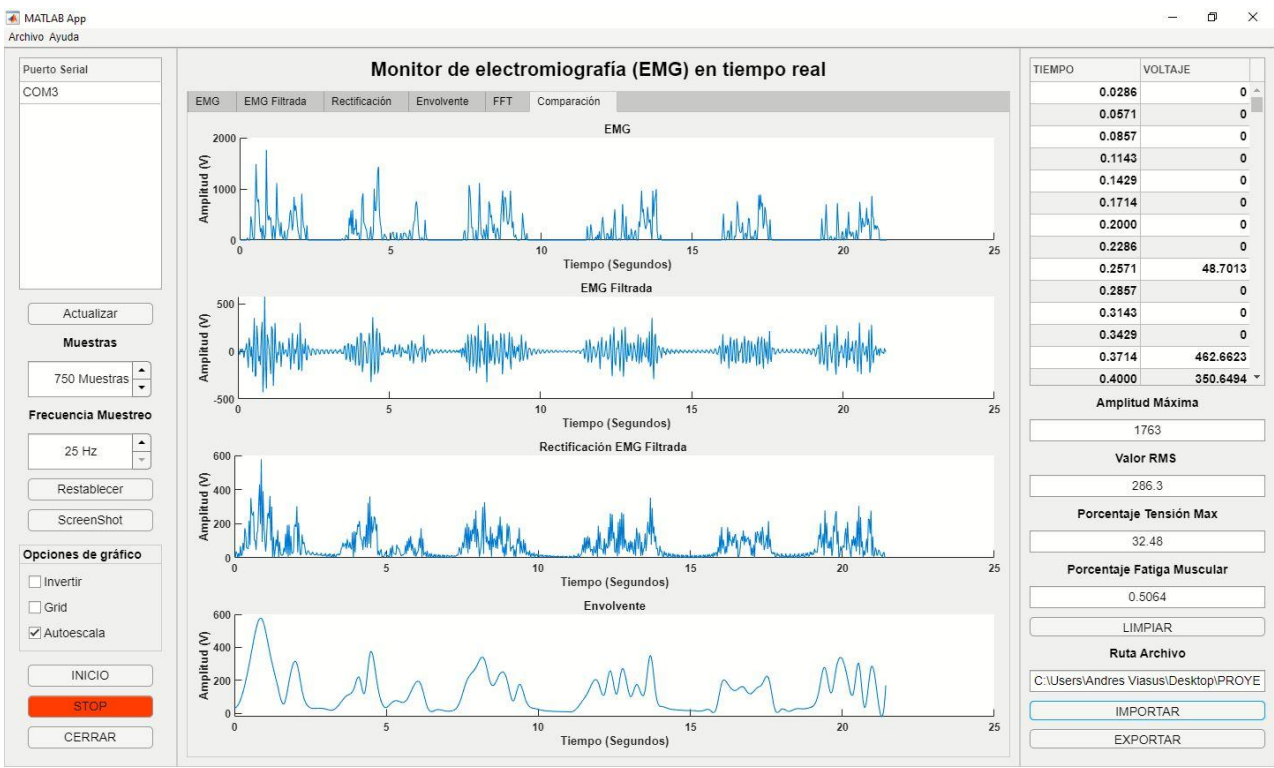


Figura.53. Persona 1 - Prueba 21.42 segundos (750 Muestras - 35Hz)

55Hz 750 Muestras (13.63 Segundos):

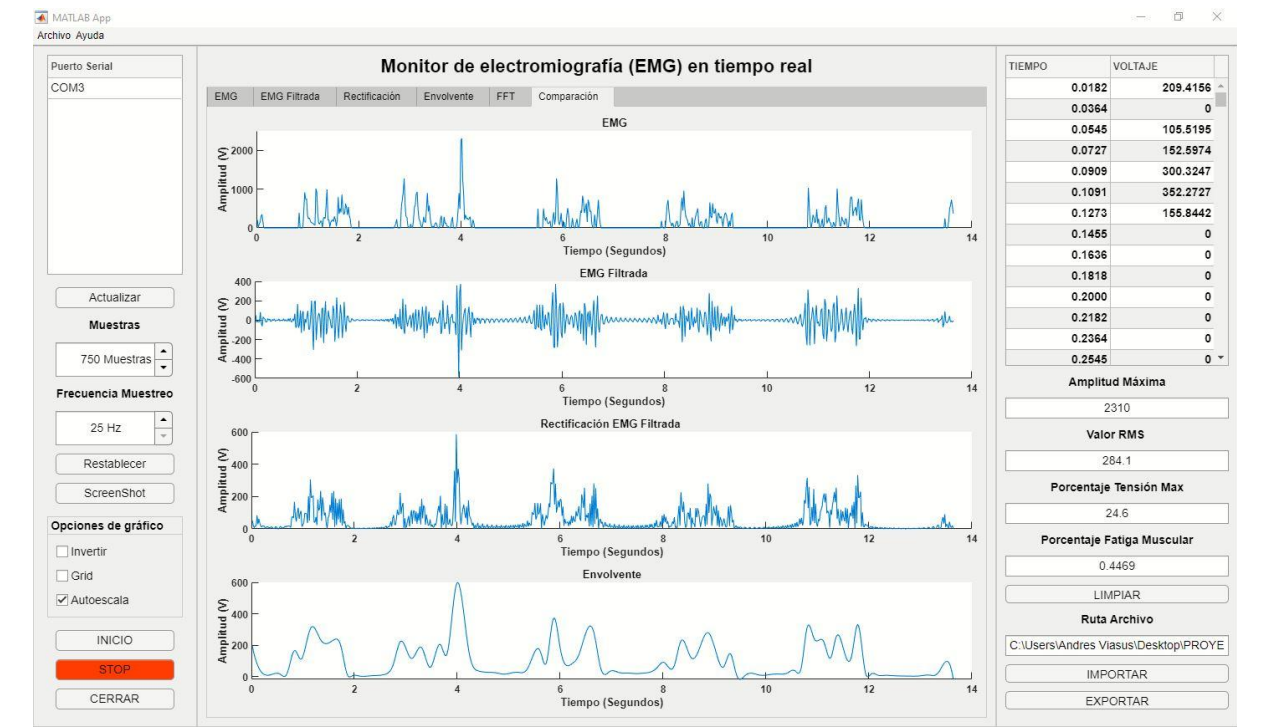


Figura.54. Persona 1 - Prueba 13.63 segundos (750 Muestras - 55Hz)

25Hz 1400 Muestras (56 Segundos):

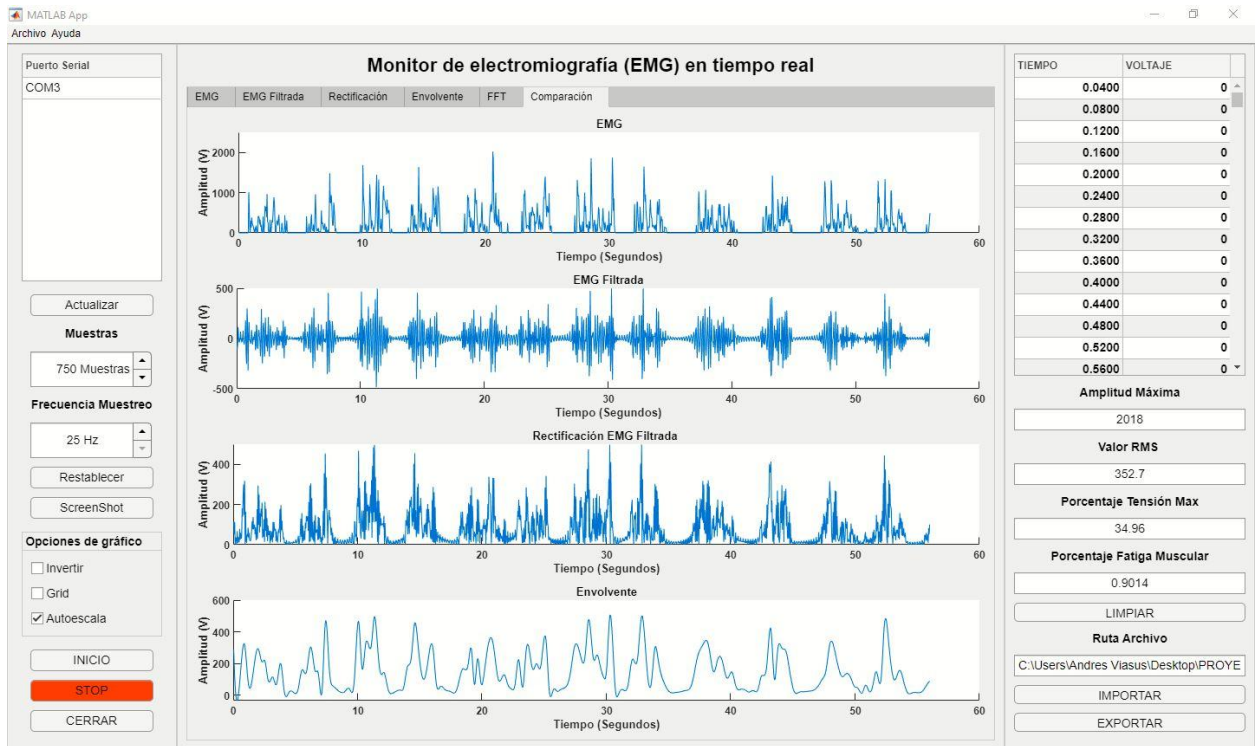


Figura.55. Persona 1 - Prueba 56 segundos (1400 Muestras - 25Hz)

25Hz 1500 Muestras (60 Segundos):

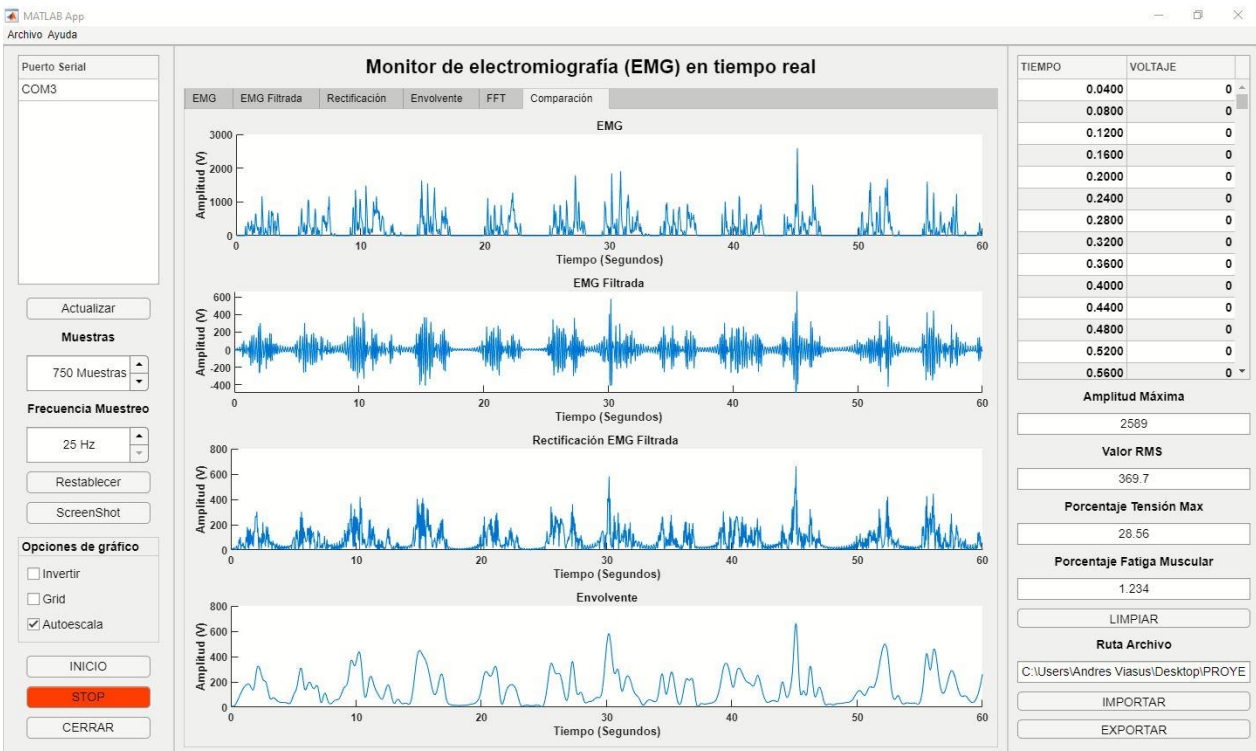


Figura.56. Persona 1 - Prueba 60 segundos (1500 Muestras - 25Hz)

35Hz 1500 Muestras (42.85 Segundos):

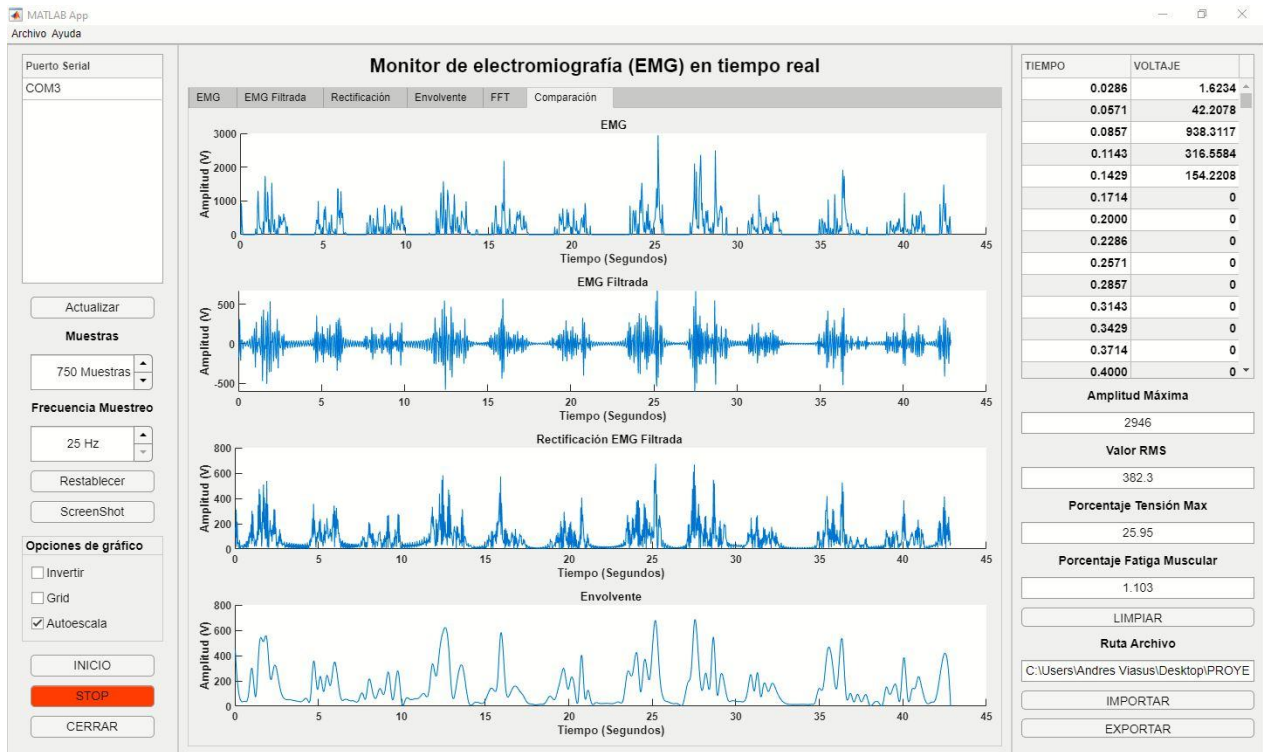


Figura.57. Persona 1 - Prueba 42.85 segundos (1500 Muestras - 35Hz)

55Hz 1500 Muestras (27.27 Segundos):

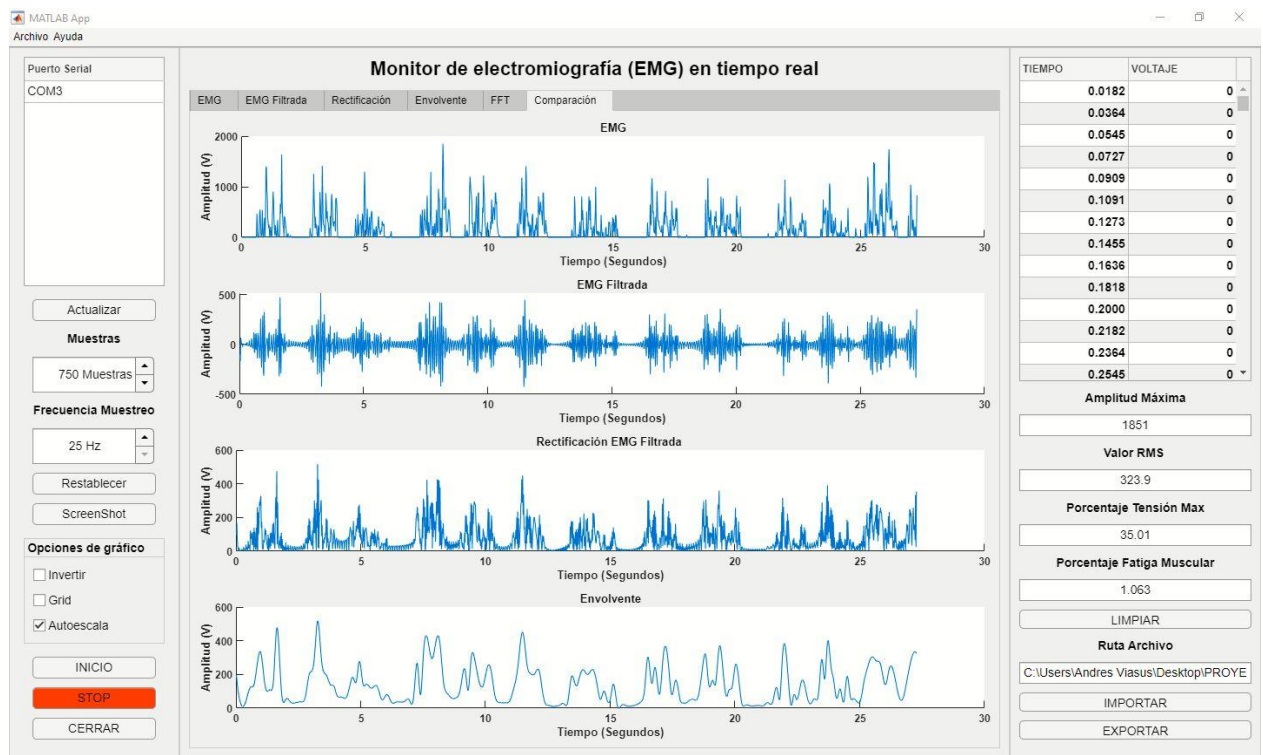


Figura.58. Persona 1 - Prueba 27.27 segundos (1500 Muestras - 55Hz)

Caracterización: En la Figura 56, la interfaz a través de la señal EMG registrada, ha calculado el porcentaje de tensión máxima y porcentaje de fatiga muscular.

El porcentaje de tensión máxima del 28.56% obtenido al registrar la EMG del músculo tibial anterior durante la marcha de una paciente de 18 años, con un peso de 42kg y una estatura de 1.57 metros, sugiere que este músculo está siendo activado a una intensidad moderada durante el proceso de marcha.

El músculo tibial anterior es responsable de la dorsiflexión del pie, lo que significa que levanta la parte delantera del pie hacia la espinilla durante la marcha. Una activación moderada del músculo tibial anterior es esencial para caminar con una marcha normal y segura, ya que ayuda a evitar la caída del pie hacia abajo durante la fase de balanceo de la marcha.

Sin embargo, es importante señalar que estos resultados deben ser interpretados por un especialista médico para obtener un diagnóstico más preciso, es posible que los profesionales de la salud utilicen la información de la señal EMG para evaluar la función muscular y diseñar programas de entrenamiento específicos para mejorar la actividad muscular en ciertas áreas. En este caso, puede ser beneficioso trabajar en ejercicios específicos para fortalecer el músculo tibial anterior para mejorar la calidad de la marcha y prevenir lesiones.

Para el valor de fatiga muscular de 123.4% sugiere que este músculo puede estar experimentando fatiga muscular durante el proceso de marcha, sin embargo este valor puede no ser preciso debido a la corta duración de la prueba, de solo 30 segundos, para obtener un valor de fatiga muscular más acertado es necesario la realización de pruebas más extensas de duración (mayor a 3 minutos de actividad).

2. Persona 2:
25Hz 750 Muestras (30 Segundos):

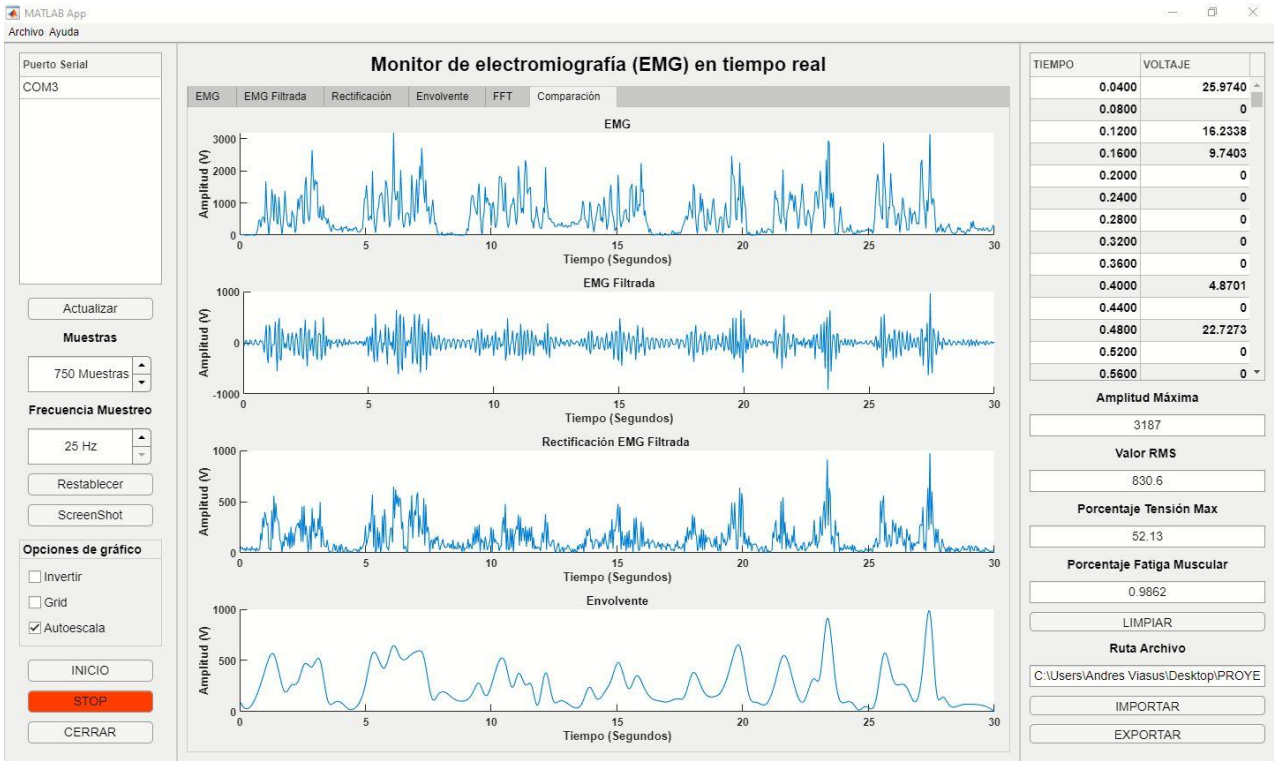


Figura.59. Persona 2 - Prueba 30 segundos (750 Muestras - 25Hz)

La evaluación de la persona 2 se muestra en la Figura 59, utilizando 750 muestras a una frecuencia de 25Hz. Se identificaron 7 unidades motoras distribuidas en intervalos de aproximadamente 3 a 4 segundos, con picos de amplitud amplificada que oscilaron entre 500 y 1500V.

Nuevamente, a pesar de haber realizado diversas pruebas con la persona 2 y las demás censadas, se llevó a cabo un análisis cuantitativo exhaustivo (caracterización) en las pruebas de 25 Hz y 1500 muestras (60 segundos), ya que se determinó que eran las más consistentes.

