

Electromiógrafo de bajo costo basado en el Internet de las Cosas Low-cost electromyograph based on the Internet of Things

M. Gomez-Correa ^a, A. Cruz-Cortes ^a, D. Cruz-Ortiz ^b, M. Ballesteros ^{a,*}

^aCentro de Innovación y Desarrollo Tecnológico en Cómputo, Instituto Politécnico Nacional, Ciudad de México, México.

^bUnidad Profesional Interdisciplinaria de Biotecnología, Instituto Politécnico Nacional, Ciudad de México, México.

Resumen

La electromiografía es un método que mide la actividad eléctrica muscular y ha tenido gran popularidad en aplicaciones como análisis biomecánicos, control de prótesis y rehabilitación. A pesar de lo anterior, los dispositivos disponibles en el mercado cuentan con elevados costos, haciéndolos poco asequibles para la mayoría de la población, especialmente en países como México. El presente trabajo desarrolla un sistema de electromiografía superficial basado en el internet de las cosas. Este cuenta con ocho módulos y un software que permite la modificación de parámetros en línea para hacer estudios personalizados; además, cuenta con comunicación WiFi con el fin de tener un equipo portátil y útil para su uso en diferentes entornos.

Palabras Clave: Internet de las Cosas, Electromiógrafo, Dispositivos portátiles, Comunicación inalámbrica.

Abstract

Electromyography is a method that measures muscle electrical activity and has gained widespread popularity in applications such as biomechanical analysis, prosthesis monitoring, and rehabilitation. Despite this, commercially available devices are expensive, making them unaffordable for the majority of the population, especially in countries like Mexico. This work develops a surface electromyography system based on the Internet of Things. It has eight modules and software that allows for online parameter modification for personalized studies. It also features Wi-Fi, providing portable equipment that is useful in various environments.

Keywords: Internet of things, Electromyograph, Portable devices, Wireless communication.

1. Introducción

Los sistemas y servicios de salud están saturados debido a causas como el envejecimiento de la población, los estilos de vida, la aparición de nuevas patologías, los problemas demográficos, la escasez de personal sanitario y la falta de equipos biomédicos (De Arteché *et al.*, 2020). Es por esto que, para mitigar la problemática, se han desarrollado nuevas estrategias, como la telemedicina y el monitoreo remoto, con el fin de complementar los sistemas de salud existentes, permitiendo que más personas accedan a los servicios, favoreciendo el intercambio de información entre proveedores de salud, aumentando la calidad de la atención y mejorando los costos y la eficacia de hospitales (Mosenia *et al.*, 2017).

El desarrollo de dispositivos de salud portátiles ha cobrado relevancia, ya que permiten la monitorización ambulatoria y continua de señales fisiológicas durante las actividades de la

vida diaria o en entornos clínicos, con la ventaja de minimizar las molestias y la interferencia con las actividades del usuario (Dias y Paulo Silva Cunha, 2018). Estos sistemas consideran la combinación de diferentes dispositivos, como sensores fisiológicos, con la implementación de tecnologías de comunicación inalámbrica e Internet de las Cosas (IoT por sus siglas en inglés), para permitir la adquisición, el procesamiento y el intercambio de información útil en el estudio del cuerpo humano para el diagnóstico, el tratamiento y la prevención de enfermedades (Gardašević *et al.*, 2020). Además, se ha evidenciado que la monitorización de bioseñales, como los signos vitales, la electromiografía (EMG) y la electroencefalografía, es crucial para comprender las condiciones fisiológicas y patológicas de un paciente, ya que estas señales se relacionan con procesos como la circulación, la respiración y las funciones neurológicas (Ren *et al.*, 2019; González *et al.*, 2012). Por ejemplo, en el caso de la EMG, estudios han demostrado que diversas ca-

* Autor para correspondencia: mballesterose@ipn.mx

Correo electrónico: mgomezc2103@alumno.ipn.mx (Manuela Gomez-Correa), acruzcl602@alumno.ipn.mx (Adriana Cruz-Cortes), dcruzo@ipn.mx (David Cruz-Ortiz), mballesterose@ipn.mx (M. Ballesteros).