35Hz 750 Muestras (21.42 Segundos):

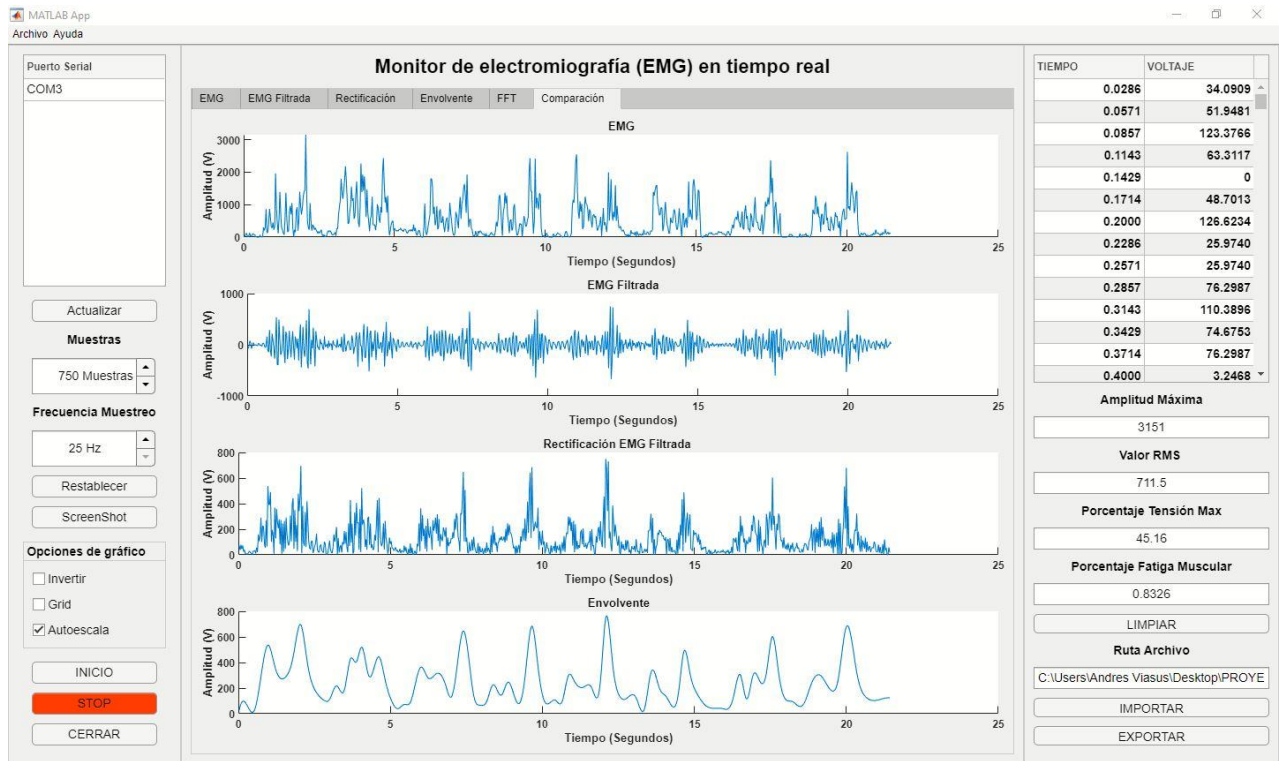


Figura.60. Persona 2 - Prueba 21.42 segundos (750 Muestras - 35Hz)

55Hz 750 Muestras (13.63 Segundos):

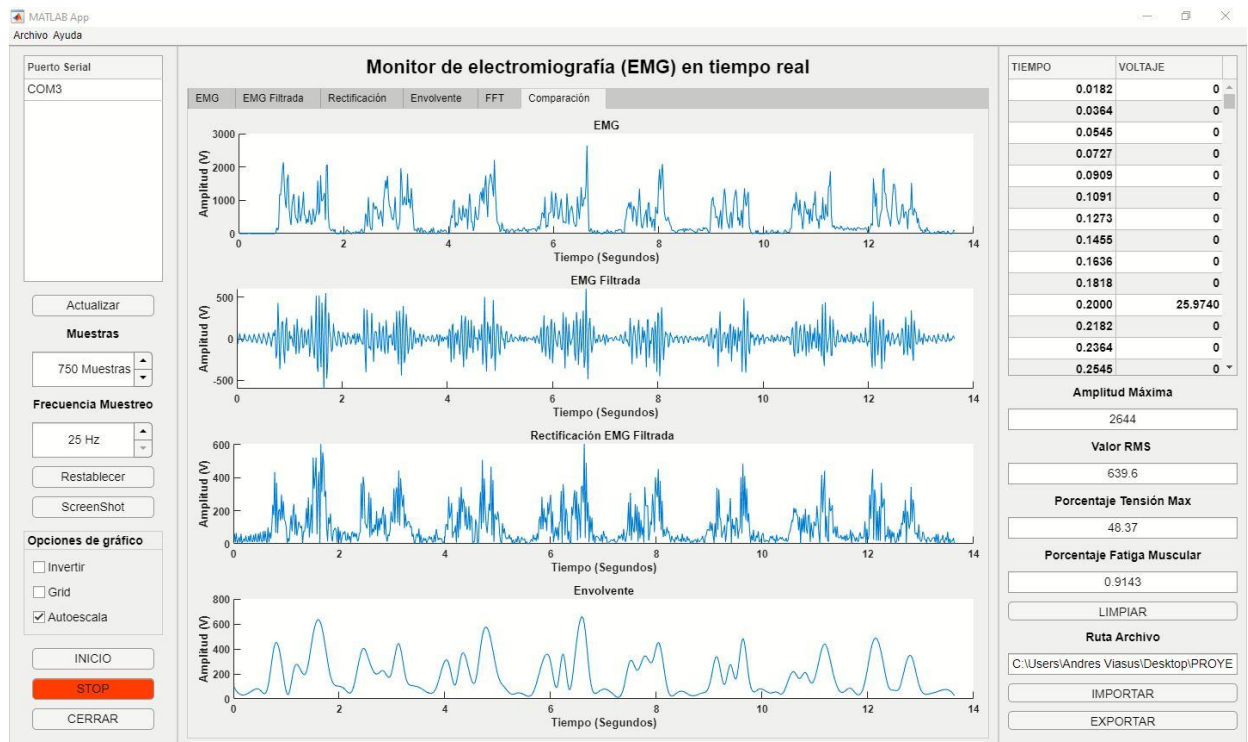


Figura.61. Persona 2 - Prueba 13.63 segundos (750 Muestras - 55Hz)

25Hz 1400 Muestras (56 Segundos):

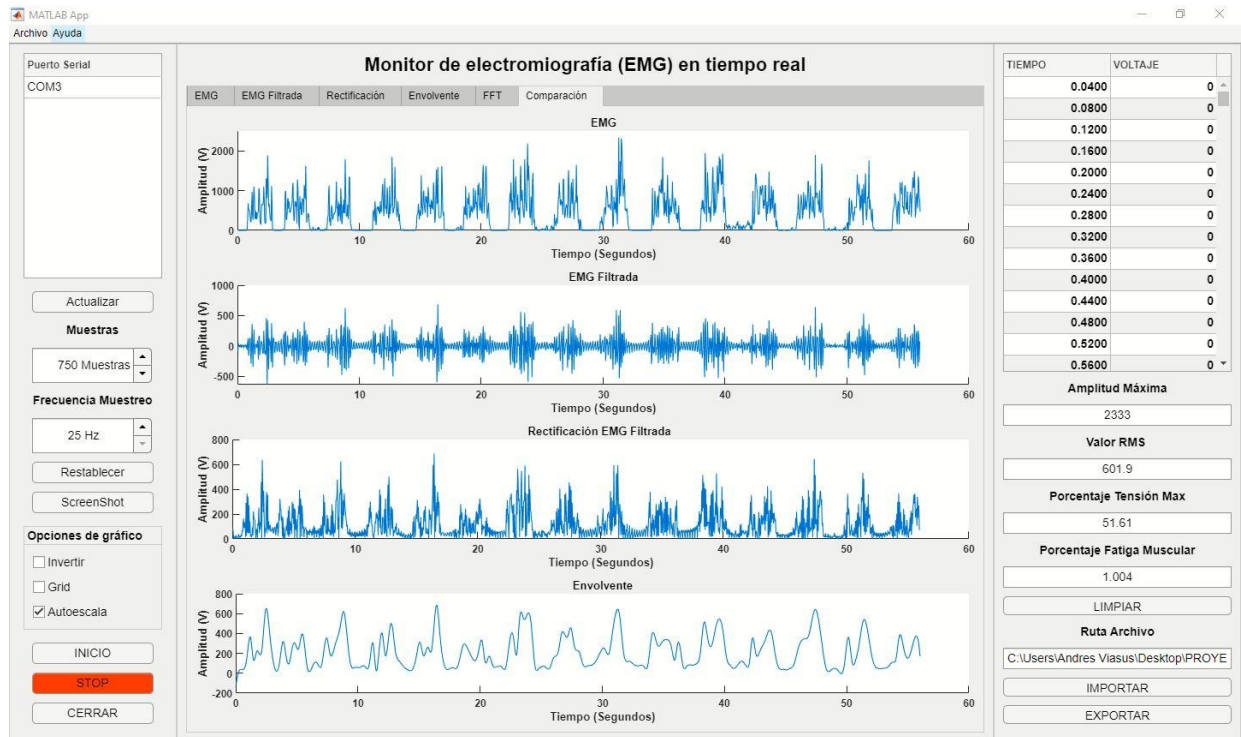


Figura.62. Persona 2 - Prueba 56 segundos (1400 Muestras - 25Hz)

25Hz 1500 Muestras (60 Segundos):

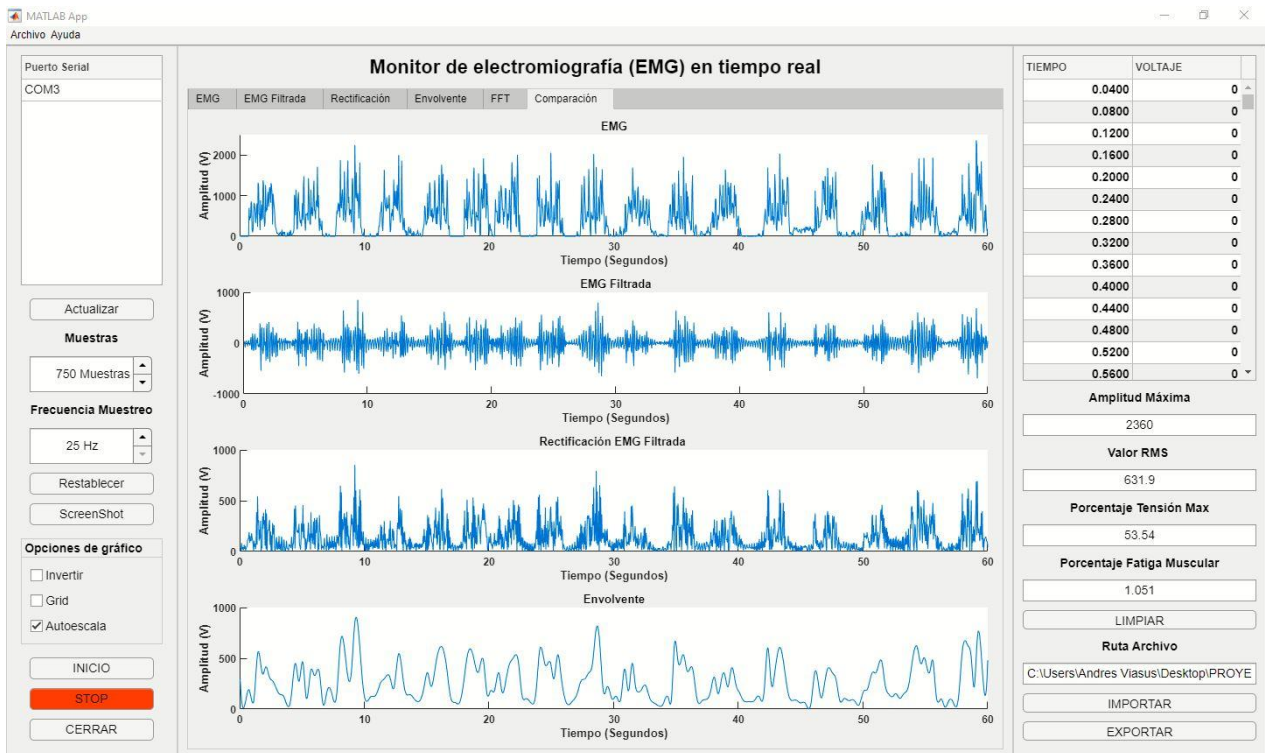


Figura.63. Persona 2 - Prueba 60 segundos (1500 Muestras - 25Hz)

35Hz 1500 Muestras (42.85 Segundos):

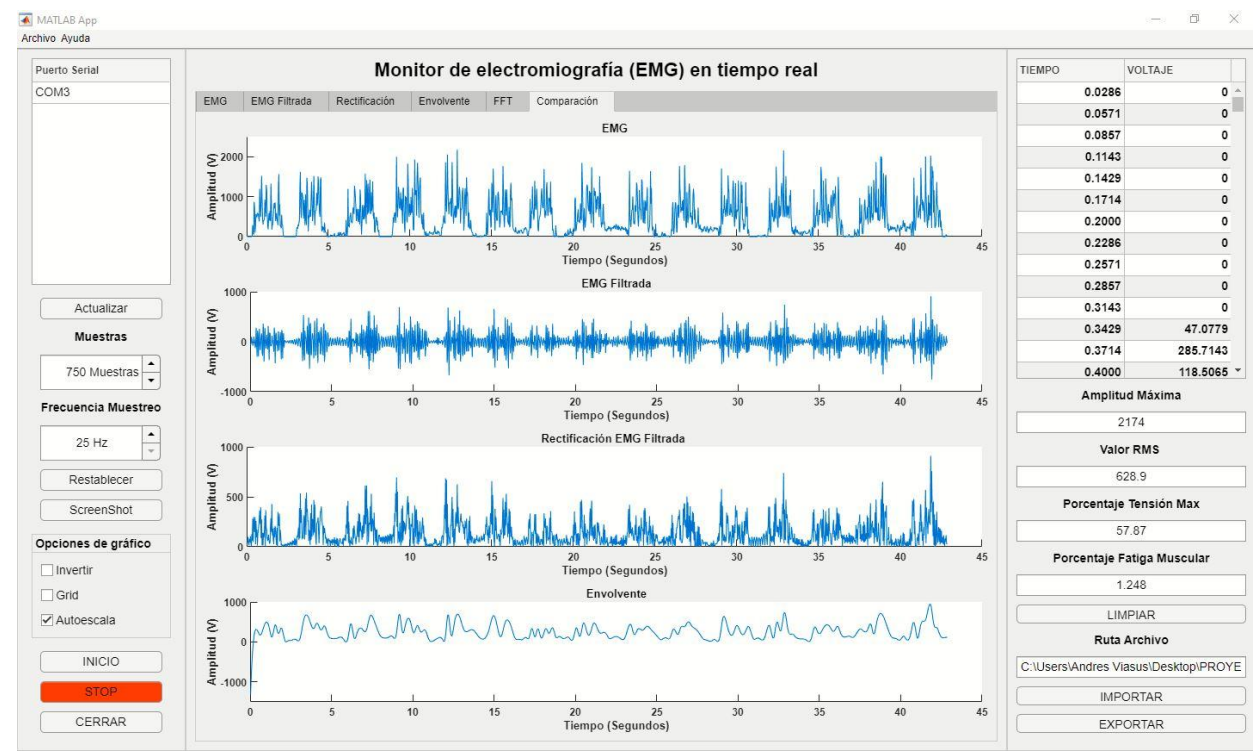


Figura.64. Persona 2 - Prueba 42.85 segundos (1500 Muestras - 35Hz)

55Hz 1500 Muestras (27.27 Segundos):

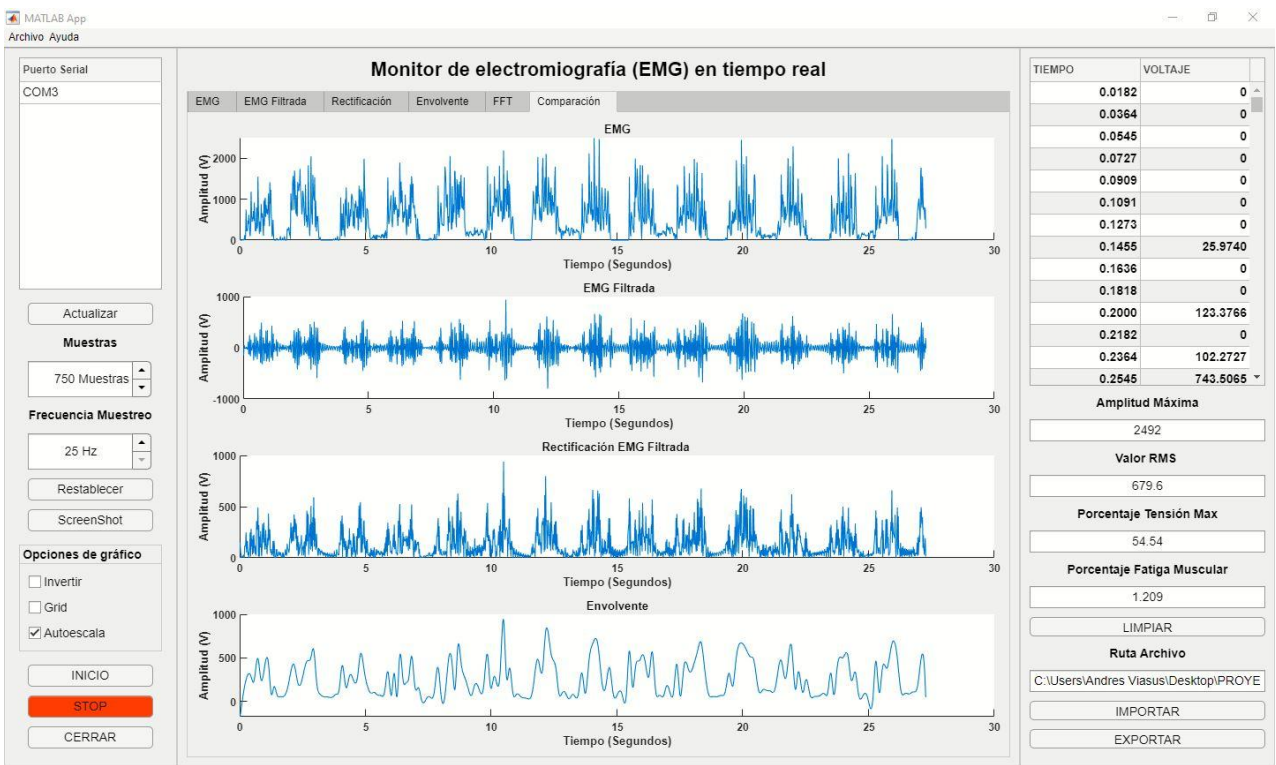


Figura.65. Persona 2 - Prueba 27.27 segundos (1500 Muestras - 55Hz)

Caracterización: En la Figura 63, la interfaz a través de la señal EMG registrada, ha calculado el porcentaje de tensión máxima y porcentaje de fatiga muscular.

Un porcentaje de tensión máxima del músculo tibial anterior de 53.54% durante el proceso de marcha indica una actividad muscular significativa en ese músculo.

El hecho de que se haya obtenido este valor en un paciente de 50 años de edad, 60kg de peso y estatura de 1.70 metros sugiere que existe un nivel de actividad muscular adecuado para la edad y características físicas del paciente.

Es posible que se deba llevar a cabo una evaluación más detallada para determinar si la actividad muscular se encuentra dentro de los rangos normales para la edad y el género del paciente. Sin embargo, el registro de una actividad muscular significativa en el músculo tibial anterior durante la marcha sugiere una buena función muscular en esta área.

Sin embargo, es importante señalar que estos resultados deben ser interpretados por un especialista médico para obtener un diagnóstico más preciso, es posible que los profesionales de la salud utilicen la información de la señal EMG para evaluar la función muscular y diseñar programas de entrenamiento específicos para mejorar la actividad muscular en ciertas áreas. En este caso, puede ser beneficioso trabajar en ejercicios específicos para fortalecer el músculo tibial anterior para mejorar la calidad de la marcha y prevenir lesiones.

Para el valor de fatiga muscular se tiene que este valor puede no ser preciso debido a la corta duración de la prueba, de solo 30 segundos, para obtener un valor de fatiga muscular más acertado es necesario la realización de pruebas más extensas de duración (mayor a 3 minutos de actividad).

3. Persona 3:
25Hz 750 Muestras (30 Segundos):

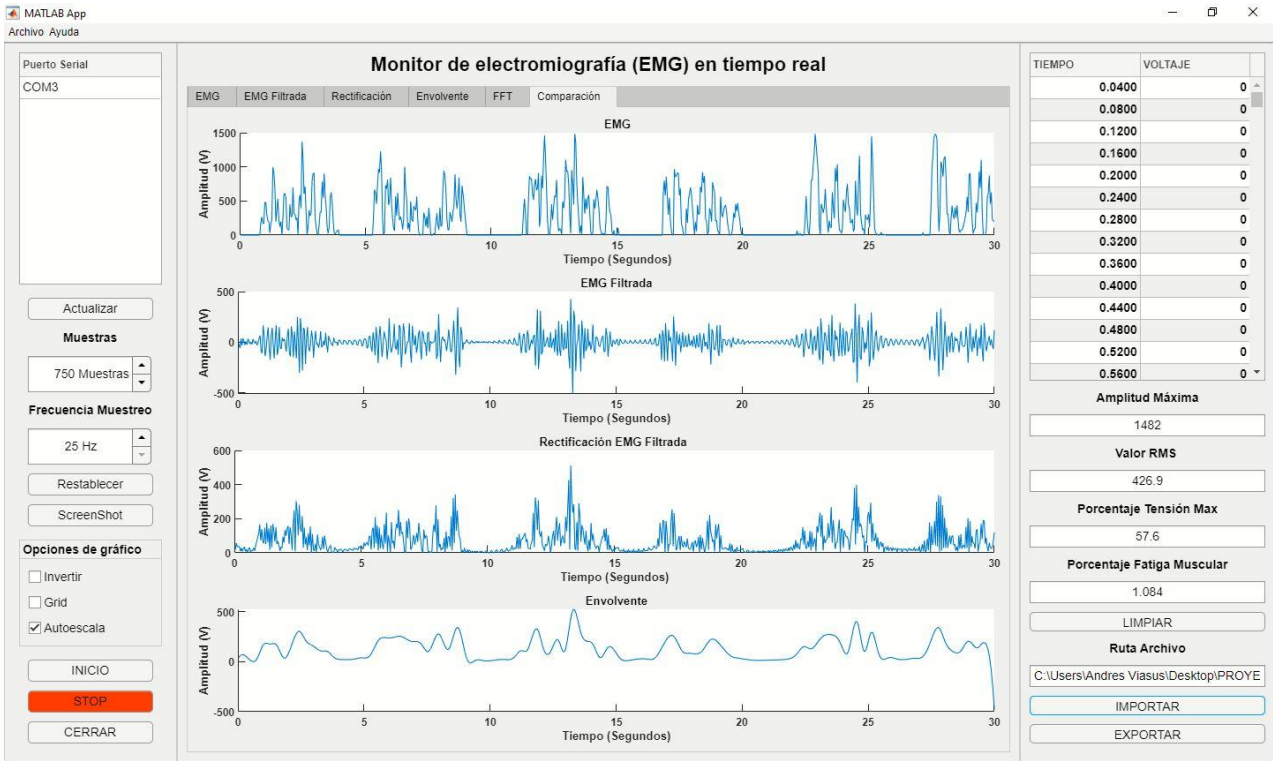


Figura.66. Persona 3 - Prueba 30 segundos (750 Muestras - 25Hz)

En la Figura 66 se presentan los resultados de la evaluación de la persona 3, utilizando 750 muestras registradas a una frecuencia de 25Hz. Se pueden observar 7 unidades motoras, distribuidas en intervalos de aproximadamente 3 a 4 segundos, con picos de amplitud amplificada que oscilan entre 500 y 1500V.

Aunque se realizaron diversas pruebas al paciente censado, se determinó que el análisis cuantitativo exhaustivo (caracterización) se debía realizar sobre las pruebas de 25Hz y 1500 muestras (60 segundos). Estas pruebas resultaron ser las más consistentes al considerar las imperfecciones típicas en la adquisición de la EMG, como el ruido y la interferencia de frecuencias. Este enfoque permitió obtener una caracterización más precisa de la actividad muscular del paciente y de otros censados en el estudio.