Historial del manuscrito: recibido el 19/07/2025, última versión-revisada recibida el 16/10/2025, aceptado el 16/10/2025, publicado el 25/03/2026. **DOI:** <https://doi.org/10.29057/icbi.v14iEspecial.15477>



racterísticas extraídas de estas señales ayudan a establecer un índice cuantitativo de la capacidad muscular del paciente, evaluando la efectividad y la calidad del funcionamiento de los procesos fisiológicos relacionados con la movilidad de la persona y su sistema musculoesquelético (Fang *et al.*, 2020). Para este tipo de aplicación, la EMG superficial es la técnica más utilizada debido a su facilidad y comodidad (Zwarts y Stegeman, 2003).

A pesar de lo mencionado anteriormente y las ventajas que tiene incluir tecnología innovadora en los servicios de salud, el desarrollo y la fabricación de dispositivos biomédicos en América Latina presentan un bajo porcentaje, ya que solo el 5 % del mercado de dispositivos médicos pertenece a esta región. Además, alrededor del 90 % de los dispositivos adquiridos en estos países se importan de potencias como Estados Unidos, lo que genera altas fluctuaciones de precios, limita el crecimiento de las industrias locales y aumenta los costos de los procesos de importación (Nuñez *et al.*, 2022).

Por lo tanto, este documento describe el desarrollo de un electromiógrafo superficial de bajo costo para su aplicación en soluciones orientadas al estudio y análisis del sistema neuromusculoesquelético. El sistema cuenta con ocho módulos de registro de EMG que cuentan con un circuito capaz de modificar parámetros como la amplitud y aplicación de filtros digitales según las necesidades del estudio. El circuito es capaz de amplificar de 150 a 1100 veces la amplitud de entrada y, para garantizar la portabilidad del dispositivo, se hizo uso del protocolo WiFi para la comunicación. Adicionalmente, el sistema cuenta con un programa de cómputo para configurar, visualizar, procesar y almacenar la información recopilada en la nube.

2. Requerimientos de diseño

Para el desarrollo del sistema, se establecieron las características eléctricas y estructurales a considerar en el desarrollo del dispositivo. El diseño del circuito eléctrico estableció las siguientes características:

- **Ancho de banda del dispositivo:** El ancho de banda se estableció como la característica principal para el diseño del sistema de adquisición. Considerando que la señal EMG presenta un rango dominante entre 10 y 500 Hz, este rango se determinó como ancho de banda y se utilizó para diseñar los filtros implementados en el circuito de adquisición y sus respectivas frecuencias de corte (Altın, 2016; Arteaga *et al.*, 2020). A partir de la frecuencia de 500 Hz, se determinó la frecuencia de muestreo utilizada para la adquisición que debe de ser mínimamente de 1000 Hz.
- **Diseño compacto:** Considerando que el dispositivo debe tener dimensiones reducidas para su implementación en diferentes secciones antropométricas, se especificó que cada uno de los módulos de adquisición debe tener un tamaño de máximo 6.5×4.0×2.5 cm. Además, debido a que la fijación del dispositivo se ve directamente afectada por el peso, se propuso un peso máximo de 50 g.
- **Fuente de alimentación:** Dado que se busca un diseño compacto y ligero, todo el dispositivo se alimenta mediante una única fuente. De esta manera, cada módulo re-

quiere una sola batería de litio-polímero (LiPo), cuyo voltaje se determina según el microcontrolador implementado. Dado que el sistema debe ser completamente portátil, los módulos deben contar con un circuito interno para la carga de la batería, y la autonomía de cada módulo debe ser de aproximadamente una hora en funcionamiento continuo.

- **Fabricación de la estructura:** El diseño de la estructura debe de ser sencillo y replicable, por lo que se propuso el diseño de cada módulo mediante software de diseño asistido por computadora (CAD), y su proceso de fabricación se realizó completamente mediante impresión 3D. Como material de impresión se eligió el ácido poliláctico (PLA) se definió como material de fabricación gracias a que es biocompatible y resistente.
- **Comunicación:** El sistema requiere de la incorporación un protocolo de comunicación inalámbrico que permita la adquisición de las señales sin alterar su frecuencia de muestreo, por lo que velocidad de envío y recepción de los datos debe de ajustar a las características propias de la señal de EMG. Adicionalmente el protocolo de comunicación debe permitir la adquisición paralela de hasta 8 canales de EMG.

Teniendo en cuenta los requerimientos de diseño, el desarrollo del sistema cuenta con cuatro etapas, las cuales se pueden visualizar en la Figura 1. El desarrollo del hardware contempla el diseño del circuito y los elementos estructurales. El desarrollo del software contiene toda la interfaz gráfica para la adquisición, procesamiento y visualización de los datos. Luego, en implementación se considera el uso del sistema con diferentes usuarios y finalmente, en validación, se ratifica el correcto desarrollo del sistema y sus diferentes elementos. En las siguientes secciones se describirá de manera detallada cada uno de los pasos contemplados en la metodología.



Figura 1: Metodología del sistema.

3. Diseño del circuito

Una vez establecidas las características estructurales y eléctricas, se diseñaron las diferentes etapas del circuito de adquisición, las cuales son: sensado, pre-amplificación, filtrado, post-amplificación y conversión analógica-digital.

3.1. Sensado

La etapa de sensado consistió en la selección del tipo de electrodos a utilizar en los módulos. Para ello, se evaluaron los electrodos de acero inoxidable y los electrodos húmedos. En ambos tipos de electrodos se consideró la vida útil y la fijación a la piel, teniendo en cuenta que se pretenden utilizar los sensores en diferentes partes del cuerpo humano. Teniendo en cuenta lo anterior, se seleccionaron los electrodos húmedos debido a que su gel con cloruro de plata facilita la conducción eléctrica y reduce el ruido causado por un mal contacto del electrodo con la piel. Con este tipo de electrodos no se requirió aditamentos extras para sujetar el módulo al cuerpo. Finalmente, se consideró una configuración bipolar de los electrodos para reducir el registro de ruido.

3.2. Pre-amplificación

En esta sección, se definió el diseño del circuito de pre-amplificación de la señal. Los circuitos de adquisición de EMG generalmente presentan una amplificación global de 1000 veces la amplitud de entrada; este valor depende del tipo de estudio y del grupo muscular evaluado. A partir de esto, se definió que cada módulo debía ser capaz de realizar una amplificación variable de 150 a 1100 veces la amplitud de entrada. La amplificación se dividió en dos secciones: pre-amplificación y post-amplificación.

La etapa de pre-amplificación contempla una amplificación fija de 150. Como amplificador de instrumentación se utilizó el INA333 considerando que es un chip desarrollado para sistemas de adquisición de bioseñales. Este chip incorpora circuitos de interferencia de radiofrecuencia en sus pines de entrada que reducen las emisiones de radiofrecuencia conducidas en líneas eléctricas y cableado. Además, su valor de relación de rechazo de modo común (CMRR) es de al menos 96 dB para una ganancia de 10, y de 110 a 115 dB para ganancias por encima de 100 veces la amplitud de entrada (Merletti *et al.*, 2009).

Por otro lado, se adicionó un circuito de pierna derecha. Este circuito genera un punto de referencia que corresponde a la tensión estándar de las entradas del circuito general. Además, proporciona una ruta de baja impedancia para eliminar cualquier interferencia antes de que llegue al amplificador.

3.3. Filtrado

Para eliminar las bajas frecuencias donde se encuentra el ruido causado por artefactos de movimiento, se diseñó un filtro rechaza banda twin-T con una frecuencia central de 6 Hz, un ancho de banda de 8 Hz y un factor de calidad de 0.75. Este filtro se propuso en lugar de un filtro pasa altas, considerando que, al incluir solo una fuente de alimentación, la implementación de un filtro pasa altas a una frecuencia de corte de 10 Hz generaría la eliminación de la línea basal de la señal, lo que provocaría un desplazamiento de la señal a valores negativos.

Por lo tanto, dichas componentes de la señal se eliminarían al no existir una fuente de alimentación negativa.

Por otro lado, para eliminar las altas frecuencias, se consideró un filtro paso bajas con una frecuencia de corte de 500 Hz, según las características eléctricas definidas. En este caso, se utilizó un filtro de segundo orden con topología Butterworth y ganancia unitaria. Se determinó que la topología Butterworth era la mejor opción para el diseño de este circuito, ya que presenta un paso de banda constante, lo cual evita amplificaciones adicionales en la señal que puedan causar saturación.