35Hz 750 Muestras (21.42 Segundos):

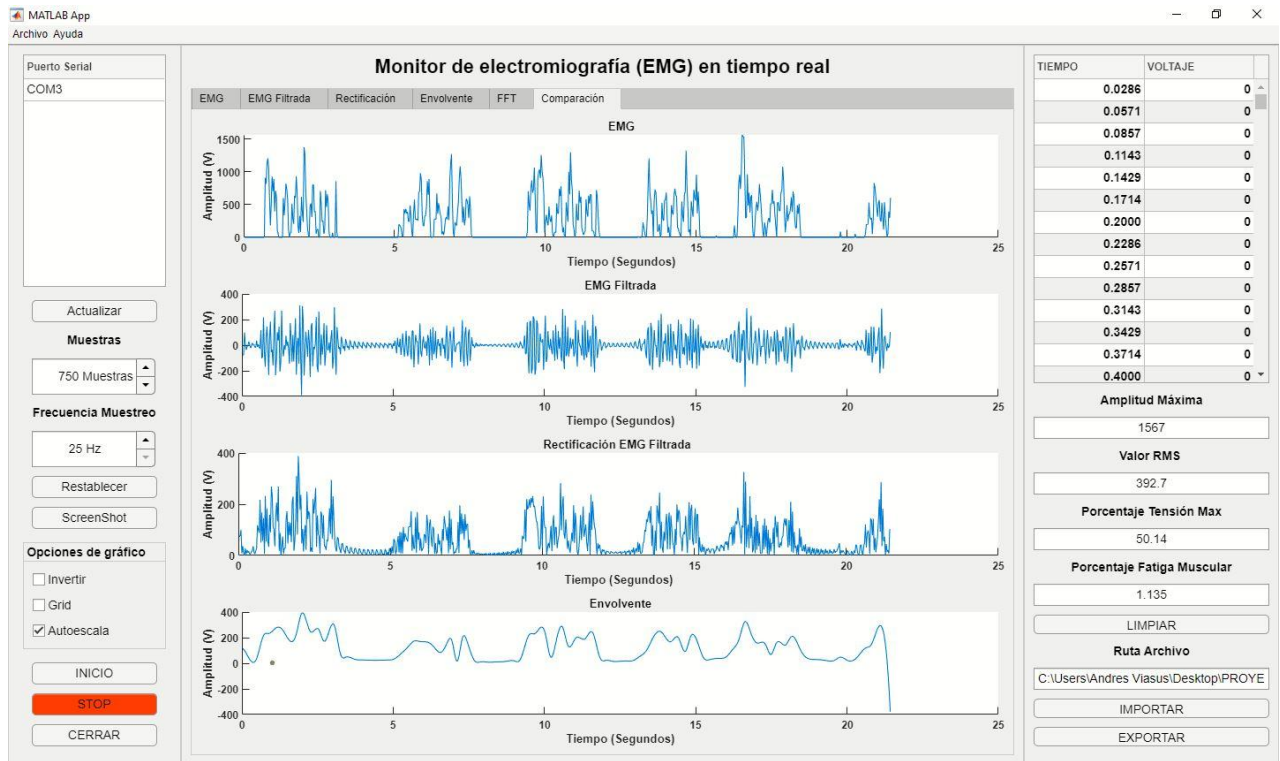


Figura.67. Persona 3 - Prueba 21.42 segundos (750 Muestras - 35Hz)

55Hz 750 Muestras (13.63 Segundos):

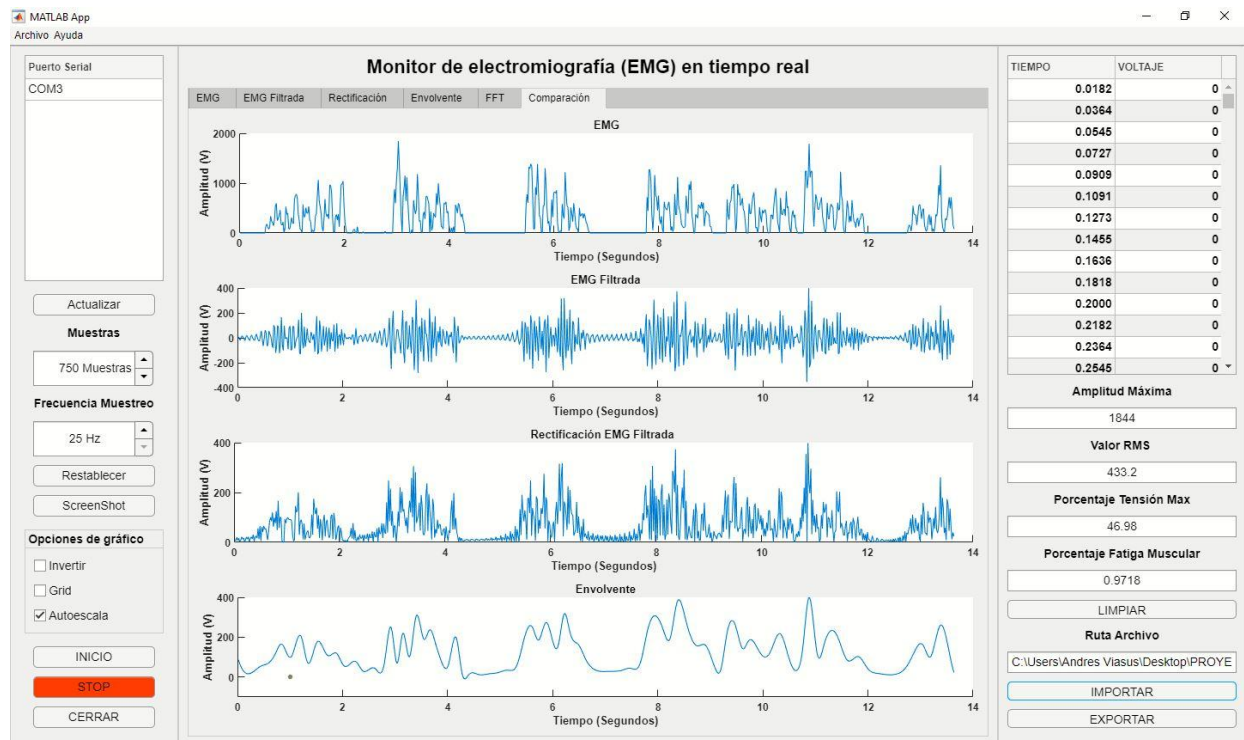


Figura.68. Persona 3 - Prueba 13.63 segundos (750 Muestras - 55Hz)

25Hz 1400 Muestras (56 Segundos):

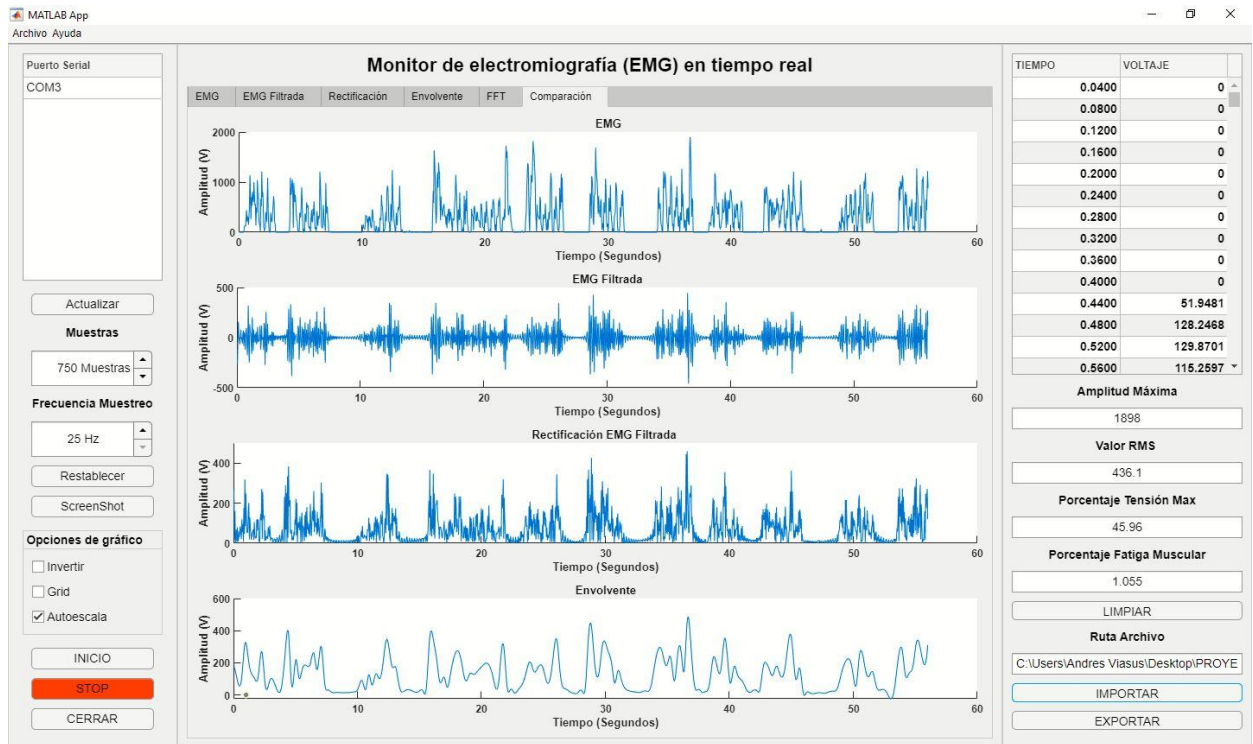


Figura.69. Persona 3 - Prueba 56 segundos (1400 Muestras - 25Hz)

25Hz 1500 Muestras (60 Segundos):

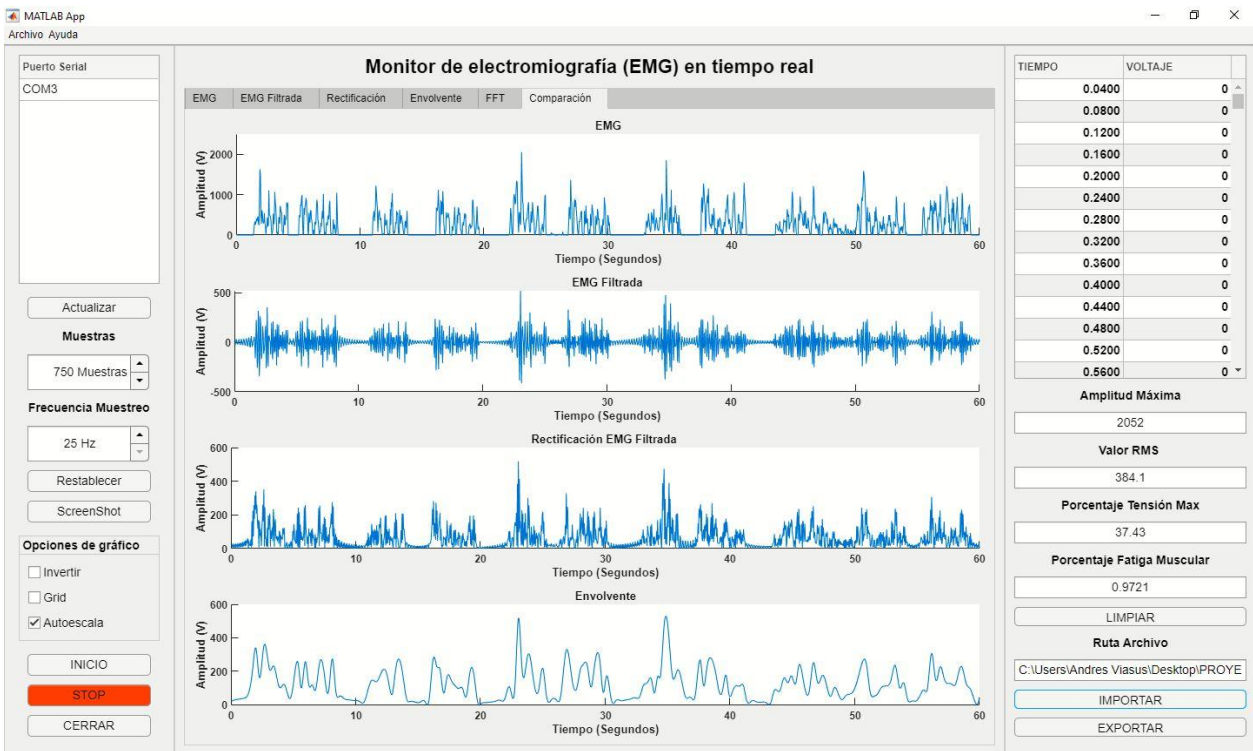


Figura.70. Persona 3 - Prueba 60 segundos (1500 Muestras - 25Hz)

35Hz 1500 Muestras (42.85 Segundos):

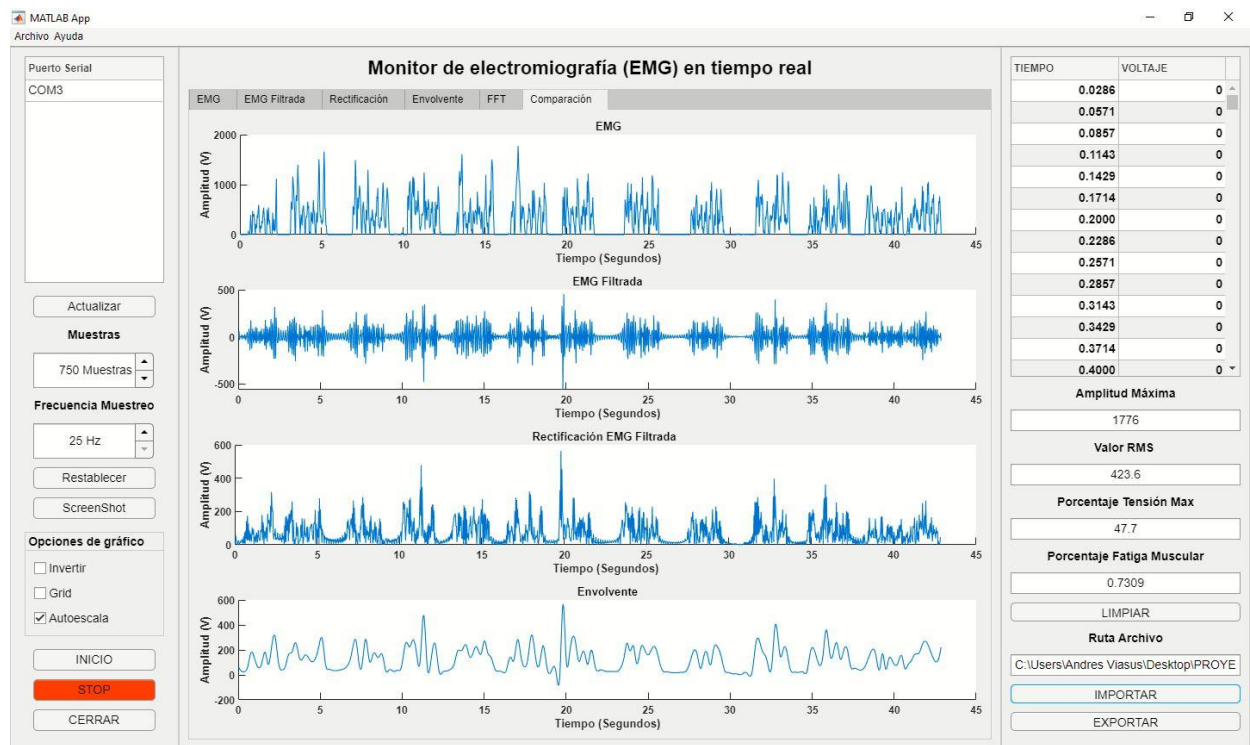


Figura.71. Persona 3 - Prueba 42.85 segundos (1500 Muestras - 35Hz)

55Hz 1500 Muestras (27.27 Segundos):

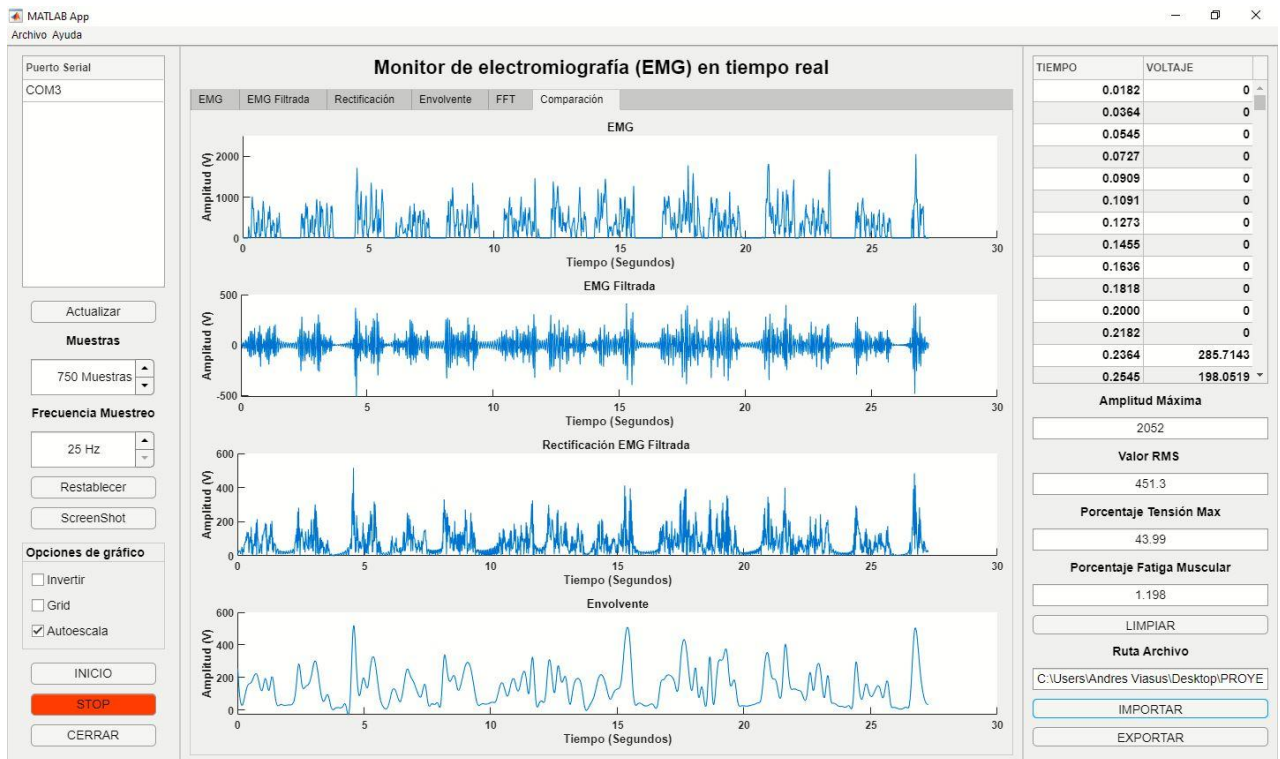


Figura.72. Persona 3 - Prueba 27.27 segundos (1500 Muestras - 55Hz)

Caracterización: En la Figura 70, la interfaz a través de la señal EMG registrada, ha calculado el porcentaje de tensión máxima y porcentaje de fatiga muscular.

Un porcentaje de tensión máxima de 37.43% obtenido mediante la EMG del músculo tibial anterior durante la marcha de una mujer de 75 años de edad, 55kg de peso y 1.53 metros de estatura podría ser indicativo de una disminución en la capacidad muscular debido al proceso de envejecimiento.

A medida que las personas envejecen, se produce una reducción de la fuerza y la masa muscular, lo que puede influir en la capacidad de generar tensión máxima en los músculos. Además, la disminución de la actividad física puede llevar a una disminución del tono muscular y una reducción de la capacidad de contracción muscular.

Es importante tener en cuenta que, aunque este valor puede ser indicativo de una disminución de la capacidad muscular, es necesario realizar un análisis más detallado de los datos y tomar en consideración otros factores, como la salud general del paciente, su nivel de actividad física y la presencia de enfermedades crónicas que puedan influir en la función muscular.

Sin embargo, es importante señalar que estos resultados deben ser interpretados por un especialista médico para obtener un diagnóstico más preciso, es posible que los profesionales de la salud utilicen la información de la señal EMG para evaluar la función muscular y diseñar programas de entrenamiento específicos para mejorar la actividad muscular en ciertas áreas. En este caso, puede ser beneficioso trabajar en ejercicios específicos para fortalecer el músculo tibial anterior para mejorar la calidad de la marcha y prevenir lesiones.

Para el valor de fatiga muscular se tiene que este valor puede no ser preciso debido a la corta duración de la prueba, de solo 30 segundos, el porcentaje de fatiga muscular del 97.21% obtenido en el músculo tibial anterior durante la marcha de la paciente indica una disminución en la capacidad del músculo para generar fuerza y mantener la contracción muscular a lo largo del tiempo.

4. Persona 4:
25Hz 750 Muestras (30 Segundos):

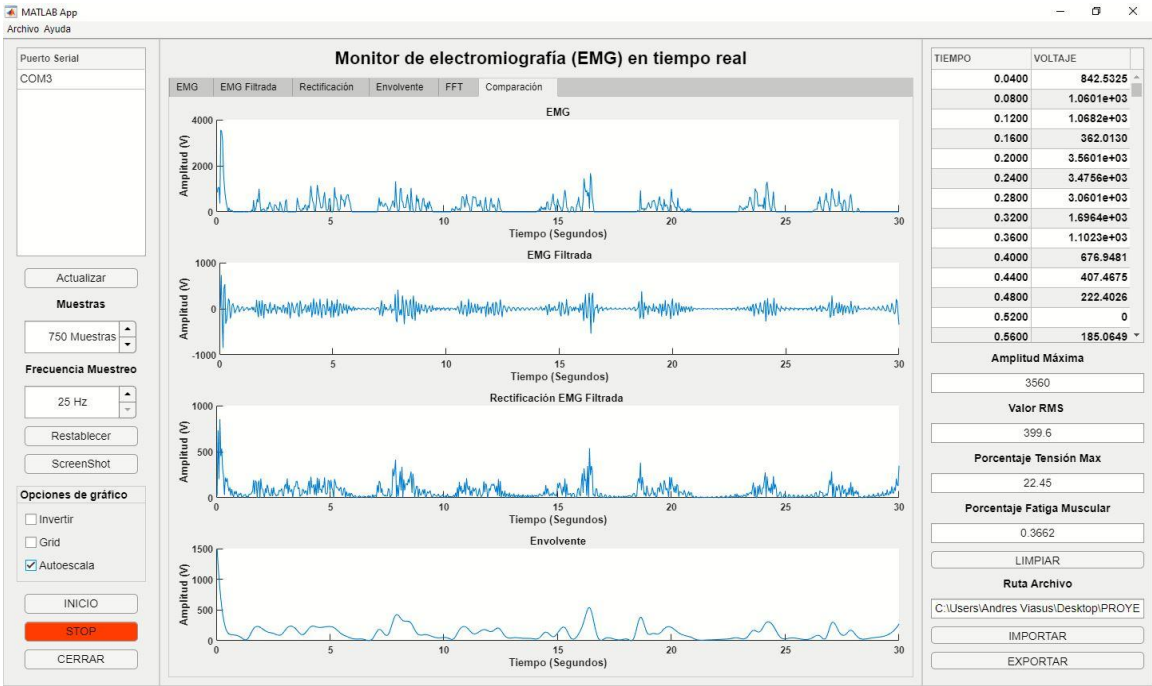


Figura.73. Persona 4 - Prueba 30 segundos (750 Muestras - 25Hz)

En la Figura 73 se presentan los resultados de la evaluación de la persona 4, donde se adquirieron 750 muestras a una frecuencia de 25Hz. Se observan 7 unidades motoras distribuidas en intervalos de aproximadamente 3 a 4 segundos, con picos de amplitud amplificada entre 500 y 1500V. A pesar de haber realizado diversas pruebas en la persona 4 censada, se determinó que el análisis cuantitativo exhaustivo (caracterización) se realizó sobre las pruebas de 25Hz con 1500 muestras (60 segundos).

35Hz 750 Muestras (21.42 Segundos):

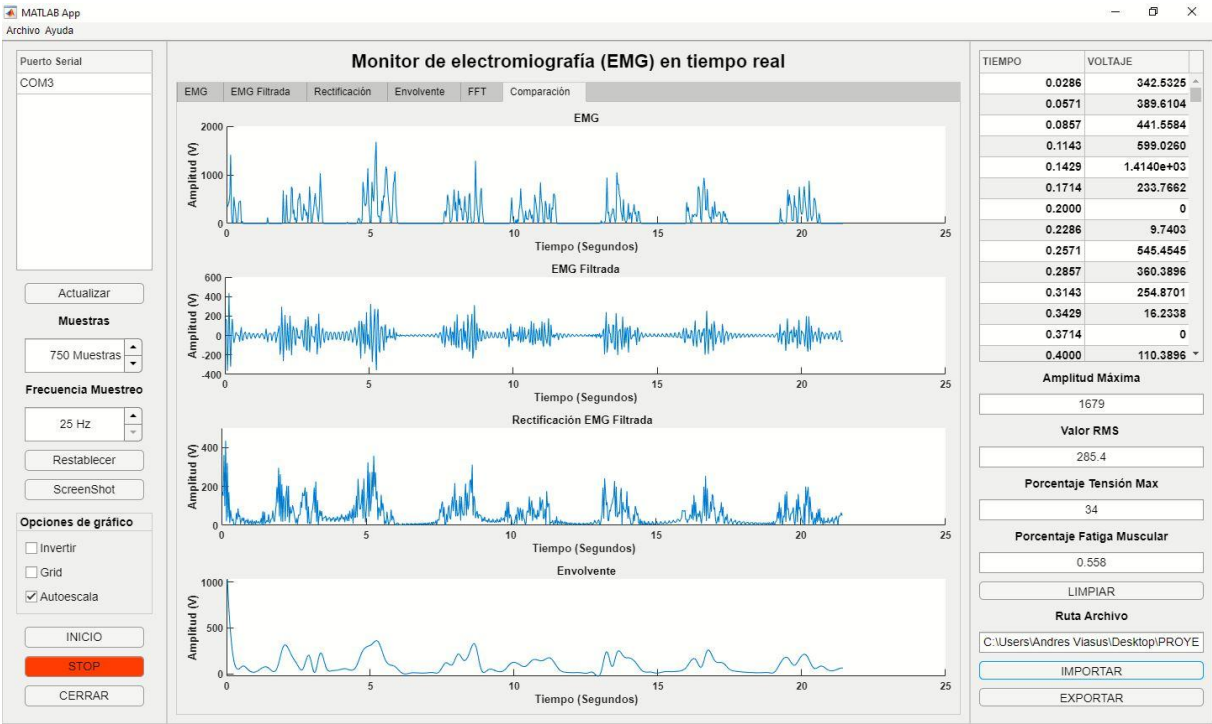


Figura.74. Persona 4 - Prueba 21.42 segundos (750 Muestras - 35Hz)

55Hz 750 Muestras (13.63 Segundos):

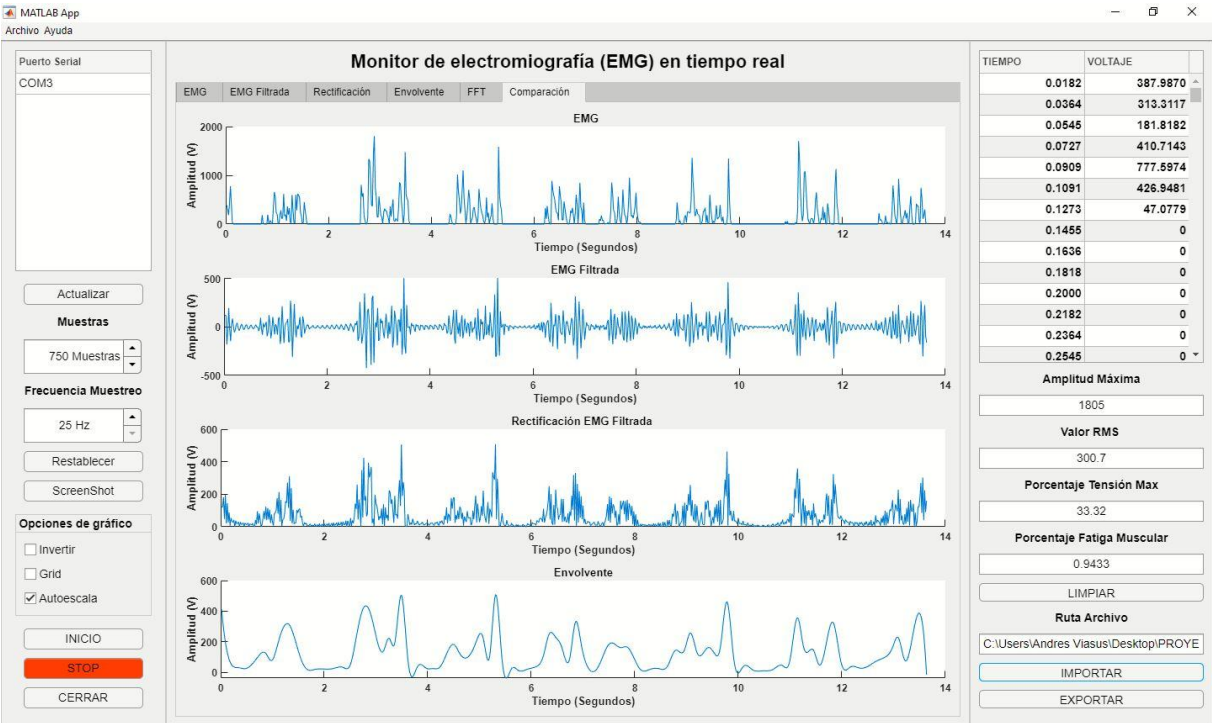


Figura.75. Persona 4 - Prueba 13.63 segundos (750 Muestras - 55Hz)