Finalmente, considerando que la señal EMG presenta una amplitud en el rango de milivoltios, se decidió implementar un filtro de rechazo de banda para eliminar el ruido causado por la línea eléctrica. El diseño de este circuito utilizó la configuración twin-T (filtro rechaza banda) y una frecuencia central de 60 Hz. Además, dado que la señal EMG presenta su rango dominante en esta región, el filtro se diseñó con un ancho de banda de 10 Hz, causando únicamente la atenuación de los componentes cercanos a 60 Hz.

3.4. Post-amplificación

Según lo mencionado en la subsección de pre-amplificación, para el diseño de este circuito se implementó un potenciómetro digital con el fin de variar la ganancia global del sistema entre 150 y 1100, es decir, la proporción de cuántas veces es más grande el voltaje de salida respecto al de entrada.

Para esto se utilizó un potenciómetro digital de 257 segmentos, que gracias a los pequeños cambios que puede generar, le permitirá al usuario realizar un ajuste preciso de la ganancia que requiere durante el uso del sistema. La variación del potenciómetro digital se controla mediante la interfaz gráfica de usuario, la cual se describe en las siguientes secciones.

3.5. Conversión analógica-digital

La conversión analógica-digital corresponde a la etapa final del circuito de adquisición. Para lograr una mayor sensibilidad en el sistema se estableció que el número mínimo de bits del microcontrolador seleccionado sea de 12 bits, considerando que pequeñas variaciones en las señales EMG pueden determinar características relevantes en este tipo de señal. Debido a lo anterior y a lo especificado en las características eléctricas y estructurales del sistema sobre el protocolo de comunicación utilizado, se determinó que el microcontrolador FireBeetle ESP32-E cumple con las características seleccionadas, ya que incluye módulos para realizar comunicación bluetooth y WiFi. Además, esta placa incluye un circuito para cargar una batería de LiPo mediante la conexión del dispositivo a un puerto USB Tipo C.

4. Diseño estructural

Con el fin de garantizar un diseño compacto, se fabricó una placa de circuito impreso (PCB) para condensar todas las etapas descritas en la Sección de Diseño del Circuito, como se observa en la Figura 2.

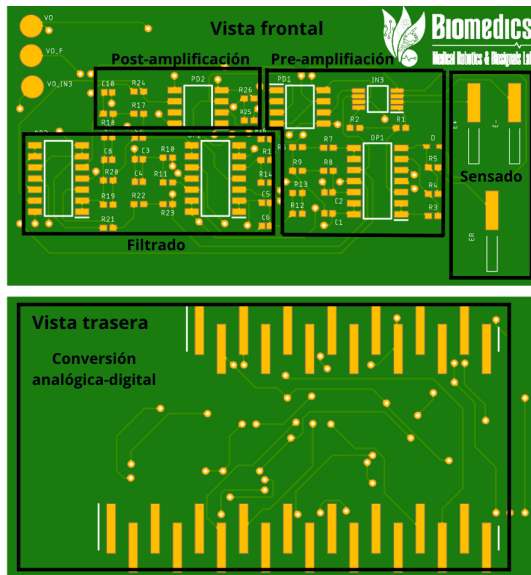


Figura 2: PCB para sensor de EMG.

Adicionalmente, se realizó el diseño de componentes estructurales por medio del software Inventor, de tal manera que todas las piezas permitieran incorporar en un mismo módulo los componentes que forman el sensor.

En general, la estructura del módulo se compone de tres piezas: una base sobre la que se disponen los elementos principales del circuito, una tapa para la protección del sensor y, por último, un soporte encargado de mantener los pines de los electrodos unidos a la base. En la Figura 3 se observa el ensamble final de los módulos y los elementos internos que lo conforman.

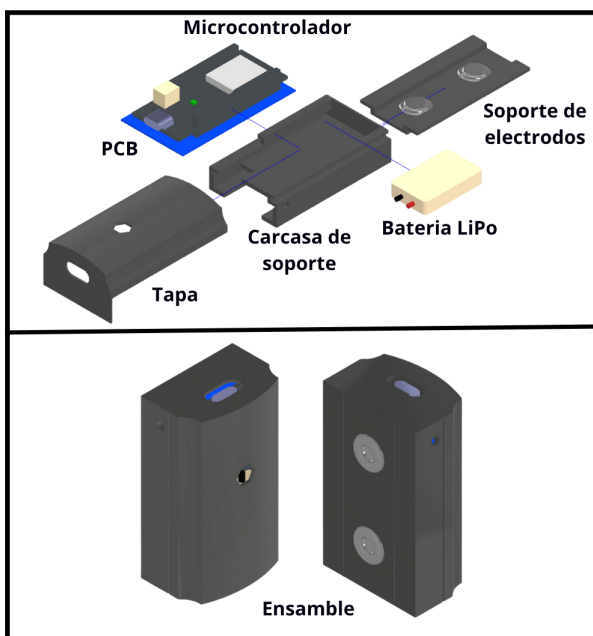


Figura 3: Ensamble de cada sensor de EMG.