25Hz 1400 Muestras (56 Segundos):

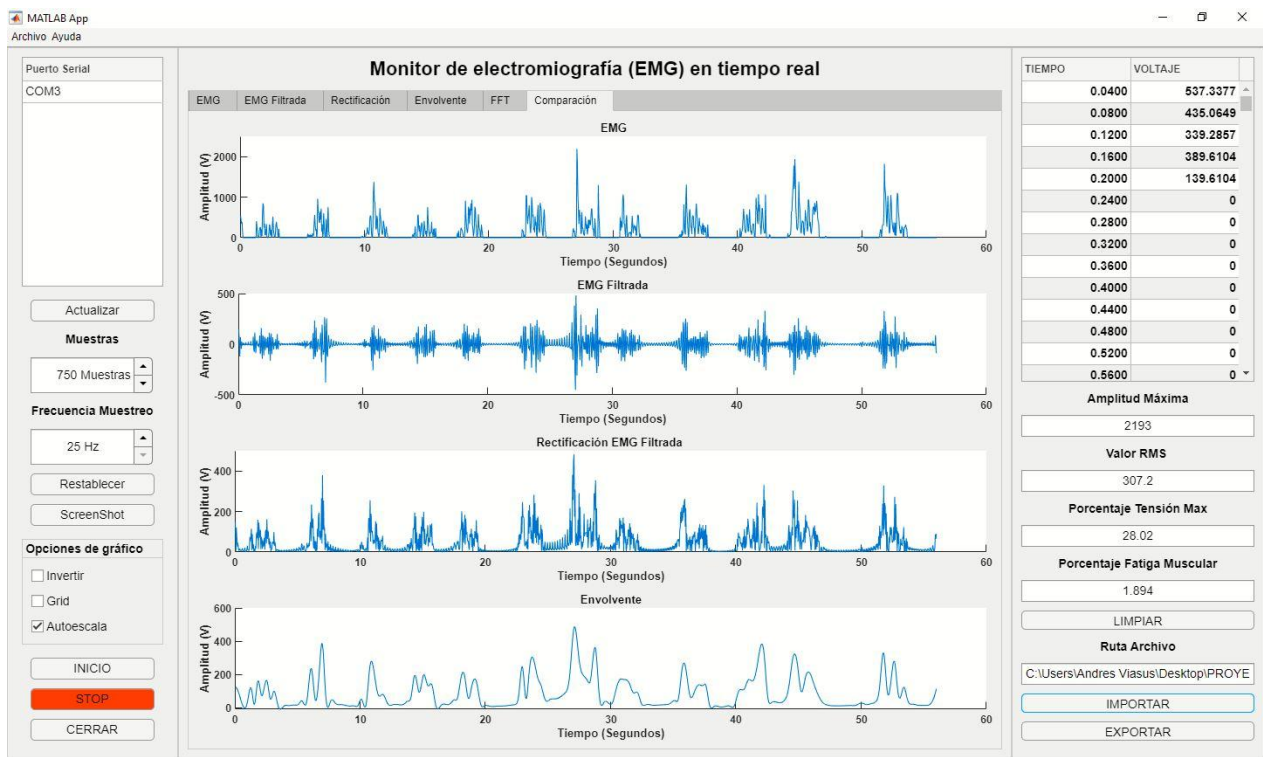


Figura.76. Persona 4 - Prueba 56 segundos (1400 Muestras - 25Hz)

25Hz 1500 Muestras (60 Segundos):

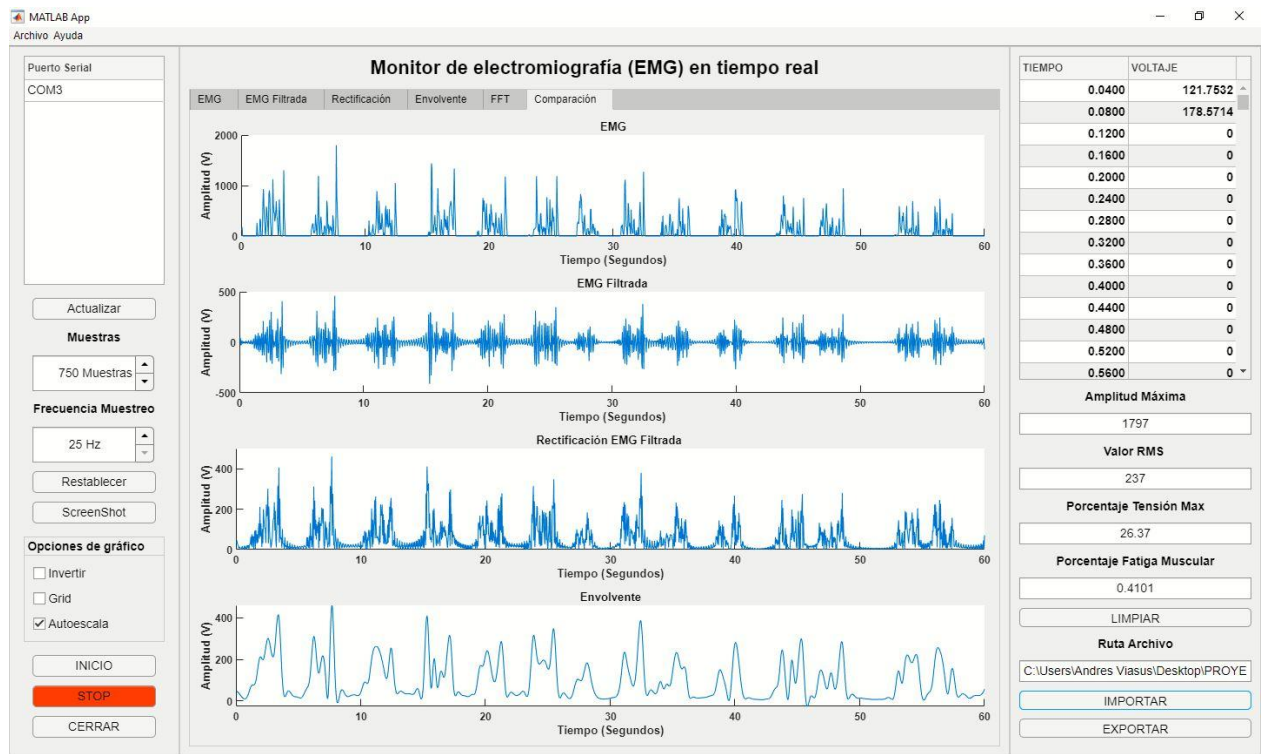


Figura.77. Persona 4 - Prueba 60 segundos (1500 Muestras - 25Hz)

35Hz 1500 Muestras (42.85 Segundos):

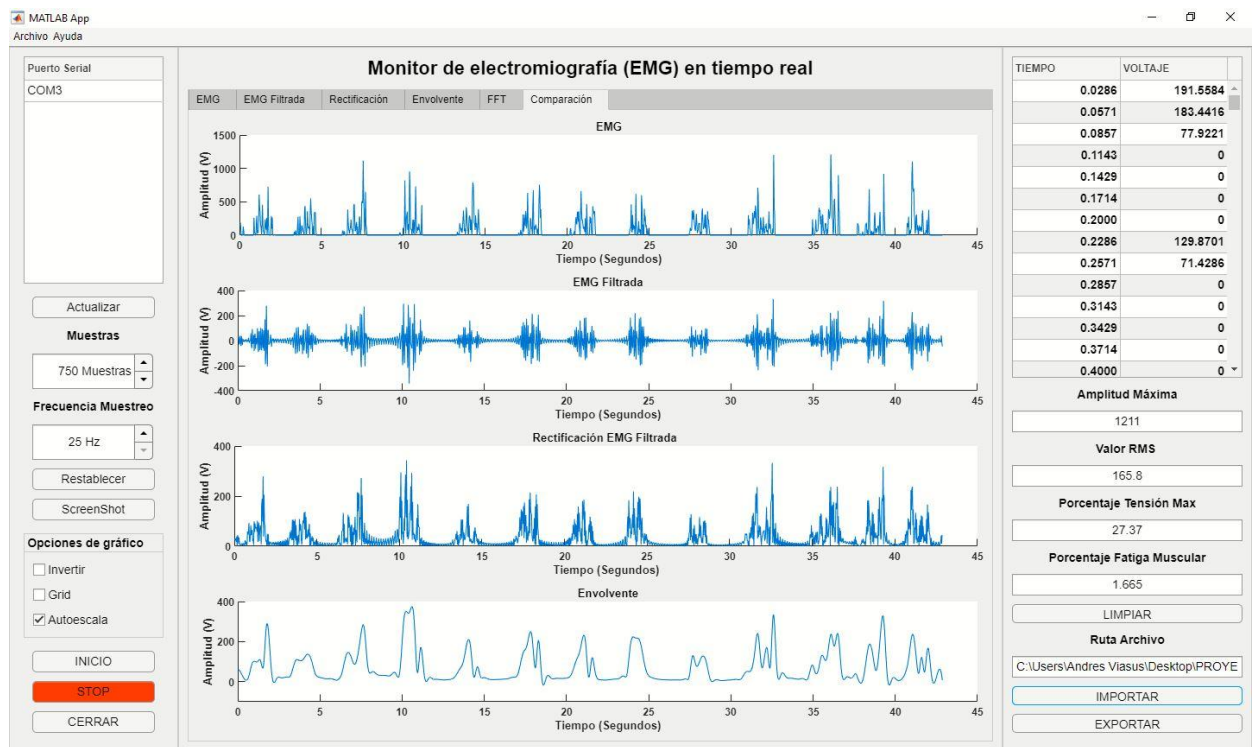


Figura.78. Persona 4 - Prueba 42.85 segundos (1500 Muestras - 35Hz)

55Hz 1500 Muestras (27.27 Segundos):

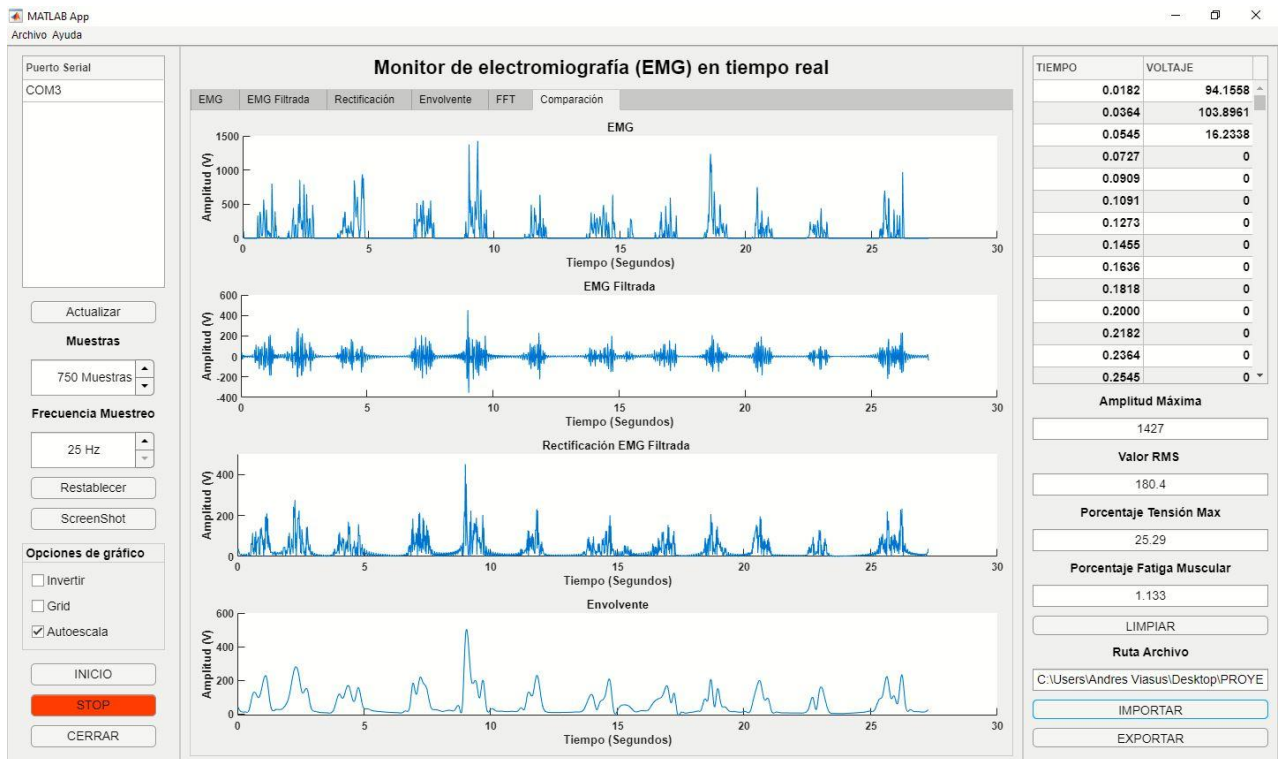


Figura.79. Persona 4 - Prueba 27.27 segundos (1500 Muestras - 55Hz)

Caracterización: En la Figura 77, la interfaz a través de la señal EMG registrada, ha calculado el porcentaje de tensión máxima y porcentaje de fatiga muscular.

Un valor del 26.37% indica que el músculo está trabajando a una intensidad moderada, en general, durante la marcha, el músculo tibial anterior es responsable de dorsiflexión del pie, lo que permite levantar el pie del suelo para dar un paso. Por lo tanto, un porcentaje de tensión máxima del 26.37% indica que el músculo está contribuyendo de manera adecuada a la función de dorsiflexión del pie durante la marcha.

Es importante tener en cuenta que el porcentaje de tensión máxima no es la única medida para evaluar la función muscular. Es posible que un músculo esté trabajando a una intensidad moderada; pero tenga una activación inadecuada o un patrón de activación alterado que pueda llevar a problemas biomecánicos a largo plazo. Por lo tanto, es importante realizar una evaluación completa y exhaustiva de la función muscular y la biomecánica en contexto clínico.

A pesar de lo anterior, es importante señalar que estos resultados deben ser interpretados por un especialista médico para obtener un diagnóstico más preciso, es posible que los profesionales de la salud utilicen la información de la señal EMG para evaluar la función muscular y diseñar programas de entrenamiento específicos para mejorar la actividad muscular en ciertas áreas. En este caso, puede ser beneficioso trabajar en ejercicios específicos para fortalecer el músculo tibial anterior para mejorar la calidad de la marcha y prevenir lesiones.

Para el valor de fatiga muscular, sobre esta persona se realizó una prueba más extensa de 3 minutos para evaluar de mejor manera el valor de fatiga muscular:

25Hz 4500 Muestras (180 Segundos):

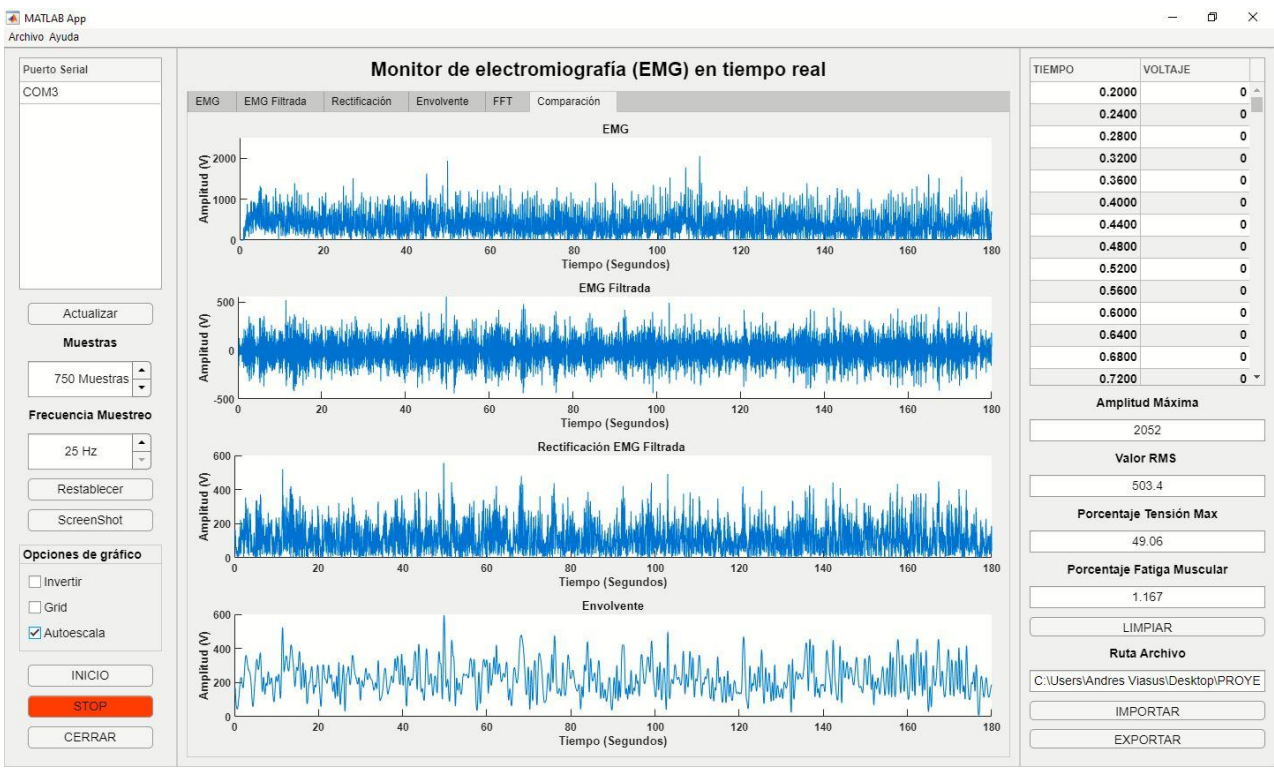


Figura.80. Persona 4 - Prueba 180 segundos (4500 Muestras - 25Hz)

Caracterización: En la Figura 80, la interfaz a través de la señal EMG registrada, ha calculado el porcentaje de tensión máxima y porcentaje de fatiga muscular.

El valor de porcentaje de fatiga muscular de 116.7% indica que el músculo tibial anterior experimentó una sobrecarga significativa durante el proceso de marcha realizado durante 3 minutos. Esto puede deberse a varios factores, como una postura incorrecta, un mal calzado, una técnica de marcha inadecuada o un nivel de condición física insuficiente.

La EMG registrada en el músculo tibial anterior durante la marcha indica una mayor actividad muscular de lo que se considera normal para un proceso de caminar de 3 minutos en un paciente de 22 años con las características de peso y altura ya descritas. Esto puede ser un signo de fatiga muscular, lo que indica que el músculo tibial anterior se está contrayendo de manera ineficiente, posiblemente debido a la falta de energía o la acumulación de ácido láctico en el músculo.

Es importante señalar que estos resultados deben ser interpretados por un especialista médico para obtener un diagnóstico más preciso, es posible que los profesionales de la salud utilicen la información de la señal EMG para evaluar la función muscular y diseñar programas de entrenamiento específicos para mejorar la actividad muscular en ciertas áreas. En este caso, puede ser beneficioso trabajar en ejercicios específicos para fortalecer el músculo tibial anterior para mejorar la calidad de la marcha y prevenir lesiones.

El porcentaje de tensión máxima registrado fue de 49.06%, lo cual indica una actividad muscular significativa del músculo tibial anterior durante la marcha del paciente. Es importante destacar que la actividad muscular durante la marcha puede variar dependiendo de la velocidad, la pendiente y otros factores relacionados con la marcha.

Tabla 9. Análisis de cumplimiento de requerimientos funcionales

Código del Requerimiento	Descripción	Cumplimiento
RF01	Visualizar por medio de una interfaz gráfica los datos obtenidos para darle a conocer al profesional médico el comportamiento muscular del paciente durante el proceso de marcha.	Se cumple, ya que la señal en bruto y su caracterización se muestra cuando se realiza una medición por medio de la interfaz.
RF02	La medición deberá comenzar cuando se oprima el botón correspondiente para iniciar la toma de datos.	Se cumple, ya que la medición de la señal se empieza a representar una vez es oprimido el botón de inicio.
RF03	La medición deberá terminar automáticamente cuando la cantidad de muestras requerida por el usuario es alcanzada o también cuando el botón de parada es oprimido de forma manual terminando la graficación de los datos.	Se cumple, ya que la medición termina una vez la cantidad de muestras llega al final o también cuando el botón de parada es oprimido.
RF04	La toma de datos se podrá guardar de forma externa en un archivo de texto para un posterior análisis.	Se cumple, ya que una vez culminada la medición se puede exportar los datos en un archivo de texto.
RF05	La interfaz permitirá la reintegración de datos tomados previamente para su posterior visualización.	Se cumple, ya que cada archivo exportado que cumple con la estructura se puede reintegrar a la interfaz para ver el mismo resultado que se observó cuando se realizó la medición previamente.

RF06	La conexión entre las tarjetas de adquisición de datos deberá ser elegida por el usuario.	Se cumple, ya que el usuario debe de elegir el puerto serial COM del cual se van a obtener datos para graficarlos posteriormente en el PC.
RF07	Obtener la señal de electromiografía mediante el uso de electrodos superficiales.	Se cumple, ya que la señal EMG es captada por el circuito EMG por medio de electrodos de superficie pegados a la pierna de la persona.

Tabla 10. Análisis de cumplimiento de requerimientos de calidad

Código del Requerimiento	Descripción	Cumplimiento
RC01	El material de construcción de la estructura del dispositivo médico emisor deberá tener un grosor mínimo de 5 mm en sus paredes.	Se cumple, ya que el grosor de las cuatro paredes de la caja del dispositivo emisor son de 5mm de grosor de material ABS.
RC02	El color del material de la carcasa del dispositivo médico deberá ser negro.	Se cumple, ya que el color de las cajas y las cubiertas o tapas de los dispositivos emisor y receptor son de color negro impreso en 3D con filamento de material ABS.
RC03	La velocidad de transmisión de datos entre tarjetas de adquisición de datos deberá siempre ser constante sin interrupciones.	La velocidad de comunicación de las tarjetas de adquisición de datos fluctúan de acuerdo a la distancia a la que se realiza la medición de la señal EMG.
RC04	El tamaño del dispositivo emisor deberá ser acorde para su posterior ubicación en la pierna del paciente.	Se cumple, el tamaño del dispositivo emisor es coherente al tamaño de la pierna de una persona ideal para sujetarlo a la pierna.
RC05	El dispositivo emisor y receptor deberá ser fácil de usar bajo cualquier circunstancia o lugar.	Se cumple, ya que el dispositivo emisor y receptor tienen son fáciles de ubicar, encender y empezar a realizar una medición.
RC06	El peso del dispositivo emisor y receptor deberá ser menor a 1 kg.	Se cumple, ya que tanto el dispositivo emisor y receptor pesan menos de 1 kg una vez ensamblados en su totalidad.
RC07	La batería deberá siempre estar por encima del 50% de su vida útil.	No se logró verificar adecuadamente ya que la batería tiene un rango de ciclos de carga de vida útil y no se puede saber exactamente el ciclo de vida útil en el que se encuentra la batería.
RC08	El dispositivo emisor y receptor tendrá que ser seguro para toda aquella persona que lo manipule.	Se cumple, debido a que los dispositivos están sellados y nunca hay contacto con nada peligroso entre la persona que lo va a utilizar y el dispositivo.

RC09	El dispositivo emisor y receptor permitirá reemplazar partes para aumentar su tiempo de vida útil.	Se cumple, debido a que se puede acceder al dispositivo emisor y cambiar sus componentes si alguno llegara a presentar algún error o avería que amerite su reemplazo o mejora.
------	--	--

Tabla 11. Análisis de cumplimiento de requerimientos de restricción

Código del Requerimiento	Descripción	Cumplimiento
RR01	Las plataformas de software utilizadas para el desarrollo de las piezas de los dispositivos emisor y receptor deberán ser de código abierto o licencia libre.	Se cumple, debido a que el software que se usó para el desarrollo de las piezas 3D de los dispositivos emisor y receptor son de código abierto o de licencia libre.
RR02	La interfaz de visualización deberá ser utilizable sin la necesidad de tener instalado algún software dependiente para su funcionamiento.	Se cumple, debido a que la interfaz tiene su propio instalador que permite su utilización sin importar si está instalado MATLAB.
RR03	El dispositivo emisor y receptor solo estarán implementados como un prototipo y no como instrumentos aptos para ser usados en un ámbito profesional en el área de medicina.	Se cumple, ya que el dispositivo emisor y receptor solo están contemplados para el uso en un ámbito educativo y no en un entorno médico profesional.

6. CONCLUSIONES

Fue desarrollado un sistema que permite la caracterización de las señales EMG provenientes de las señales eléctricas provenientes de las extremidades inferiores, planteado como un sistema de procesamiento de señales EMG eficiente y confiable en donde se permite la interpretación precisa luego de la caracterización de una señal EMG en donde se mitiga el ruido por medio de componentes disponibles adecuados para la implementación del proyecto. Fueron desarrolladas varias secciones del sistema a nivel estructural, hardware y software que permitieron lograr los requerimientos establecidos para el proyecto. El sistema fue usado para varias pruebas controladas en donde se pudo observar su funcionamiento tanto del circuito EMG como del

sistema inalámbrico que comunica los dispositivos permitiendo evidenciar que los requerimientos planteados fueron cumplidos satisfactoriamente. Mediante el desarrollo del proyecto se concluye adicionalmente que:

1. El módulo de radiofrecuencia NRF24L01 fue el mejor módulo a usar para transmitir datos inalámbricamente debido a sus prestaciones y su gran viabilidad para implementar al dispositivo emisor y receptor para enviar datos de forma inalámbrica a distancias considerables.
2. El microcontrolador ESP32 permitió una gran facilidad tanto en su parte de software como en hardware gracias a su tamaño reducido y su gran compatibilidad con el IDE de Arduino y sus librerías para programar al ESP32.
3. Los prototipos realizados durante el desarrollo del proyecto fueron de gran utilidad para dar precisión a las etapas del sistema del dispositivo emisor y receptor para corregir imperfecciones y errores de funcionamiento antes de realizar el prototipo final de los dispositivos.
4. La interfaz gráfica de visualización y los dispositivos son de gran facilidad de uso para los usuarios que los estén utilizando, brindando siempre una experiencia de usuario óptima, siempre atendiendo a la seguridad de la persona que va a estar usando el distintivo emisor y a la persona que esté usando la interfaz gráfica de visualización.

7. RECOMENDACIONES

Después de la finalización del proyecto, se sugieren las siguientes recomendaciones con el objetivo principal de ampliar y mejorar los avances logrados durante su desarrollo.

1. El circuito EMG puede ampliar la cantidad de electrodos por grupo muscular para la obtención de la señal EMG para permitir la lectura de señales EMG de mayor precisión, para su posterior análisis del profesional médico.
2. Realizar pruebas con pacientes que presentan diferentes disposiciones en cuanto al

estado de sus extremidades inferiores para generar más datos necesarios o pertinentes para ver el alcance del sistema como tal.

3. Establecer el almacenamiento de datos en la nube para almacenar la mediciones de las señales EMG todo de forma automatizada, para generar un registro histórico que permita el análisis y seguimiento de los datos a largo plazo facilitando el trabajo del personal médico en el futuro.
4. Incluir una función de alerta en la interfaz gráfica en caso de que se detecten señales EMG anormales o potencialmente peligrosas que le adviertan al personal médico una posible lesión o para prevenir un posible aumento de progresión de la misma.
5. Probar los dispositivos con personal médico especialista en el área de electromiografía para evidenciar que tan preciso es el sistema para un diagnóstico fiable y eficaz para un paciente en un caso real de posible lesión.

8. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] D. Mariana Haro, "Laboratorio de análisis de marcha y movimiento", Revista Médica Clínica Las Condes , vol. 25, no. 2, págs. 237-247, 2014. Disponible: 10.1016 / s0716-8640 (14) 70034-3.
- [2] Z. Liu, procesamiento de señales electromiográficas con aplicación a la lesión de la médula espinal . 2016.
- [3] M. Portela, J. Sánchez-Romero, V. Pérez y M. Betancur, "Estimación de par basada en electromiografía de superficie: potencial herramienta para la rehabilitación de rodilla", Revista de la Facultad de Medicina , vol. 68, no. 3, 2020. Disponible en: 10.15446 / revfacmed.v68n3.75214.
- [4] B. A. Vera Trujillo. "Procesamiento de señales EMG para miembros inferiores durante la marcha humana," B.S. Thesis., 2021. [Online]. Disponible en: <http://repositorio.utn.edu.ec/handle/123456789/11340>
- [5] C. Cifuentes, . F. Martínez y E. Romero, «ANÁLISIS TEÓRICO Y COMPUTACIONAL DE LA MARCHA NORMAL Y PATOLÓGICA,» Med, vol. 18, no 2, pp. 182-196, 2010.

- [6] R. Tamayo-Mendoza, J. Salazar-Loaiza, and J. Castañeda-Londoño, "Descripción de parámetros de referencia para la evaluación de la calidad del agua en ríos de Colombia," *Revista Científica*, vol. 4, no. 1, pp. 1-13, 2014. [Online]. Available: https://repository.ces.edu.co/bitstream/handle/10946/2481/Descripci%F3n_parametros_referencia.pdf;jsessionid=05A13F57429D4B5C8D4DE230A1F4DA16?sequence=2
- [7] H. Lehneis, H. Lehneis-Weber, J. M. Ring, and T. M. Wiest, "Proportional myoelectric control in lower limb amputees - a comparison of control signals and user acceptance," *Orthotics and Prosthetics*, vol. 56, no. 1, pp. 42-52, 2002. [Online]. Available: <http://www.oandplibrary.org/reference/ortetica/LLO-02.pdf>
- [8] S. Hernández, "Diseño y construcción de un prototipo de sistema de enfriamiento para uso doméstico utilizando energía solar," Tesis de Licenciatura, Universidad de las Américas Puebla, Cholula, México, 2008. [Online]. Available: http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lep/hernandez_s_f/capitulo3.pdf
- [9] Vaughan C, Davis B, O'Connor J. Dynamics of human gait, 2º Ed. South África
- [10] Marcha Humana - Cinesiología de la Marcha Humana Normal Dra. Marco Sanz, Carmen. Profesora titular (no date) Studocu. Available at: <https://www.studocu.com/es-ar/document/universidad-nacional-de-rosario/fisiologia/marcha-humana/7659269> (Accessed: April 17, 2023).
- [11] Fulk GD, Echternach JL, Nof L, O'Sullivan S. Electromyographic biofeedback for recovery of muscle function after stroke. *Cochrane Database of Systematic Reviews*. 2014;2014(2):CD009585. doi: 10.1002/14651858.CD009585.pub2.
- [12] "Effectiveness of an individualized electromyography (EMG)-triggered electrical stimulation program on muscle activation and function in chronic stroke" by Kim et al., published in *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* in 2010.
- [13] R. González, "Simulación de un robot cuadrúpedo con un controlador basado en retroalimentación de estados," Tesis de Maestría, Universidad Nacional de Colombia, Bogotá, Colombia, 2019. [Online]. Available: <https://repositorio.unal.edu.co/handle/unal/76633>
- [14] M. V. Arteaga España, "Módulo de Adaptación de patrones de Movimiento Para Planificación de trayectorias con fines de Rehabilitación de Movilidad articular."
- [15] A. F. Mannion, F. Balagué, F. Pellisé y C. Cedraschi, "Pain measurement in patients with low back pain", *Nat. Clin. Pract. Rheumatol.*, vol. 3, no. 11, pp. 610-618, 2007. doi:

10.1038/ncprheum0637.

- [16] R. J. Van Beers, H. P. Slijper, and C. N. Van Dijk, "The value of electromyography in the diagnosis of anterior cruciate ligament ruptures," *Int. Orthop.*, vol. 27, no. 5, pp. 292-295, 2003. doi: 10.1007/s00264-003-0452-2.
- [17] JA-BOTS. "Módulo NRF24L01+ PA LNA 2.4GHz." [En línea]. Disponible en: <https://ja-bots.com/producto/modulo-nrf24l01-pa-lna-2-4ghz/>
- [18] J. J. Granados, D. G. Rodríguez, and R. G. Hernández, "Design of a low-cost EMG signal acquisition system for prosthetic applications," in 2016 IEEE 11th International Symposium on Medical Information and Communication Technology (ISMICT), 2016, pp. 1-5.
- [19] M. W. M. Yusof, S. S. Jamil, M. Z. A. Abdul Aziz, and M. F. M. Yusof, "Design of a Four-Step EMG Acquisition Circuit for a Portable Rehabilitation Device," in *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol. 65, no. 6, pp. 1317-1324, June 2016, doi: 10.1109/TIM.2015.250883
- [20] Electronics Stack Exchange. (2021). Positive and Negative Voltage Regulation. [Online]. Disponible:<https://electronics.stackexchange.com/questions/497743/positive-and-negative-voltage-regulation>
- [21] RedGPS. (s.f.). DOIT ESP32. [Online]. Disponible: <https://www.redgps.com/dispositivos-iot/doit-esp32>
- [22] ssdielect (no date) Boost-buck module 20W positive and negative dual output $\pm 30V$, SSDIELECT ELECTRONICA SAS. Available at: <https://ssdielect.com/conversores-dc-dc-1/4095-dd39ajpa.html> (Accessed: April 18, 2023).
- [23] Espressif Systems. (2019). ESP32 Datasheet. [Online]. Disponible: <https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/1148023/ESPRESSIF/ESP32.html>
- [24] Arduino. (s.f.). Arduino Uno Datasheet. [Online]. Disponible: <https://docs.arduino.cc/static/053bb074e7f962a87dea1d6af0a0028a/A000005-datasheet.pdf>
- [25] Raspberry Pi. (2021). Raspberry Pi Pico Datasheet. [Online]. Disponible: <https://datasheets.raspberrypi.com/pico/pico-datasheet.pdf>
- [26] ETC1. (2018). HC-12 Datasheet. [Online]. Disponible:

<https://pdf1.alldatasheet.es/datasheet-pdf/view/1242982/ETC1/HC-12.html>

- [27] ETC1. (2018). NRF24L01 Datasheet. [Online]. Disponible: <https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/1243924/ETC1/NRF24L01.html>
- [28] Espressif Systems. (2022). ESP32. [Online]. Disponible: <https://www.espressif.com/en/products/socs/esp32>
- [29] Nordic Semiconductor. (2021). nRF24 Series. [Online]. Disponible: <https://www.nordicsemi.com/products/nrf24-series>
- [30] MathWorks. (s.f.). MATLAB. [Online]. Disponible: <https://la.mathworks.com/products/matlab.html>
- [31] MathWorks. (s.f.). App Designer. [Online]. Disponible: <https://la.mathworks.com/products/matlab/app-designer.html>
- [32] MD, R.L.do C. (2022) *Músculos anteriores da Perna*, Kenhub. Kenhub. Available at: <https://www.kenhub.com/pt/library/anatomia/musculos-anteriores-da-perna> (Accessed: April 18, 2023).
- [33] J. R. Cram, G. S. Kasman y J. Holtz, "Introducción a la electromiografía clínica," Lippincott Williams & Wilkins, 2011.
- [34] H. J. Hermens, B. Freriks, C. Disselhorst-Klug y G. Rau, "Desarrollo de estándares para la colocación de electrodos en electromiografía," Instituto Holandés de Tecnología Médica, 1999.
- [35] M. Voll, "Potencial de acción", Kenhub, 2021. [En línea]. Disponible en: <https://www.kenhub.com/es/library/anatomia-es/potencial-de-accion>. [Accedido: 18-abr-2023].
- [36] R. Merletti y D. Farina, "EMG de superficie durante contracciones intermitentes del músculo extensor de la muñeca en sujetos con síndrome del túnel carpiano", ResearchGate, 2001. [En línea]. Disponible en: https://www.researchgate.net/figure/Figura-1-EMG-de-superficie-durante-contracciones-intermitentes-del-musculo-extensor-de_fig1_237024758. [Accedido: 18-abr-2023].
- [37] T. J. B. S. V. G. U. J. P. R. R. M. C. Z. G. Adriana Isabel Agudelo Mendoza, «Marcha: descripción, métodos, herramientas de evaluación y parámetros de normalidad reportada en la literatura», CES Movimiento y Salud, pp. 29-43, 2013.

- [38] B. F. Mentiplay, L. G. Perraton, K. J. Bower, B. Adair, Y. H. Pua, G. P. Williams, R. McGaw, and R. A. Clark, "Assessment of lower limb muscle strength and power using hand-held and fixed dynamometry: a reliability and validity study," in PLoS One, vol. 10, no. 3, Mar. 2015, Art no. e0121720, doi: 10.1371/journal.pone.0121720.
- [39] T. Sugiura, M. Demura, and S. Kasuga, "Age and sex differences in the levels of muscular activities during daily physical actions," J. Physiol. Anthropol., vol. 34, no. 1, p. 35, Oct. 2015, doi: 10.1186/s40101-015-0076-y.
- [40] N. J. Cronin, J. Peltonen, M. Ishikawa, P. V. Komi, y J. Avela, "A comparison of electromyography and joint moment based methods for the normalisation of EMG during maximal voluntary eccentric knee extensions," J. Electromyogr. Kinesiol., vol. 21, no. 5, pp. 746-750, Oct. 2011, doi: 10.1016/j.jelekin.2011.05.002.
- [41] M. Arora, S. Rani and R. Mathur, "Surface Electromyography Analysis of Gait in Young Women," Journal of Clinical and Diagnostic Research, vol. 12, no. 3, pp. YC01-YC04, Mar. 2018.
- [42] Merletti, R., Botter, A., Troiano, A., & Merlo, E. (2009). Technology and instrumentation for detection and conditioning of the surface electromyographic signal: state of the art. Clinical biomechanics, 24(2), 122-134.
- [43] A. Del Vecchio, F. Casolo and M. Schmid, "Electromyography-Based Force Estimation: A Systematic Review and Meta-Analysis," in IEEE Journal of Neuroengineering and Rehabilitation, vol. 16, no. 1, pp. 1-17, 2019, doi:
- [44] HyperPhysics - Georgia State University, "Operational Amplifier - Variable Gain," [En línea]. Disponible en: <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbasees/Electronic/opampvar6.html>. [Acceso: 18-04-2023].
- [45] Mi Electrónica Fácil, "Amplificador Inversor: Fórmula Voltaje de Salida y Función de Transferencia," [En línea]. Disponible en: <https://mielelectronicafacil.com/analogica/amplificador-inversor/#formula-voltaje-de-salida-funcion-de-transferencia>. [Acceso: 18-04-2023].
- [46] Learning About Electronics, "Calculadora de Filtro Paso Alto," [En línea]. Disponible en: <http://www.learningaboutelectronics.com/Articulos/Calculadora-de-filtro-paso-alto.php>. [Acceso: 18-04-2023].

- [47] Wikiwand, "Rectificador de Precisión," [En línea]. Disponible en: https://www.wikiwand.com/es/Rectificador_de_precisi%C3%B3n. [Acceso: 18-04-2023].
- [48] Musiki.org.ar, "Filtro Pasa Bajos (LPF)," [En línea]. Disponible en: https://musiki.org.ar/Filtro_pasa_bajos_%28LPF%29. [Acceso: 18-04-2023].
- [49] Industry Surfer, "Ajuste de Ganancia del Circuito del Amplificador Operacional," [En línea]. Disponible en: <https://industrysurfer.com/blog-industrial/ingenieria/ingenieria-electrica-ingenieria/ajuste-de-ganancia-del-circuito-del-amplificador-operacional/>. [Acceso: 18-04-2023].
- [50] Cleveland Clinic. (n.d.). Electromyography (EMG). Recuperado de: <https://my.clevelandclinic.org/health/diagnostics/4825-emg-electromyography>. [Acceso: 18-04-2023].

ANEXOS

ANEXO A: MANUAL DE INSTRUCCIONES MONITOR DE ELECTROMIOGRAFÍA

1. Introducción

El software de interfaz de visualización de señales EMG es una herramienta valiosa para profesionales en áreas como la fisioterapia, la rehabilitación y la investigación biomédica. La captura, visualización y análisis de señales electromiográficas (EMG) son una parte integral del diagnóstico y tratamiento de una variedad de afecciones musculares y neurológicas. Sin embargo, estas tareas pueden ser complicadas y requieren de herramientas especializadas para realizarlas con precisión.

El software de interfaz de visualización de señales EMG ha sido diseñado para facilitar la captura, visualización y análisis de señales EMG de manera eficiente y precisa. Este software permite a los profesionales capturar señales EMG en tiempo real, visualizar los datos de manera clara y fácil de entender, y realizar análisis detallados de las señales capturadas. Además, el software permite la exportación de datos en diferentes formatos para su posterior análisis y almacenamiento.

Este manual tiene como objetivo proporcionar una guía detallada sobre el uso del software de interfaz de visualización de señales EMG. En él se describen todas las funcionalidades y características del software, así como las mejores prácticas para la captura, visualización y análisis de señales EMG. También se incluye información sobre la instalación y configuración del software, así como la solución de problemas comunes.

1.1. Propósito del software

El software de interfaz de visualización de señales EMG es una herramienta diseñada para capturar, visualizar y analizar señales electromiográficas (EMG) de manera eficiente y precisa. Este software se ha creado específicamente para profesionales en áreas como la fisioterapia, la rehabilitación y la investigación biomédica, que trabajan con señales EMG en su práctica diaria.

1.2. Alcance del manual

Este manual tiene como objetivo brindar una guía detallada sobre el uso del software de interfaz de visualización de señales EMG. En él se describen todas las funcionalidades y características del software, así como las mejores prácticas para la captura, visualización y análisis de señales EMG. El manual también incluye información sobre la instalación y configuración del software, así como la solución de problemas comunes.

1.3. Requerimientos del sistema

Para utilizar el software de interfaz de visualización de señales EMG, se requiere un sistema operativo Windows 7 o superior, con un mínimo de 4 GB de RAM y una tarjeta gráfica compatible con OpenGL 3.3 o superior. Además, se recomienda tener un procesador Intel Core i5 o superior, y una pantalla con una resolución de al menos 1280 x 720 píxeles. El software necesita la conexión del dispositivo emisor para representar las señales EMG.

2. Instalación y configuración

Dentro de la carpeta de instalación del software del monitor de electromiografía se encontrarán 3 carpetas las cuales corresponden al instalador de local de la aplicación de la interfaz, ejecutable sin instalación y ejecutable de prueba de ejecución sin funcionalidad.

Nombre	Fecha de modificación	Tipo	Tamaño
for_redistribution	7/04/2023 11:55 p. m.	Carpeta de archivos	
for_redistribution_files_only	7/04/2023 11:47 p. m.	Carpeta de archivos	
for_testing	7/04/2023 11:47 p. m.	Carpeta de archivos	
PackagingLog	7/04/2023 11:55 p. m.	Chrome HTML Do...	2 KB

Figura.81. Carpetas correspondientes al instalador local de la aplicación de la interfaz

2.1. Instalación del software

1. Dentro de la carpeta de instalación del software del monitor de electromiografía se encontrarán 3 carpetas las cuales corresponden al instalador de local de la aplicación de la interfaz, ejecutable sin instalación y ejecutable de prueba de ejecución sin funcionalidad.

Nombre	Fecha de modificación	Tipo	Tamaño
for_redistribution	7/04/2023 11:55 p. m.	Carpeta de archivos	
for_redistribution_files_only	7/04/2023 11:47 p. m.	Carpeta de archivos	
for_testing	7/04/2023 11:47 p. m.	Carpeta de archivos	
PackagingLog	7/04/2023 11:55 p. m.	Chrome HTML Do...	2 KB

Figura.82. Carpetas correspondientes al instalador local de la aplicación de la interfaz

2. En la carpeta "for_redistribution" se encuentra el instalador de la aplicación, para abrir el ejecutable se debe dar doble clic sobre el instalador, cabe recalcar que este instalador NO necesita de MATLAB instalado en el PC.

Nombre	Fecha de modificación	Tipo	Tamaño
MyApplInstaller_mcr	7/04/2023 11:55 p. m.	Aplicación	1.019.570 KB

Figura.83. Instalador local de la aplicación de la interfaz

3. Posteriormente se abrirá la siguiente ventana de instalación la cual está compuesta por una descripción de la aplicación y sus respectivos creadores y medios de contacto de los mismos.

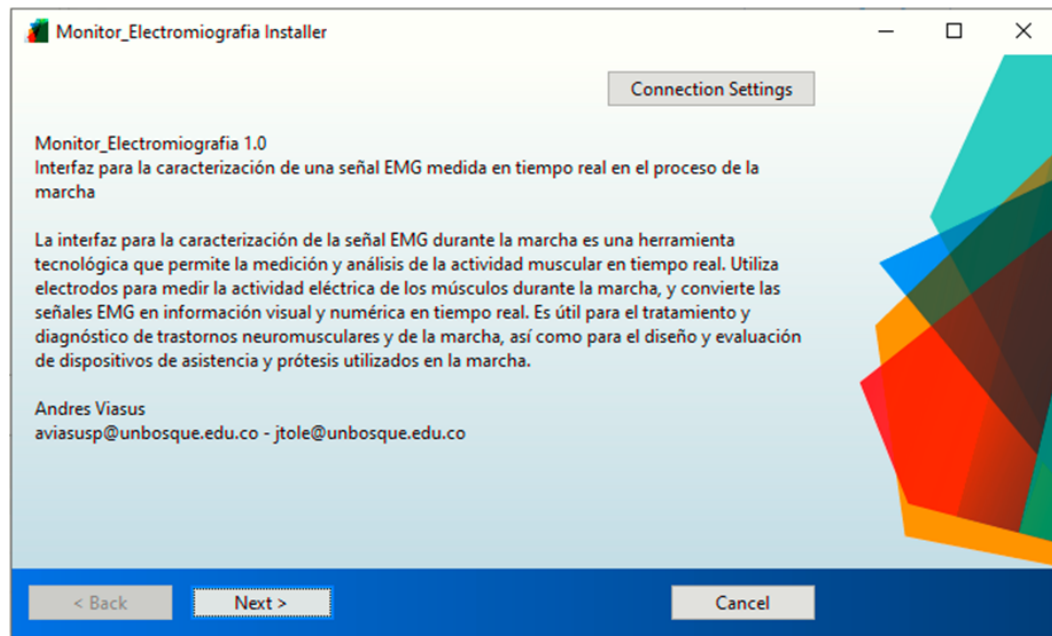


Figura.84. Ventana del instalador local de la aplicación de la interfaz

4. Al dar clic sobre el botón "Connection Settings" si la conexión de internet requiere servidor proxy, ingrese el nombre del servidor y la información del puerto. Si la conexión de internet no requiere un servidor proxy, si no está seguro dejar este espacio en blanco.

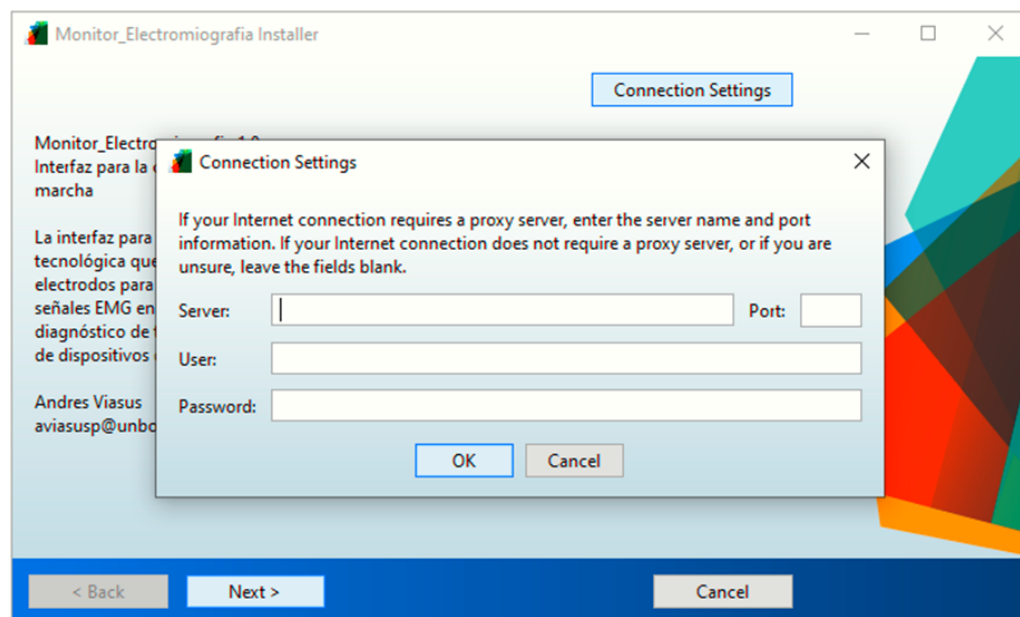


Figura.85. Configuraciones de conexión del instalador

5. En la siguiente ventana de instalación se puede escoger la ruta de instalación, se puede restaurar

la ruta de instalación y además se puede agregar un acceso directo al escritorio.

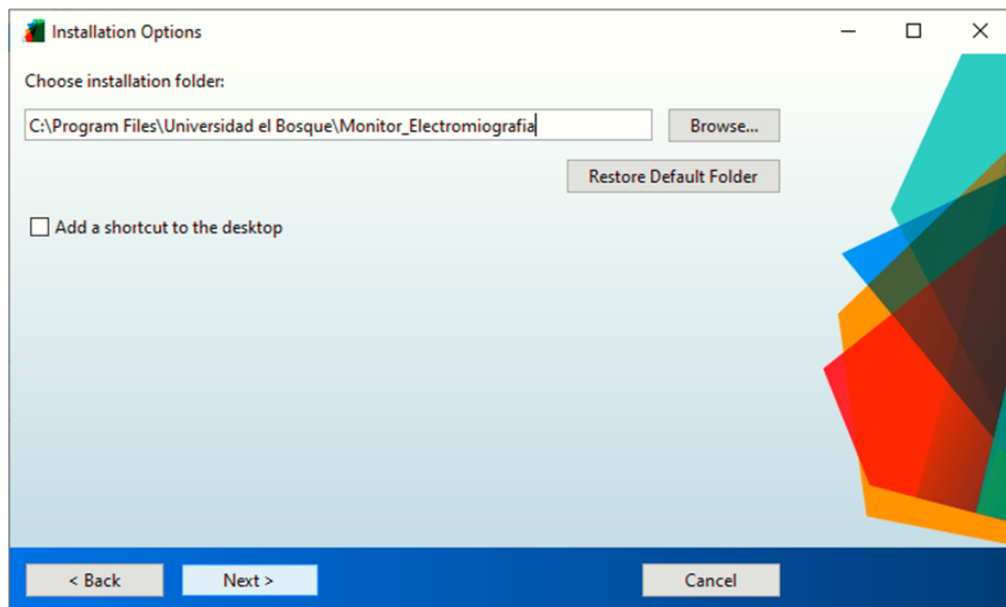


Figura.86. Ruta de instalación de la aplicación de la interfaz

6. En la siguiente ventana de instalación se debe de instalar el paquete "MATLAB Runtime", instalar este paquete es obligatorio para el correcto funcionamiento del ejecutable, también se puede cambiar la ruta de instalación y un botón para restaurar la ruta de instalación.

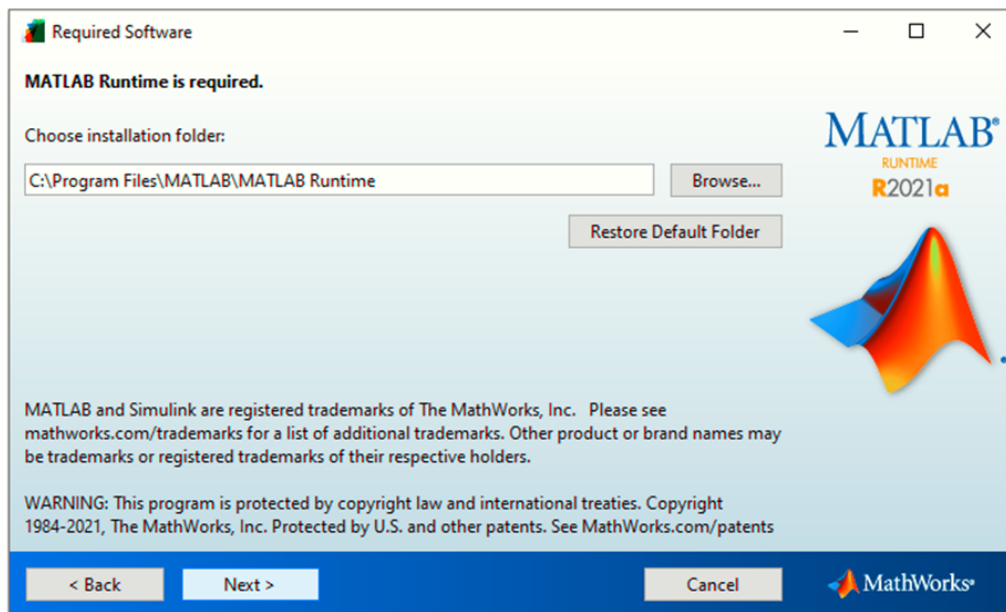


Figura.87. Ruta de instalación de la aplicación Matlab Runtime

7. En la siguiente ventana de instalación se encuentran los términos de licencia, se deben aceptar los términos de licencia para seguir con la instalación.

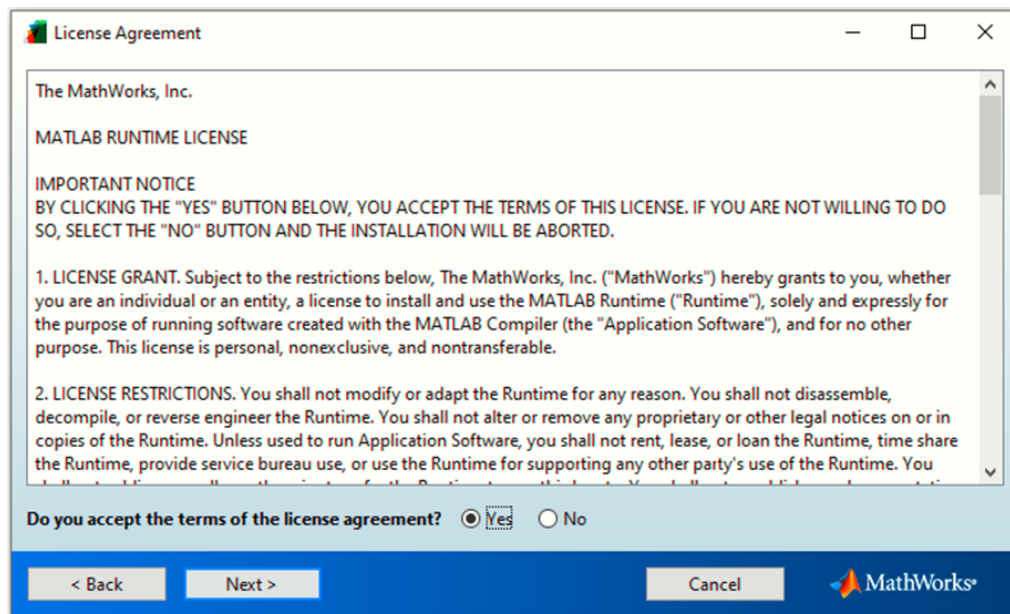


Figura.88. Términos de licencia de la aplicación de la interfaz

8. En la siguiente ventana de instalación se encuentran los parámetros que se escogieron previamente para la instalación, por último, se debe dar clic en el botón de instalación.

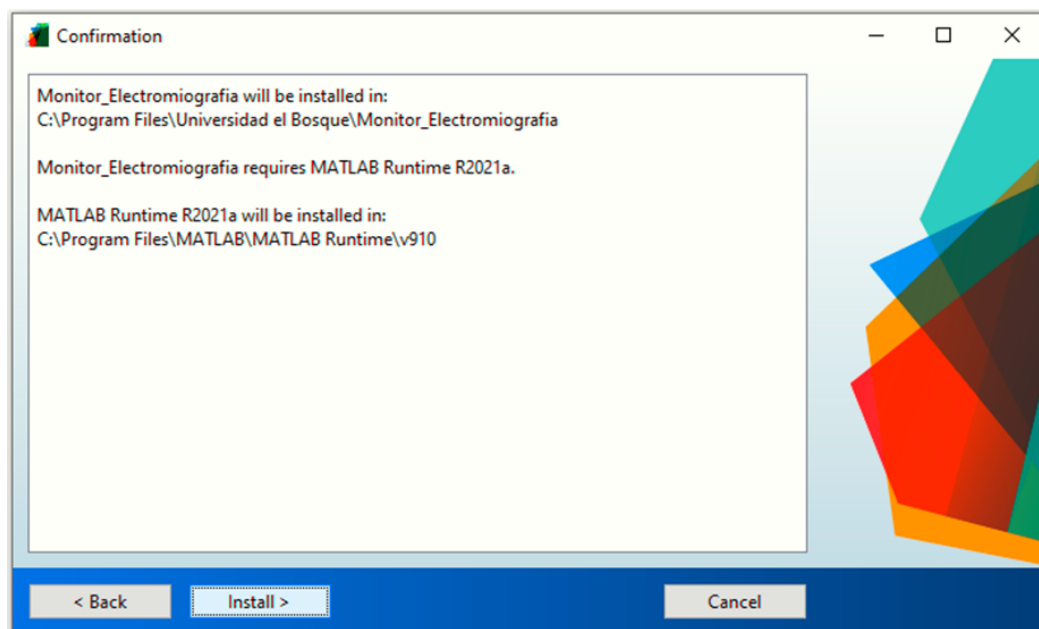


Figura.89. Ruta de instalación de la aplicación de la interfaz

9. Empezará una barra de porcentaje de instalación que finaliza al llegar a 100% y pasará a la siguiente ventana de forma automática.

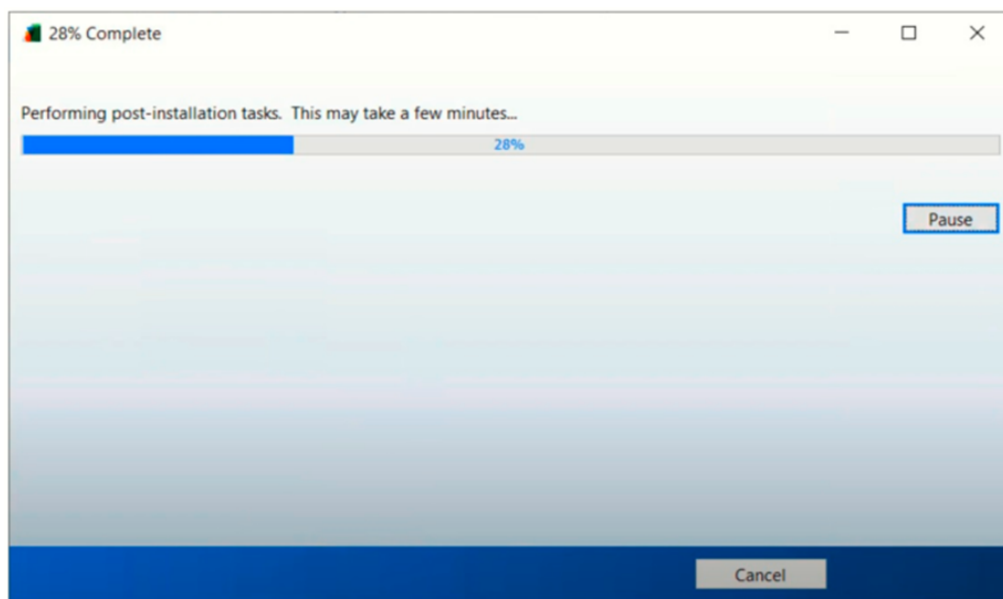


Figura.90. Ventana de porcentaje de instalación de la aplicación de la interfaz

10. Al finalizar la instalación se podrá abrir la interfaz desde el acceso directo ubicado en el escritorio o desde el ejecutable ubicado en la ruta de instalación previamente escogida durante la instalación.

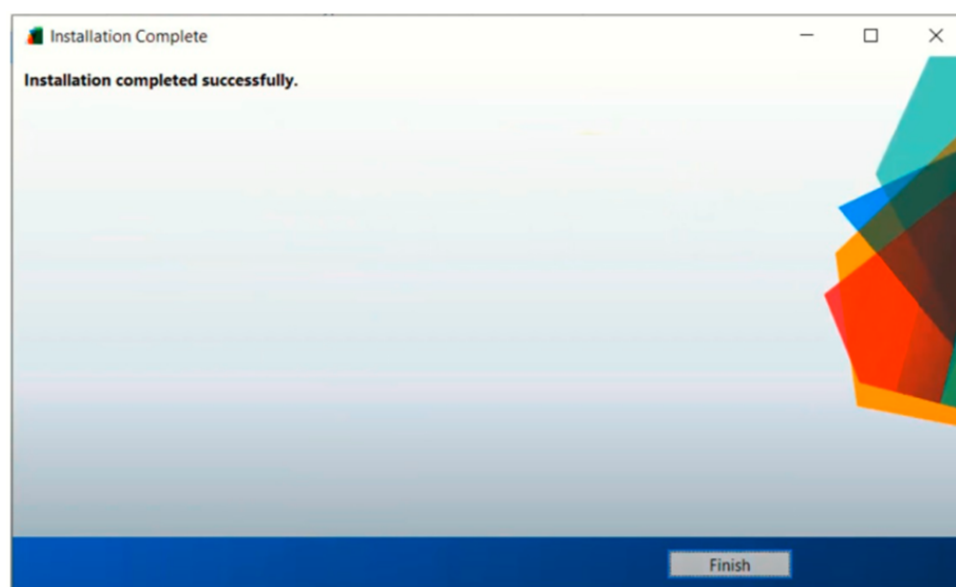


Figura.91. Ventana de instalación completada con éxito

2.2. Ejecutable sin previa instalación

1. Dentro de la carpeta de instalación del software del monitor de electromiografía se encontrarán 3 carpetas las cuales corresponden al instalador de local de la aplicación de la interfaz, ejecutable sin instalación y ejecutable de prueba de ejecución sin funcionalidad.

Nombre	Fecha de modificación	Tipo	Tamaño
for_redistribution	7/04/2023 11:55 p. m.	Carpeta de archivos	
for_redistribution_files_only	7/04/2023 11:47 p. m.	Carpeta de archivos	
for_testing	7/04/2023 11:47 p. m.	Carpeta de archivos	
PackagingLog	7/04/2023 11:55 p. m.	Chrome HTML Do...	2 KB

Figura.92. Carpetas correspondientes al instalador local de la aplicación de la interfaz

2. Dentro de la carpeta "for_testing" se encontrará el archivo con el nombre "Monitor_Electromiografia", básicamente este ejecutable es para comprobar que la interfaz se abre correctamente, pero no obstante no servirá para realizar una ejecución funcional del código.

Nombre	Fecha de modificación	Tipo	Tamaño
mccExcludedFiles	7/04/2023 11:47 p. m.	Documento de te...	1 KB
Monitor_Electromiografia	7/04/2023 11:47 p. m.	Aplicación	2.760 KB
readme	7/04/2023 11:47 p. m.	Documento de te...	2 KB
requiredMCRProducts	7/04/2023 11:47 p. m.	Documento de te...	1 KB
splash	3/03/2023 3:29 a. m.	Archivo PNG	74 KB
unresolvedSymbols	7/04/2023 11:47 p. m.	Documento de te...	1 KB

Figura.93. Archivos dentro de la carpeta "for_testing"

3. Dentro de la carpeta ubicada en la carpeta raíz "for_redistribution_files_only" se encuentran tres archivos correspondientes al ejecutable de la interfaz sin una instalación previamente, el segundo archivo documentación del compilador de MATLAB en el Centro de documentación de MathWorks y por último una imagen que aparece previamente al abrir el ejecutable de la interfaz, cabe recalcar que este instalador necesita de MATLAB instalado en el PC.




Nombre	Fecha de modificación	Tipo	Tamaño
 Monitor_Electromiografia	7/04/2023 11:47 p. m.	Aplicación	2.760 KB
 readme	7/04/2023 11:47 p. m.	Documento de te...	2 KB
 splash	3/03/2023 3:29 a. m.	Archivo PNG	74 KB

Figura.94. Archivos dentro de la carpeta "for_redistribution_files_only"

4. Al dar doble clic sobre el archivo "Monitor_Electromiografia" se abrirá la interfaz lista para usar.

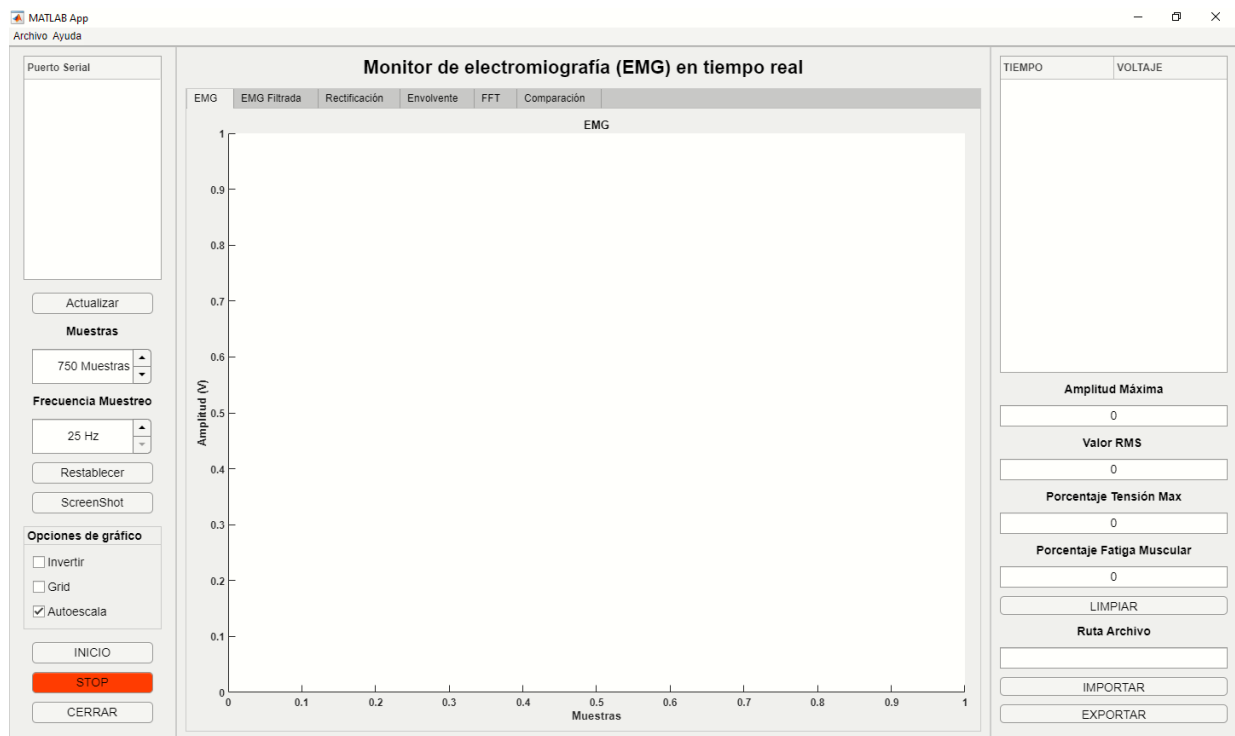


Figura.95. Interfaz de visualización "Monitor de electromiografia"

3. Interfaz de usuario

La primera sección que compone la interfaz gráfica está constituida por las siguientes funcionalidades de previa configuración antes de realizar una posterior medición:

1. Tabla de selección de puertos seriales COM.
2. Botón de "Actualizar" de lista en tabla de los puertos seriales COM disponibles.

3. Entrada de datos que permite seleccionar la cantidad de muestras por segundo a tomar durante una ejecución.
4. Entrada de datos que permite seleccionar la frecuencia con la que se realizará la envolvente de la señal filtrada.
5. Botón “RESTABLECER” que retorna los valores de la entrada de datos de cantidad de muestras por segundo y frecuencia con la que se realizará la envolvente de la señal filtrada.
6. Botón de "ScreenShot" que permite tomar captura de pantalla en cualquier momento a la sección de gráfica de datos.
7. Panel de opciones para cada una de las gráficas.
8. Botón “INICIO” que permite comenzar la comunicación por el puerto serial.
9. Botón “STOP” que permite finalizar la comunicación por el puerto serial.
10. Botón “CERRAR” que permite cerrar la ventana de la interfaz.

La segunda sección que compone a la interfaz gráfica está constituida varias pestañas que permiten visualizar la señal en sus respectivos gráficos 2D cada una con diferente propósito para la caracterización de la señal para su posterior análisis:

1. **EMG:** Señal amplificada en bruto sin ningún tipo de filtro.
2. **EMG Filtrada:** Señal filtrada con un filtro pasa bajos y otro pasa altos.
3. **Rectificación:** Señal sin sus componentes negativos.
4. **Envolvente:** Envolvente de la señal rectificada.
5. **FFT:** Transformada rápida de fourier de la señal EMG.
6. **Comparación:** Visualización de varias gráficas en una sola pestaña, para su posterior análisis.

La tercera sección que compone a la interfaz gráfica está constituida por las siguientes

funcionalidades que permiten la preservación de la señal.

1. Tabla en la que se representan las mediciones de cada una de las muestras tomadas durante la medición.
2. Amplitud máxima que alcanza un pico entre el inicio y el final de una medición.
3. Valor RMS de la señal EMG obtenida durante la contracción muscular voluntaria.
4. Porcentaje de tensión máxima del músculo.
5. Porcentaje de fatiga muscular.
6. Cuadro de texto en el que se muestra la ruta del archivo cuando se importa una medición de datos.
7. Botón “LIMPIAR” que elimina los datos de la tabla y las gráficas.
8. Botón “IMPORTAR” que permite reintegrar y graficar los datos exportados en un archivo de texto de una previa ejecución de la interfaz gráfica.

3.1. Secciones de la Interfaz

La interfaz gráfica está diseñada en App Designer de MATLAB, cabe recalcar que la interfaz está preparada para manejar excepciones y errores de forma eficiente por medio de mensajes en pantalla de error y advertencia.

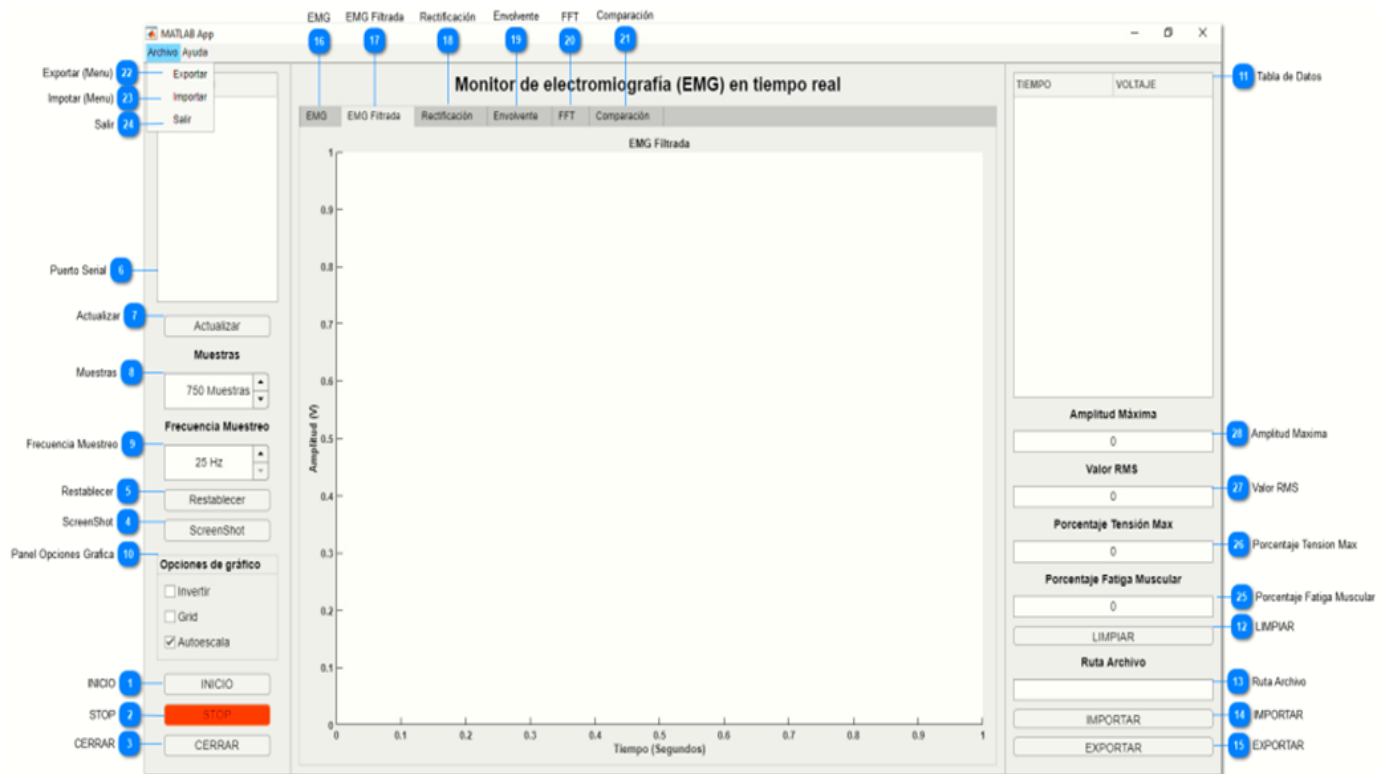


Figura.96. Partes de la interfaz de visualización "Monitor de electromiografía"

10 Panel Opciones Grafica



Opciones de gráfico

☐ Invertir

☐ Grid

☒ Autoescala

Panel de opciones para cada una de las gráficas.

11 Tabla de Datos

TIEMPO	VOLTAJE

Tabla en la que se representan las mediciones de cada una de las muestras tomadas durante la medición.

12 LIMPIAR



Botón "LIMPIAR" que elimina los datos de la tabla y las gráficas.

13 Ruta Archivo



Cuadro de texto en el que se muestra la ruta del archivo cuando se importa una medición de datos.

14 IMPORTAR



Botón "IMPORTAR" que permite reintegrar y graficar los datos exportados en un archivo de texto de una previa ejecución de la interfaz gráfica.

Figura.97. Partes de la interfaz de visualización "Monitor de electromiografía"

15 EXPORTAR



Botón "EXPORTAR" que permite guardar en un archivo de texto las mediciones listadas en la tabla anterior.

16 EMG



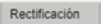
EMG: Señal amplificada en bruto sin ningún tipo de filtro.

17 EMG Filtrada



EMG Filtrada: Señal filtrada con un filtro pasabajos y otro pasa altos.

18 Rectificación



Rectificación: Señal sin sus componentes negativos.

19 Envolvente



Envolvente: Envolvente de la señal rectificada.

20 FFT



FFT: Transformada rápida de fourier de la señal EMG.

21 Comparación



Comparación: Visualización de varias gráficas en una sola pestaña, para su posterior análisis.

22 Exportar (Menu)

Exportar

Botón "Exportar" ubicado en el apartado de Archivo desde la barra de menú principal que permite exportar los datos registrados durante una medición o ejecución de la interfaz.

23 Importar (Menu)

Importar

Botón "Importar" ubicado en el apartado de Archivo desde la barra de menú principal que permite reintegrar y graficar los datos exportados en un archivo de texto de una previa ejecución de la interfaz gráfica.

24 Salir

Salir

Boton "Salir" ubicado en el apartado de Archivo desde la barra de menú principal que permite cerrar la interfaz.

25 Porcentaje Fatiga Muscular

0

Cuadro de texto en el que se muestra el porcentaje de fatiga muscular.

26 Porcentaje Tension Max

0

Cuadro de texto en el que se muestra el porcentaje de tensión máxima del músculo.

27 Valor RMS

0

Valor RMS de la señal EMG obtenida durante la contracción muscular voluntaria.

28 Amplitud Maxima

0

Amplitud máxima que alcanza un pico entre el inicio y el final de una medición.

Figura.98. Partes de la interfaz de visualización (2) "Monitor de electromiografía"

3.2. Pestañas para la caracterización de la señal EMG

La segunda sección que compone a la interfaz gráfica está constituida varias pestañas que permiten visualizar la señal en sus respectivos gráficos 2D cada una con diferente propósito para la caracterización de la señal para su posterior análisis:

1. EMG: Señal amplificada en bruto sin ningún tipo de filtro.

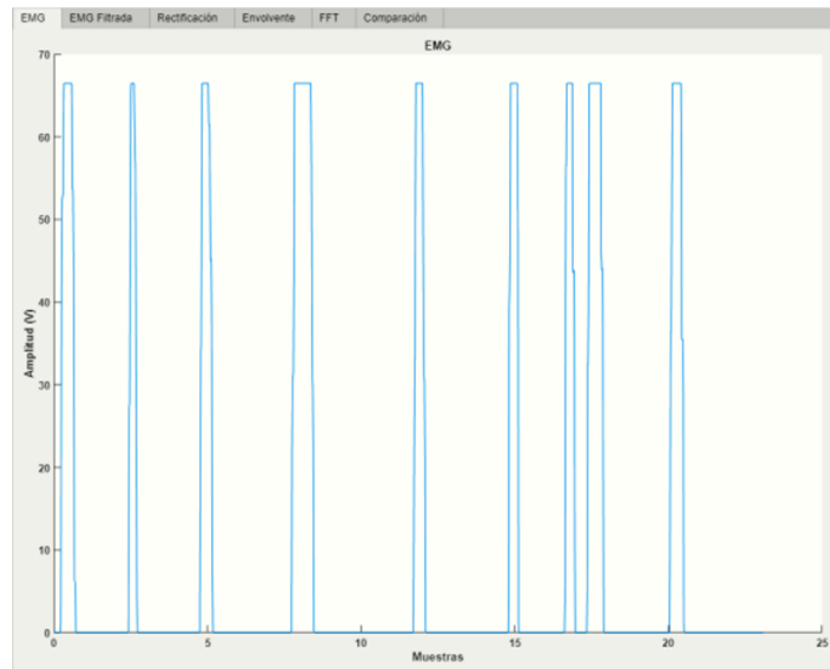


Figura.99. EMG: Señal amplificada en bruto sin ningún tipo de filtro

2. EMG Filtrada: Señal filtrada con un filtro pasa bajos y otro pasa altos.

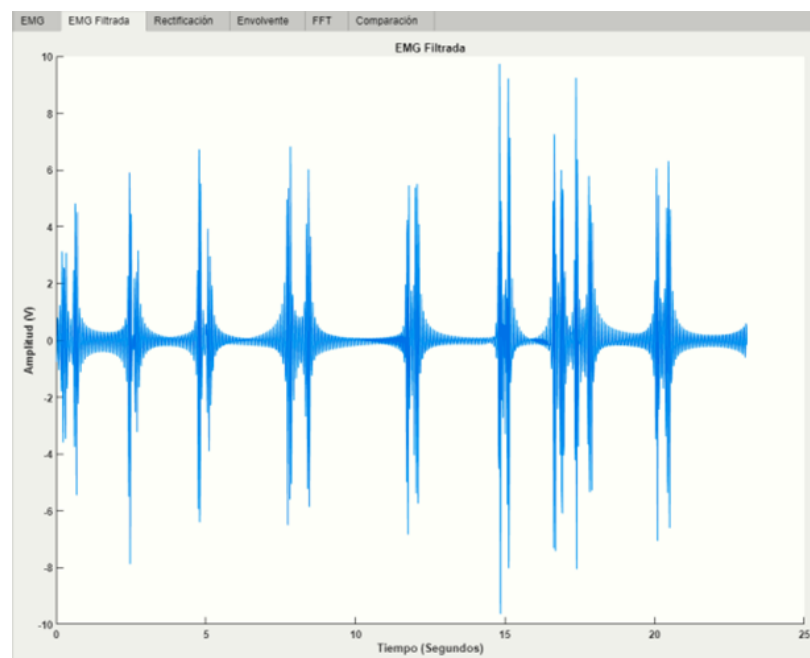


Figura.100. EMG Filtrada: Señal filtrada con un filtro pasa bajos y otro pasa altos

3. Rectificación: Señal sin sus componentes negativos.

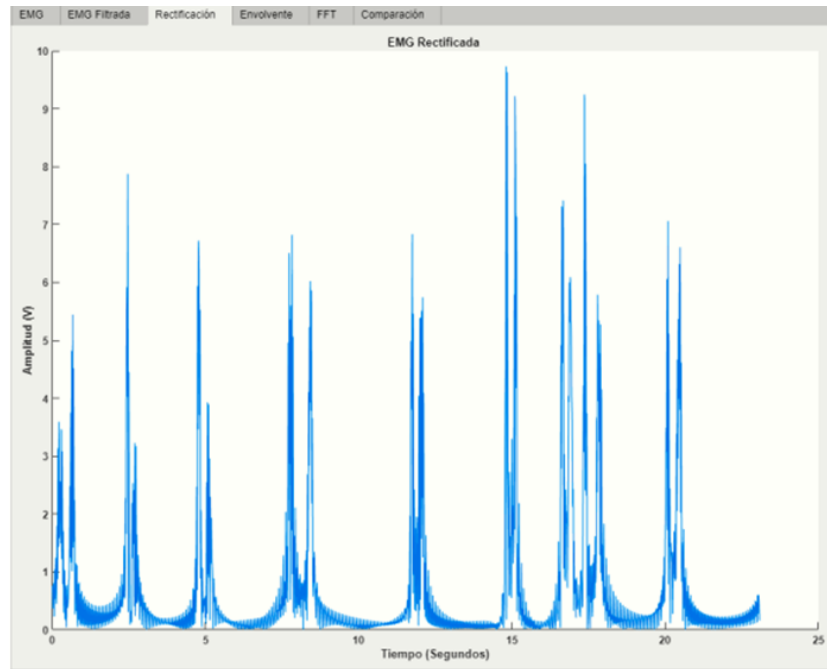


Figura.101. Rectificación: Señal sin sus componentes negativos

4. Envoltente: Envoltente de la señal rectificada.

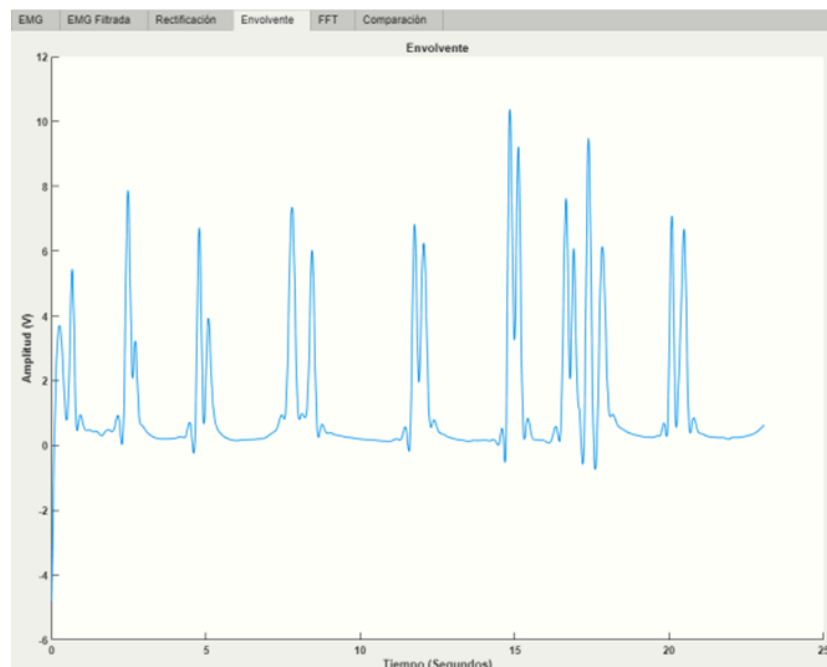


Figura.102. Envoltente: Envoltente de la señal rectificada

5. FFT: Transformada rápida de fourier de la señal EMG.

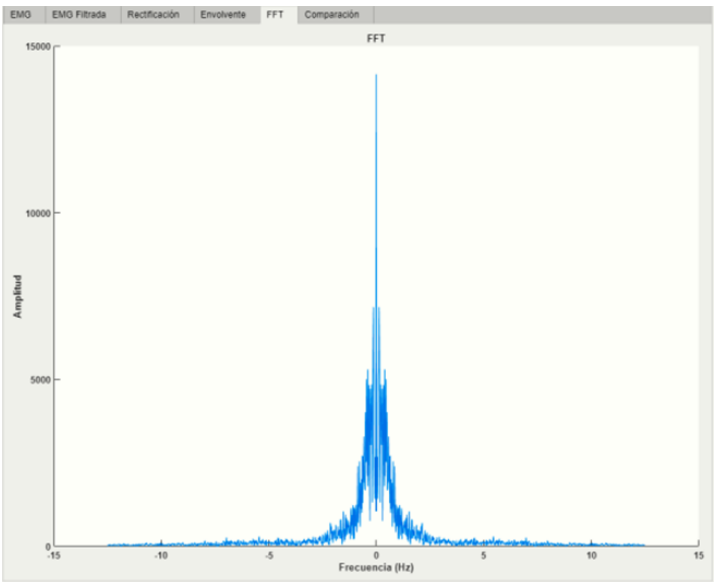


Figura.103. FFT: Transformada rápida de fourier de la señal EMG

6. Comparación: Visualización de varias gráficas en una sola pestaña, para su posterior análisis.

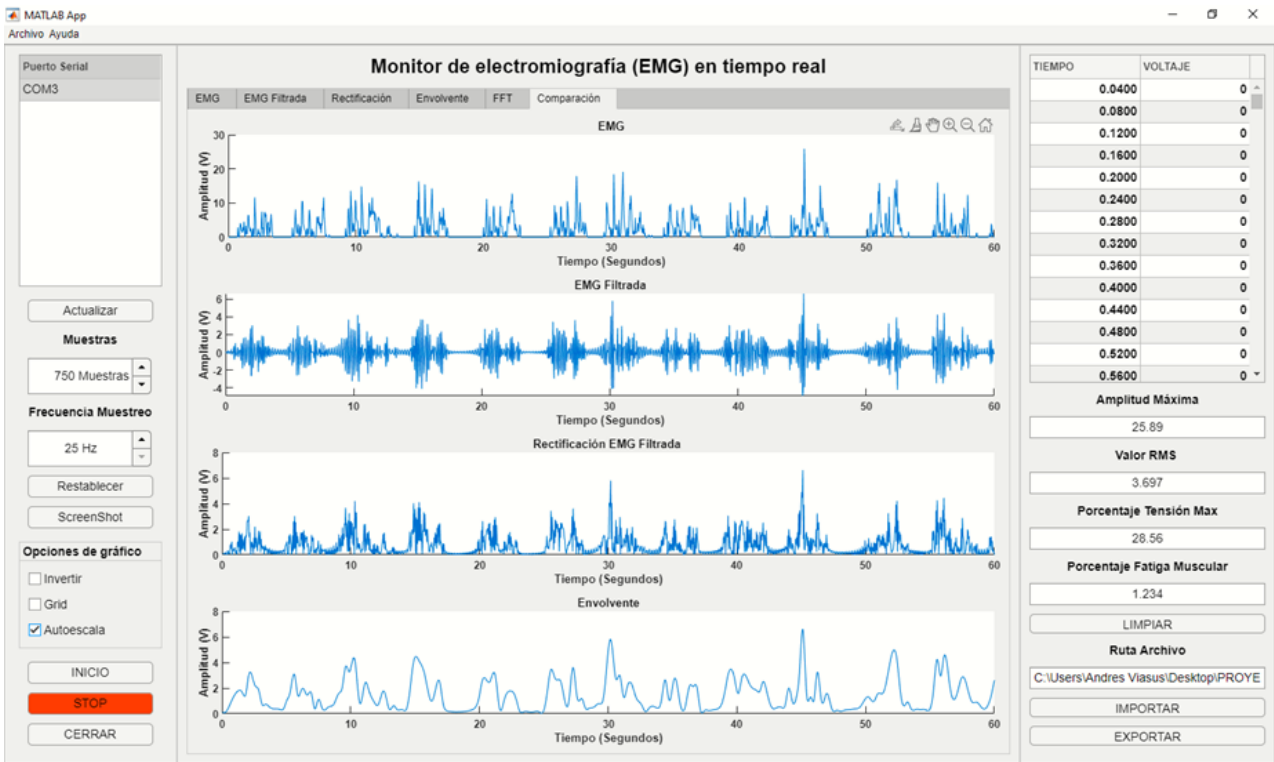


Figura.104. Comparación: Visualización de varias gráficas en una sola pestaña, para su posterior análisis

4. Importación y visualización de datos EMG

El software de interfaz de visualización de señales EMG permite la importación de datos EMG desde diferentes fuentes, como un archivo de datos en formato compatible con el software o directamente desde un dispositivo de captura de señales EMG conectado al sistema. En esta sección se describen los pasos para importar y visualizar los datos EMG en el software.

4.1. Importación de datos EMG

Para importar datos EMG desde un archivo de texto, el usuario debe seleccionar la opción "IMPORTAR" en el menú de archivo del software y buscar el archivo deseado en el explorador de archivos. Una vez seleccionado el archivo, el software importará automáticamente los datos EMG y los mostrará cada una de las pestañas de visualización y caracterización de la señal EMG.

Si se desea importar datos directamente desde un dispositivo de captura de señales EMG, se debe asegurar que el dispositivo esté conectado correctamente al sistema y configurado para su uso con el software. Luego, se debe seleccionar la opción "Capturar señales EMG" en el menú del software para iniciar la captura de datos. El software mostrará en tiempo real los datos EMG capturados y los almacenará para su posterior visualización y análisis.

En la siguiente imagen se puede observar la estructura en la que se almacenan los datos en un archivo de texto al importar una medición desde la interfaz, los datos están diferenciados o separados por un carácter especial que en este caso es una coma ",", los datos están respectivamente diferenciados en tiempo y voltaje.

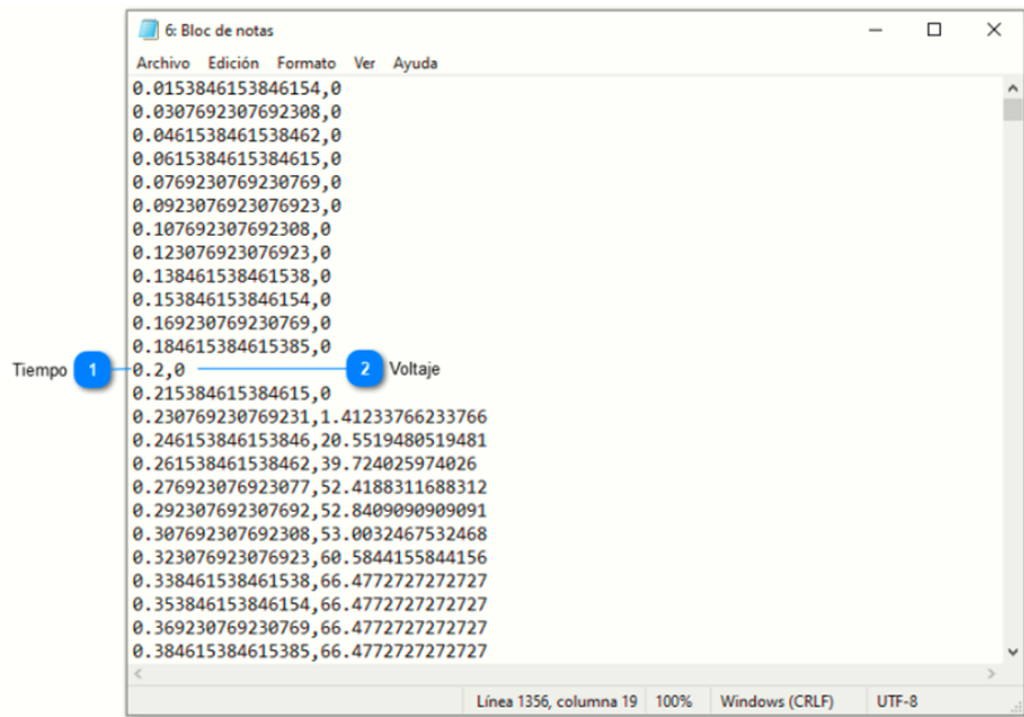


Figura.105. Archivo de texto generado al exportar los datos de una ejecución de la interfaz

1 Tiempo

0.2

Tiempo correspondiente a la cantidad de muestras y la frecuencia de muestreo.

2 Voltaje

,0

Medición en voltaje de la señal EMG.

Figura.106. Partes archivo de texto generado al exportar los datos de una ejecución de la interfaz

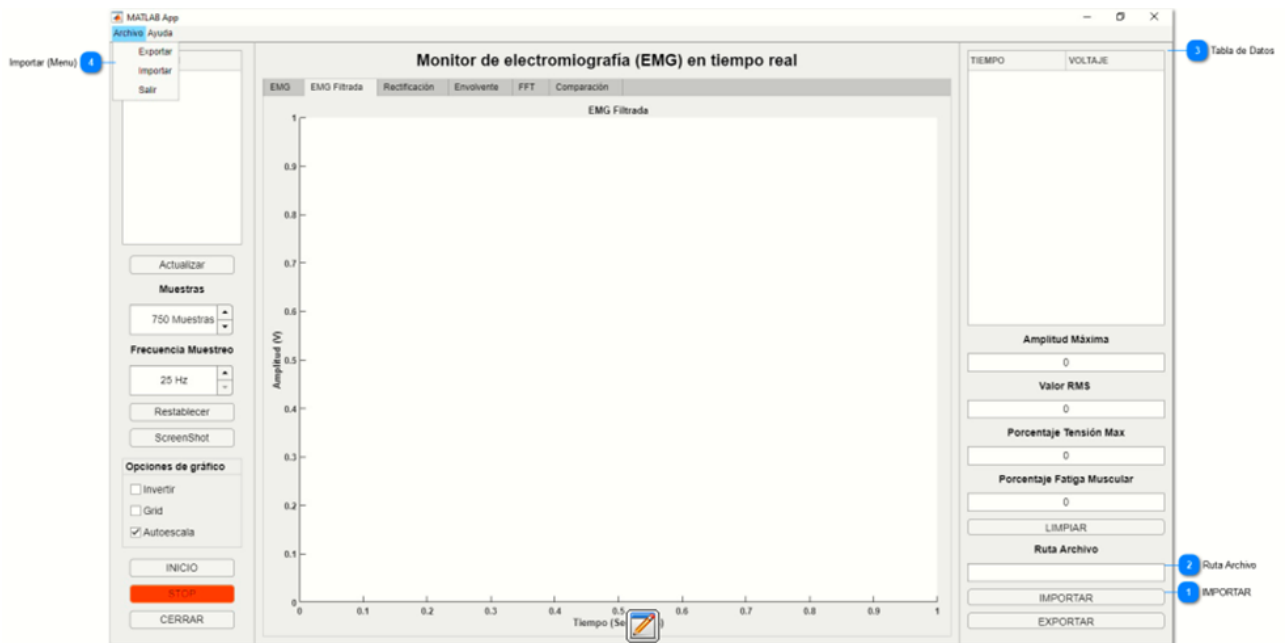


Figura.107. Partes de la interfaz para importar datos

1 IMPORTAR

IMPORTAR

Botón "IMPORTAR" que permite reintegrar y graficar los datos exportados en un archivo de texto de una previa ejecución de la interfaz gráfica.

2 Ruta Archivo

Cuadro de texto en el que se muestra la ruta del archivo cuando se importa una medición de datos.

3 Tabla de Datos

TIEMPO	VOLTAJE

Tabla en la que se representan las mediciones de cada una de las muestras tomadas durante la medición.

4 Importar (Menu)

Importar

Botón "Importar" ubicado en el apartado de Archivo desde la barra de menú principal que permite reintegrar y graficar los datos exportados en un archivo de texto de una previa ejecución de la interfaz gráfica.

Figura.108. Partes de la interfaz para importar datos (2)

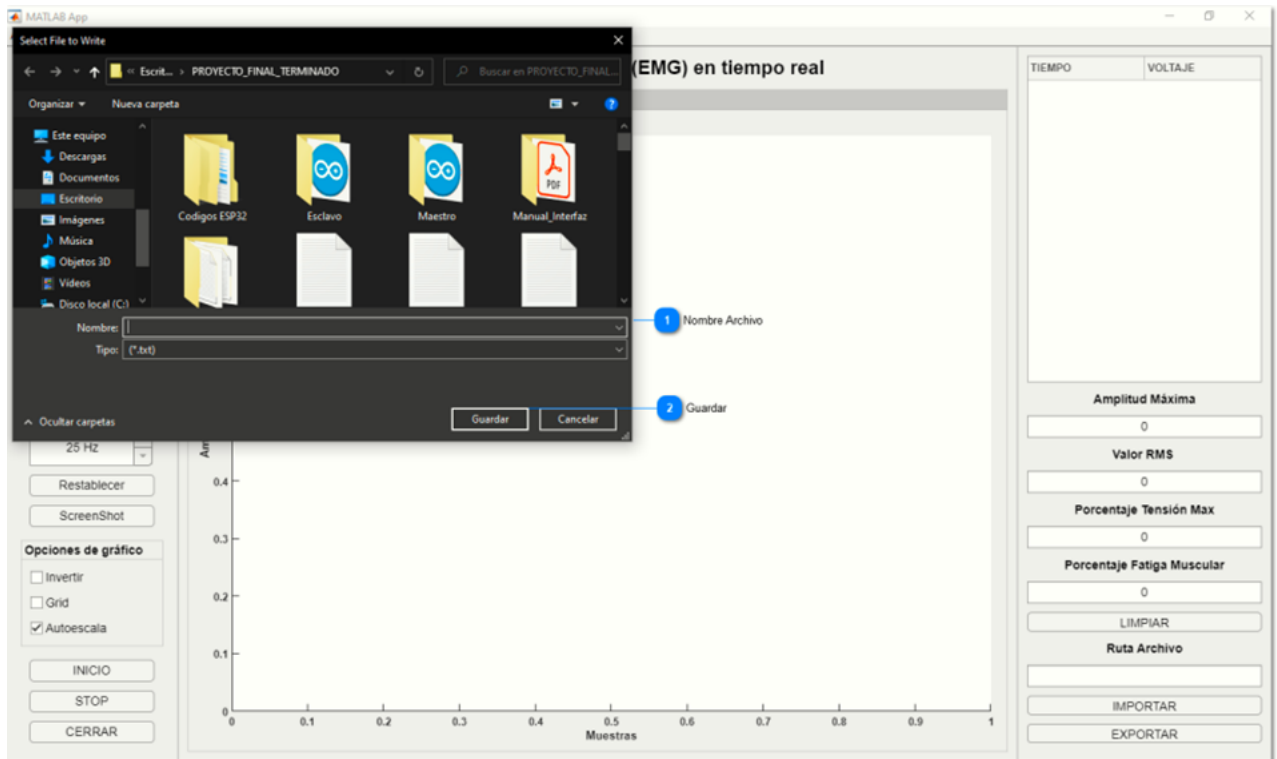


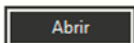
Figura.109. Ventana de importación de datos

1 Archivo para Importar



Archivo cualquiera que cumpla con la estructura para importar en la interfaz.

2 Abrir



Botón "Abrir" para importar el archivo.

Figura.110. Partes de la ventana de importación de datos

4.2. Visualización de datos EMG en tiempo real

Una vez que se han importado los datos EMG al software, se pueden visualizar en diferentes formatos y con diferentes opciones de visualización. El usuario puede seleccionar el formato de visualización deseado en la barra de herramientas del software, que incluye opciones como gráficos de línea, gráficos de barras y gráficos de dispersión.

El software también permite la selección un puerto serial COM para comunicarse y posteriormente obtener los datos numéricos que ingresan por el mismo y graficarlos en las gráficas correspondientes. El usuario puede ajustar la cantidad de muestras y la frecuencia de muestreo.

La interfaz tiene un límite inferior de 0 muestras y un límite de 100000 muestras posibles por otro lado la frecuencia de muestreo tiene un mínimo de 25Hz y un máximo de 100Hz desde que el botón "INICIO" es oprimido y la cantidad de muestras llega a su final.

En resumen, el software de interfaz de visualización de señales EMG permite la importación y visualización de datos EMG de manera eficiente y personalizable, lo que permite a los usuarios analizar y comprender los patrones de señales de manera efectiva.

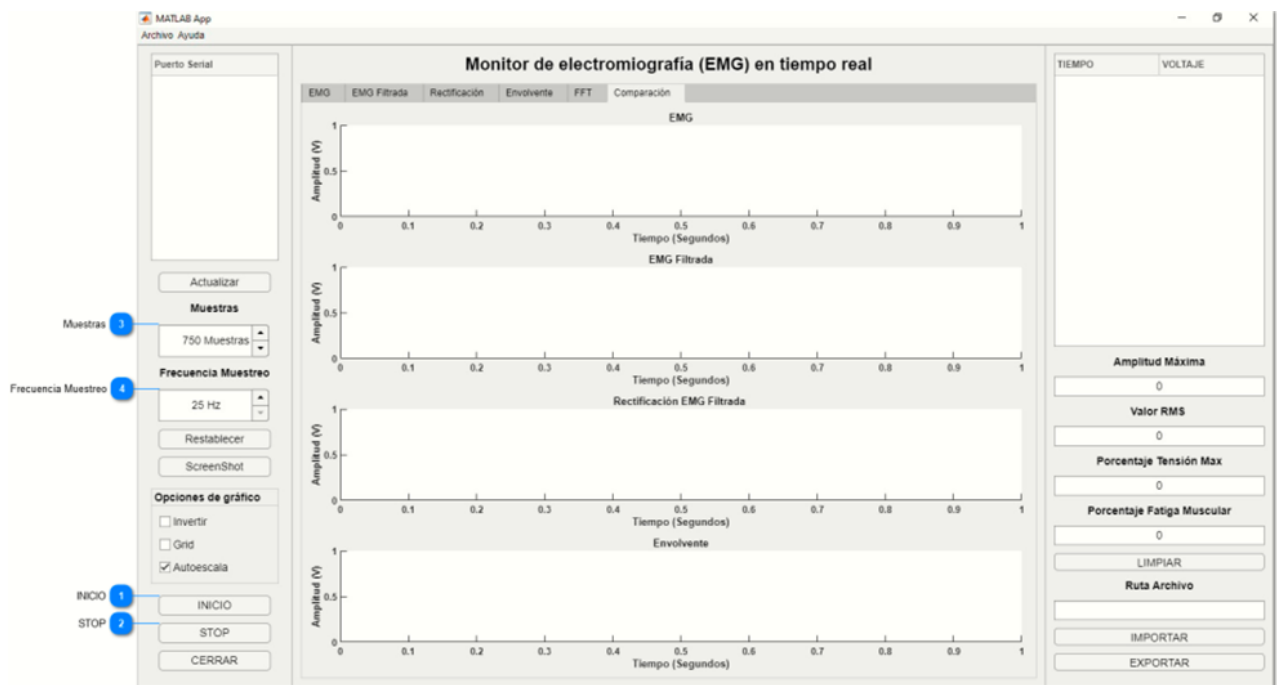


Figura.111. Partes importantes de la primera sección de configuración de la interfaz

1 INICIO

Botón "INICIO" que permite comenzar la comunicación por el puerto serial.

2 STOP

Botón "STOP" que permite finalizar la comunicación por el puerto serial.

3 Muestras

Entrada de datos que permite seleccionar la cantidad de muestras por segundo a tomar durante una ejecución, límite inferior de 0 y límite superior de 100000 muestras.

4 Frecuencia Muestreo

Entrada de datos que permite seleccionar la frecuencia con la que se realizará la envolvente de la señal filtrada, límite inferior de 25Hz y límite superior de 100Hz.

Figura.112. Partes importantes de la primera sección de configuración de la interfaz (2)

5. Exportación de datos

El software de interfaz de visualización de señales EMG permite la exportación de datos en formato de texto, lo que facilita su posterior análisis y almacenamiento. En esta sección se describen los pasos para exportar datos EMG desde el software.

5.1. Exportación de datos

Una vez que se termina la medición de los datos, el usuario debe seleccionar la opción "EXPORTAR" en la tercera sección de la interfaz o también desde el menú archivo ubicado en la parte superior de la interfaz en la opción de "Exportar", el software mostrará una ventana de diálogo que permite al usuario seleccionar el formato de exportación deseado y la ubicación donde se almacenará el archivo exportado.

El software de interfaz de visualización de señales EMG admite solamente la exportación de datos en archivo de texto, una vez que se han seleccionado la ubicación de almacenamiento y el nombre del archivo correspondiente, el usuario debe hacer clic en el botón "Guardar" para iniciar la

exportación de los datos EMG.

Una vez finalizada la exportación, el usuario puede abrir el archivo exportado desde la interfaz importando de nuevo el archivo de texto guardado previamente para su posterior análisis y procesamiento.

En resumen, el software de interfaz de visualización de señales EMG permite la exportación de una medición realizada por la interfaz para su posterior análisis y almacenamiento. El proceso de exportación es sencillo y personalizable, lo que permite al usuario adaptarlo a sus necesidades específicas.

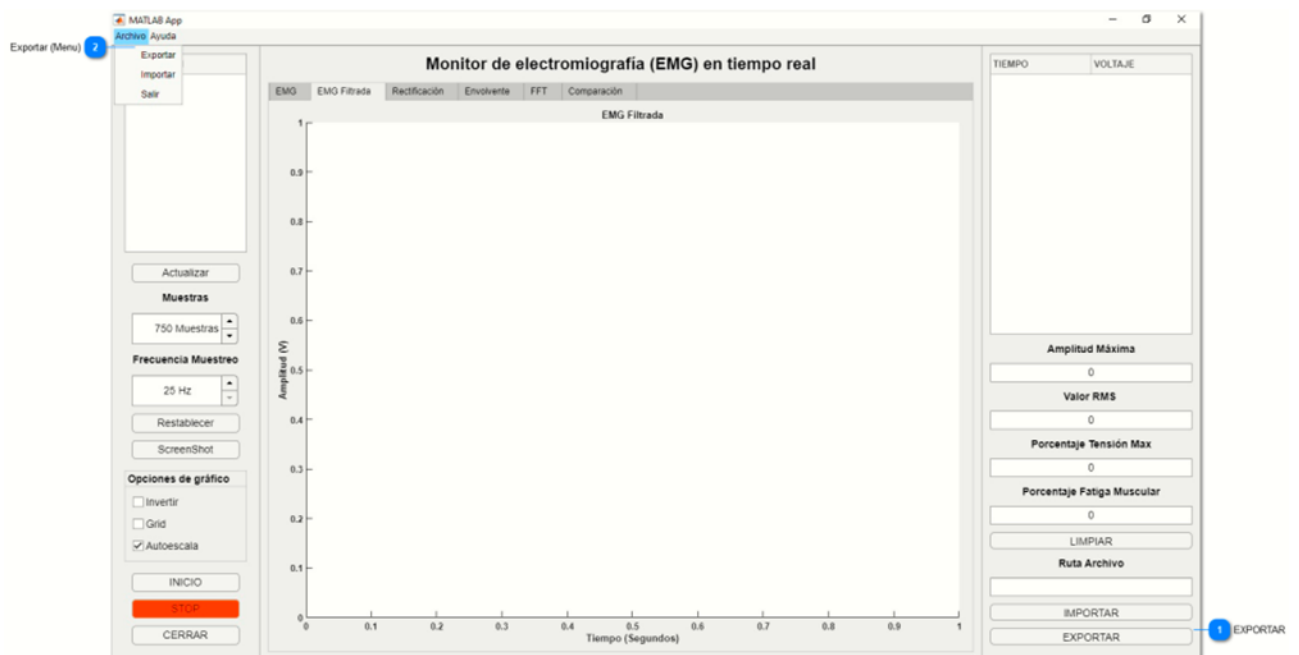


Figura.113. Partes de la interfaz para exportar datos



Botón "EXPORTAR" que permite guardar en un archivo de texto las mediciones listadas en la tabla anterior.



Exportar archivo de texto desde el menú superior.

Figura.114. Partes de la interfaz para exportar datos (2)

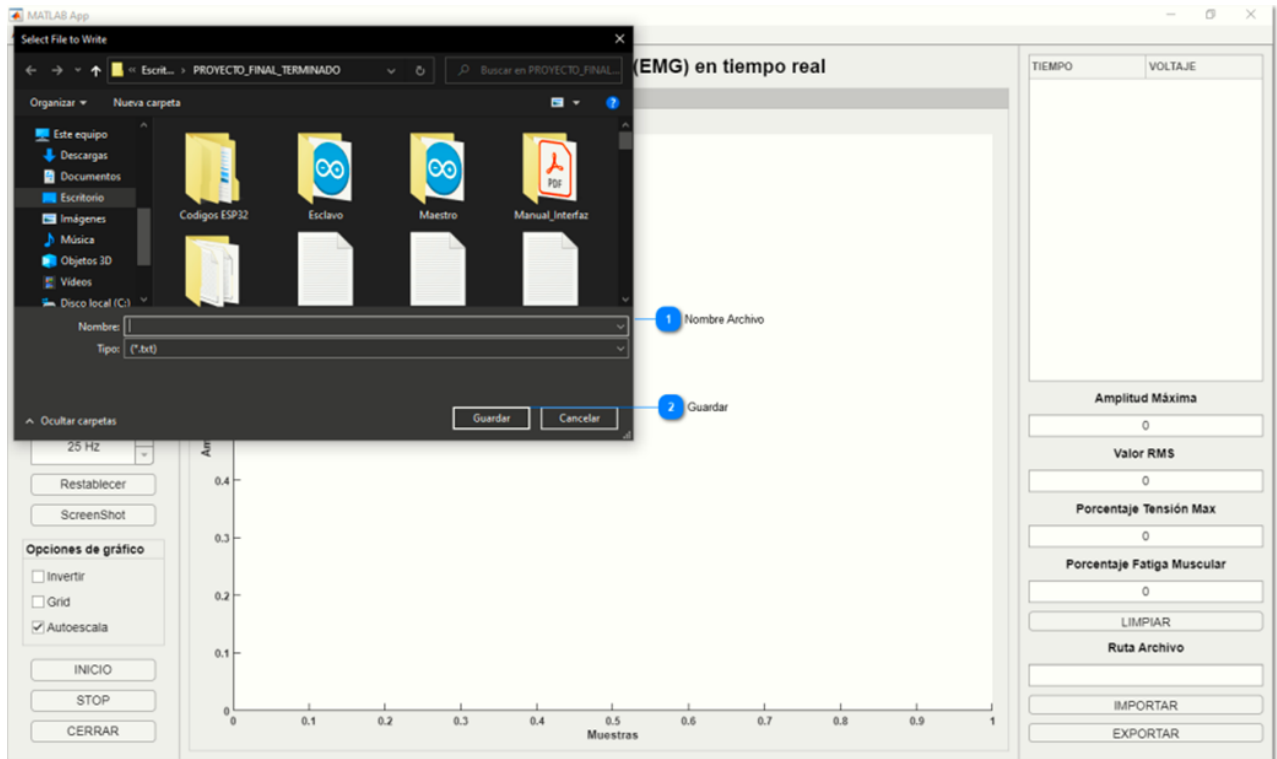


Figura.115. Ventana de exportación de datos



- 1 **Nombre Archivo**

 Espacio para poner el nombre del archivo a exportar.
- 2 **Guardar**

 Botón "Guardar" para iniciar la exportación de los datos EMG.

Figura.116. Partes de la ventana de exportación de datos

6. Control de Excepciones y Errores

El software de interfaz de visualización de señales EMG está diseñado para manejar de manera adecuada cualquier excepción o error que pueda ocurrir durante su ejecución. Esto garantiza una experiencia de usuario óptima y evita posibles pérdidas de datos o fallos en el sistema.

Cuando se produce una excepción o error, el software muestra un mensaje de alerta que describe el problema y proporciona una sugerencia para solucionarlo. Los mensajes de alerta pueden ser de

diferentes tipos, dependiendo del tipo de excepción o error que se haya producido. Por ejemplo, si el software no puede abrir un archivo de datos, se mostrará un mensaje de alerta indicando que el archivo no se puede abrir y que el usuario debe verificar la ruta y el nombre del archivo.

El software también puede manejar errores críticos, como fallas en el hardware o en la conexión a la señal EMG. En estos casos, el software muestra un mensaje de alerta que indica el problema y proporciona una posible causa. En resumen, el software de interfaz de visualización de señales EMG maneja excepciones y errores de manera efectiva a través de mensajes de alerta que describen el problema y proporcionan una posible causa.

6.1. Control de Excepciones

El software de interfaz de visualización de señales EMG está diseñado para manejar de manera adecuada cualquier excepción que pueda ocurrir durante su ejecución. Esto garantiza una experiencia de usuario óptima y evita posibles pérdidas de datos o fallos en el sistema.

Cuando se produce una excepción, el software muestra un mensaje de alerta que describe el problema y proporciona una sugerencia para solucionarlo. Los mensajes de alerta pueden ser de diferentes tipos, dependiendo del tipo de excepción que se haya producido.

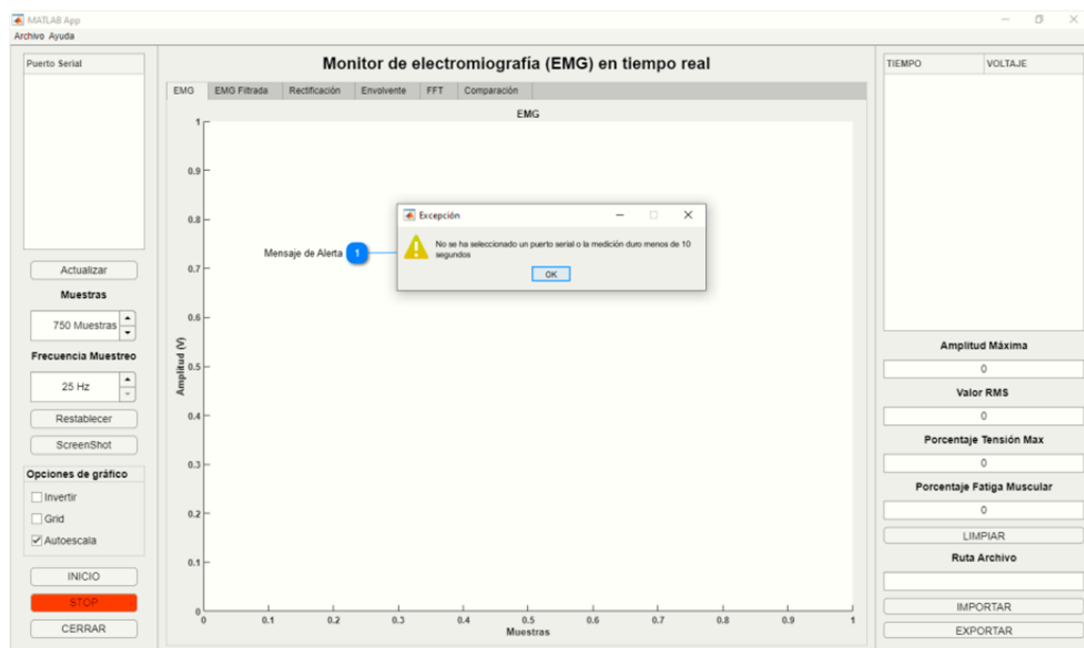
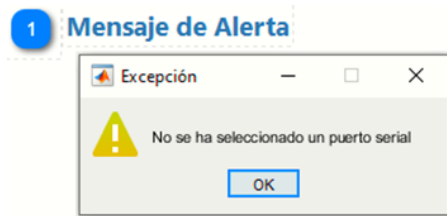


Figura.117. Excepción falta de elección de puerto serial para comunicación



Mensaje de alerta (Excepción), no se ha seleccionado un puerto serial.

Figura.118. Ventana de excepción falta de elección de puerto serial para comunicación

6.2. Control de Errores

El software de interfaz de visualización de señales EMG está diseñado para manejar de manera adecuada cualquier error que pueda ocurrir durante su ejecución. Esto garantiza una experiencia de usuario óptima y evita posibles pérdidas de datos o fallos en el sistema.

Cuando se produce un error, el software muestra un mensaje de alerta que describe el problema y proporciona una sugerencia para solucionarlo. Los errores pueden ser de diferentes tipos, dependiendo del tipo de error que se haya producido.

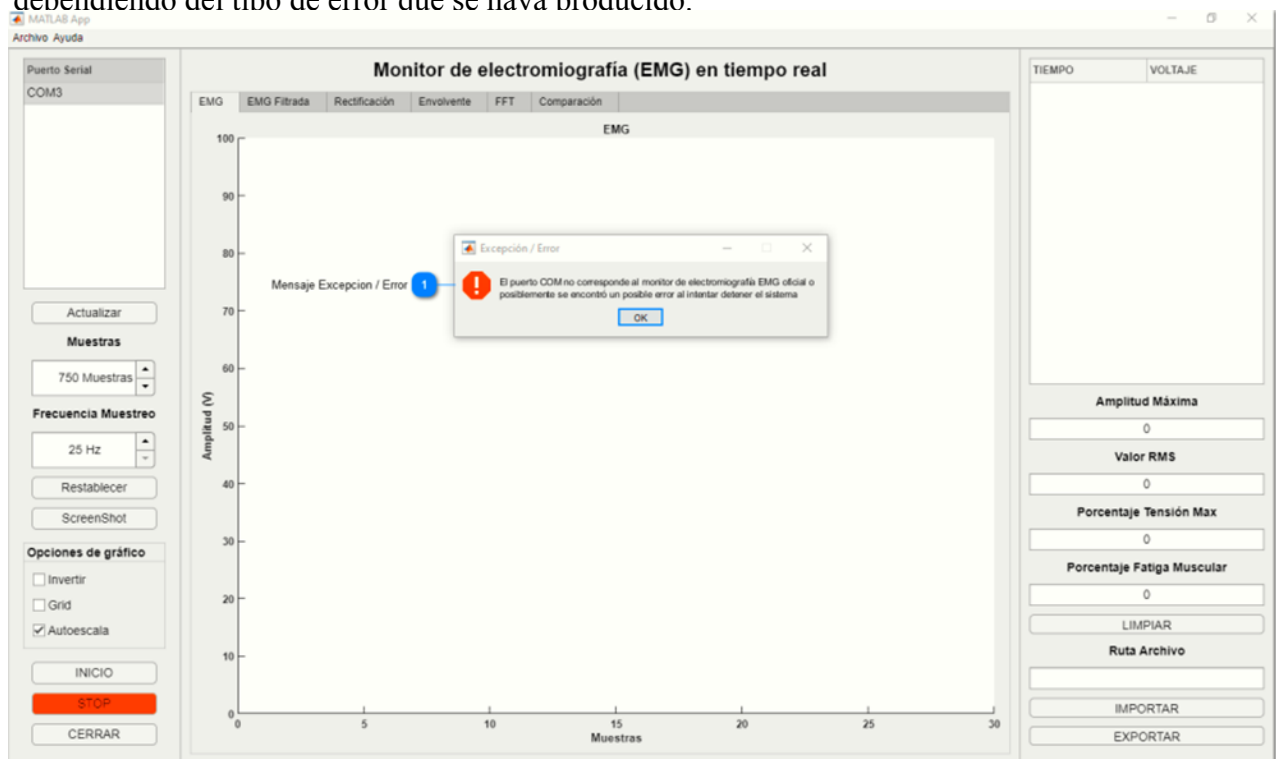
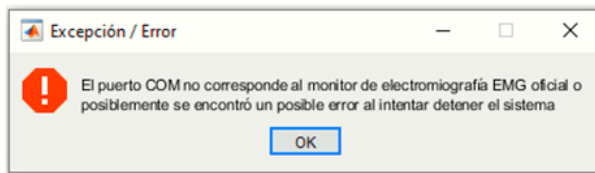


Figura.119. Error puerto COM no corresponde al monitor de electromiografía

1 Mensaje Excepcion / Error

Mensaje de error o excepción el puerto COM no corresponde al monitor de electromiografía EMG oficial o posiblemente se encontró un posible error al intentar detener el sistema.

Figura.120. Ventana de error puerto COM no corresponde al monitor de electromiografía

ANEXO B: REPOSITORIO DEL PROYECTO

En el siguiente enlace se encuentra el repositorio en donde están alojados todos los anexos para el proyecto como los son los archivos de instalación de la interfaz, códigos de IDE de Arduino, manual de la interfaz gráfica, archivos para la generación de la PCB para el circuito EMG, los planos de cada una de la piezas, los modelos 3D de cada pieza, archivos de texto y screenshots correspondientes a varias pruebas realizadas durante el desarrollo del proyecto.

Enlace repositorio: <https://github.com/zlDarkStar/Proyecto-Characterizacion-EMG.git>

ANEXO C: PLANOS DE LA ESTRUCTURA

Los planos de la estructura física tanto del dispositivo emisor y receptor son los siguientes tomando en cuenta que están compuestas por la caja y su respectiva cubierta o tapa.

Caja Emisor:

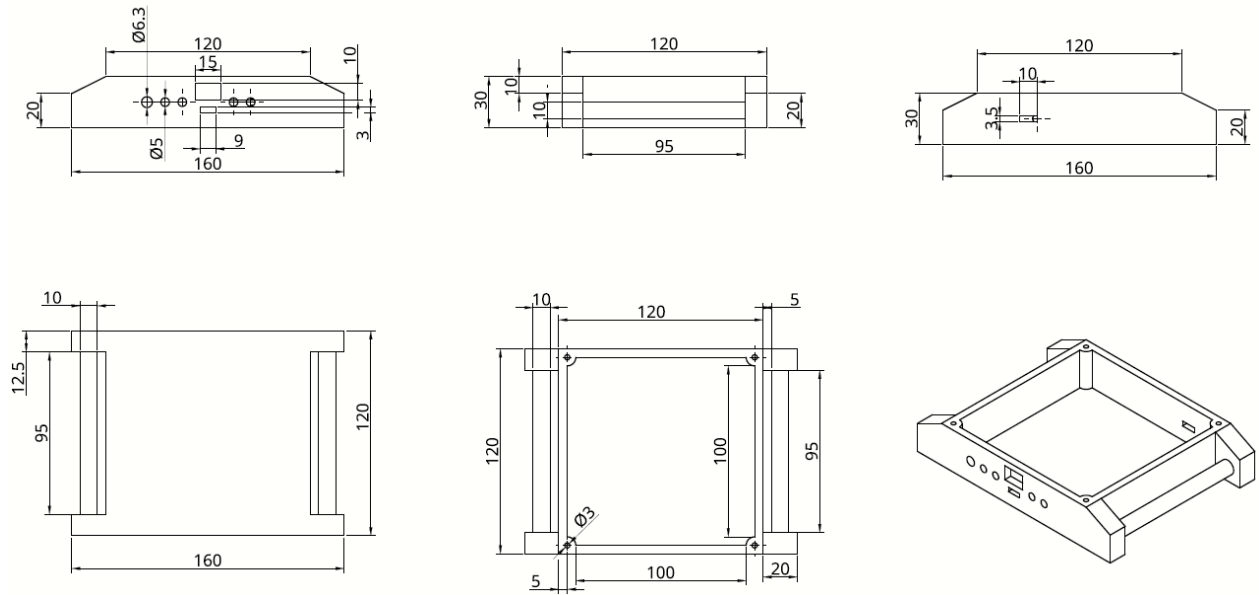


Figura.121. Planos caja emisor

Tapa Emisor:

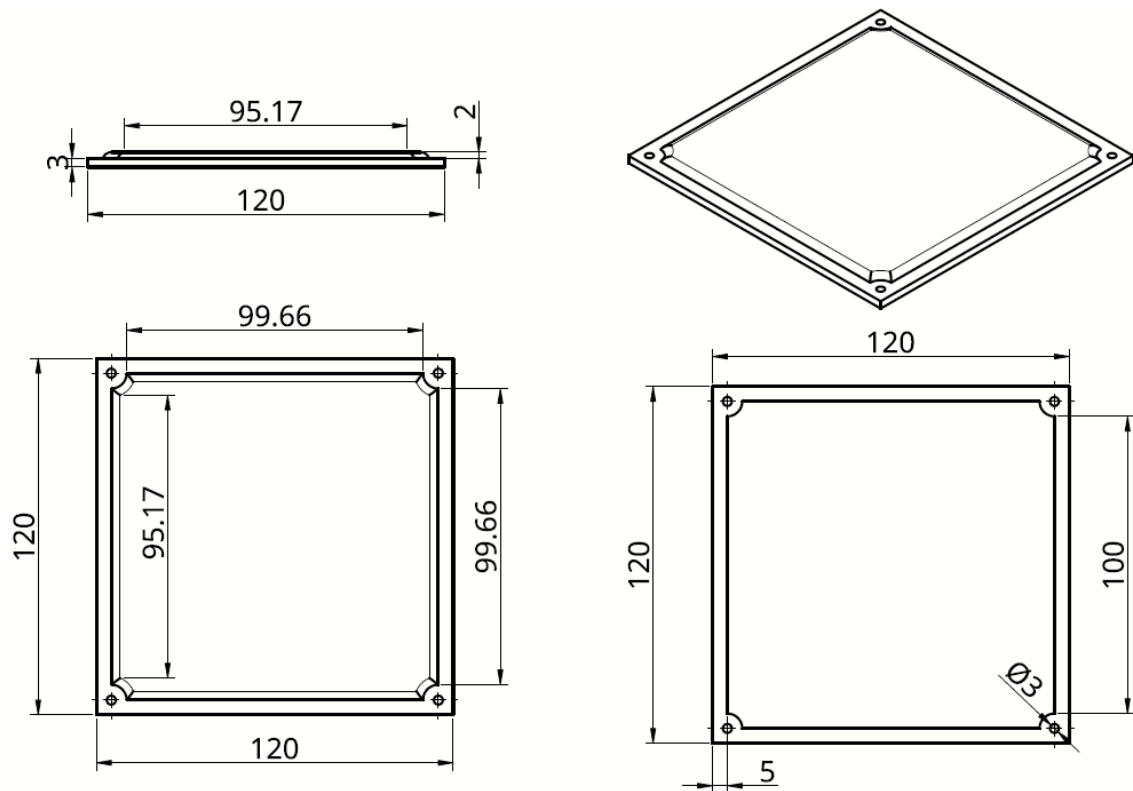


Figura.122. Planos tapa emisor

Caja Receptor:

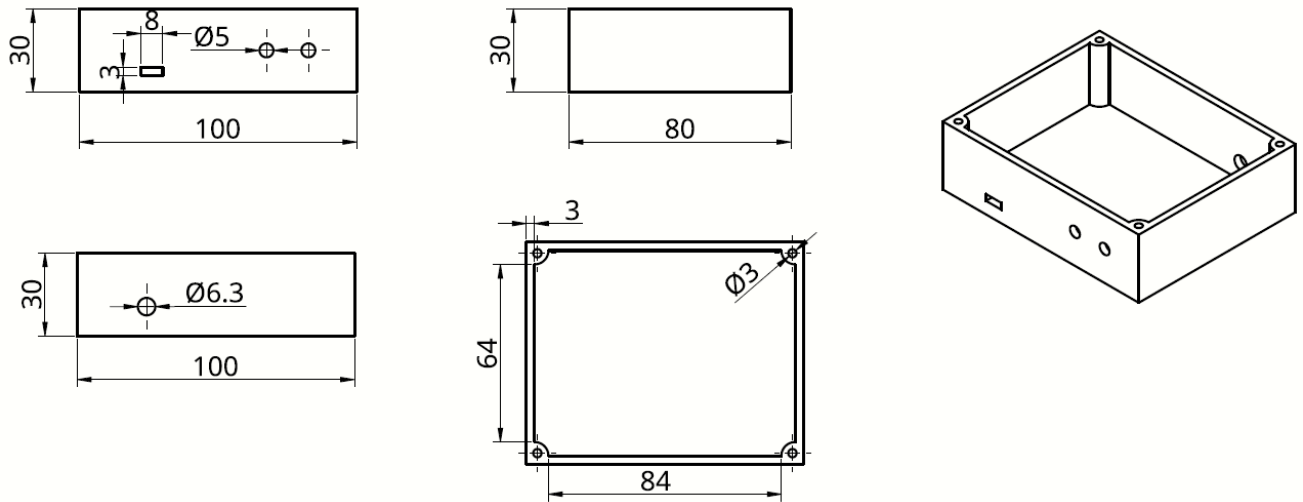


Figura.123. Planos caja receptor

Tapa Receptor:

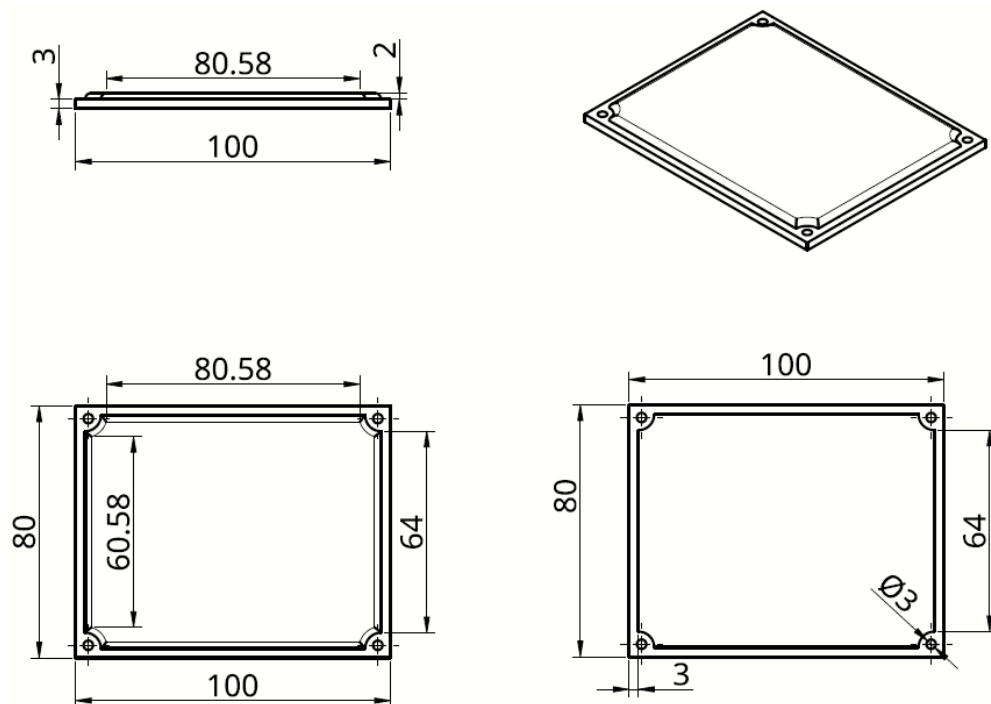


Figura.124. Planos tapa receptor