5. Diseño del software

En la presente sección se describe el software desarrollado para la adquisición de las bioseñales, especificando el protocolo de comunicación implementado y las diferentes secciones del

programa de cómputo para la recepción, procesamiento y almacenamiento de la información. El diseño completo del software se realizó con la herramienta Node-RED.

5.1. Protocolo de adquisición

Con el microcontrolador seleccionado, que incorpora un módulo de comunicación WiFi y blacktooth, y considerando que la adquisición contemplaba un rango de 10 a 500 Hz, la frecuencia de muestreo de los módulos se estableció según el teorema de Nyquist.

El teorema de Nyquist establece que, para realizar una reconstrucción representativa de la señal, la frecuencia de muestreo debe ser al menos el doble de la frecuencia máxima de la señal. Por lo tanto, se estableció una frecuencia de muestreo mínima de 1000 Hz.

Además, debido a la alta frecuencia de muestreo y considerando que la velocidad máxima del módulo blacktooth ESP32 es de 24 Mbps, se estableció la comunicación inalámbrica con WiFi mediante el Protocolo de Datagramas de Usuario (UDP). Este protocolo, al no tener mensaje de confirmación, ofrece una mayor velocidad de envío, garantizando así la frecuencia de muestreo establecida.

5.2. Interfaz gráfica de usuario

Dado que uno de los principales objetivos del sistema es que sea fácil de implementar, intuitivo y funcional, se definieron seis etapas principales para la interfaz gráfica de usuario:

- **Etapas de configuración:** En esta etapa, los usuarios debían ingresar manualmente el Identificador del Conjunto de Servicios (SSID) y la contraseña de la red WiFi donde se ejecutaba la interfaz. Además, dado que se pretende utilizar el sistema en diversas aplicaciones para el estudio del sistema neuromusculoesquelético, la interfaz debe permitir a los usuarios ingresar el número de módulos que desean conectar según el análisis a realizar.
- **Etapas de conexión:** Para garantizar la conexión segura de los diferentes módulos y evitar que dispositivos externos se conecten al sistema. En esta etapa el usuario debe conectar cada módulo a la computadora de ejecución del software por medio de comunicación serial. Por este medio se enviará tanto la información necesaria para la conexión a la red Wi-Fi como una clave de verificación para la identificación de cada uno de los módulos conectados. En esta etapa, el programa de cómputo envía mediante un vector de caracteres, el SSID, la contraseña y un puerto UDP predefinido para la comunicación inalámbrica entre la interfaz y el módulo. A partir del envío de datos el microcontrolador realiza la conexión de cada módulo a la misma red para poder llevar a cabo el intercambio de información. Es importante tener en cuenta que cada uno de los módulos a utilizar se deben de conectar al ordenador para obtener la información de la red actual y establecer la conexión.
- **Etapas de ajuste:** Una vez establecida la comunicación inalámbrica entre todos los módulos, los usuarios pueden definir el valor de la señal basal del EMG. Es importante tener en cuenta que, según el grupo muscular a estudiar,

la amplitud y el valor de la línea basal pueden variar y deben ajustarse. Por medio de la interfaz gráfica de usuario, el usuario puede ver si la señal está saturada y, con ello, determinar visualmente el valor óptimo para cada sensor. Además, dado que algunos grupos musculares presentan señales de amplitud baja y otros de amplitud alta, el usuario puede definir la ganancia final del sistema mediante un control deslizante integrado en la interfaz gráfica de usuario para cada uno de los módulos. Finalmente, se agregó un filtro digital para eliminar el ruido extra que no fue atenuado en con los filtros analógicos. En la Figura 4 se evidencia el uso del sistema y la visualización de las señales en la interfaz donde se realiza la calibración.

A lado izquierdo de la Figura 4, se observa uno de los usuarios haciendo uso de los módulos de adquisición, los cuales se ubican en diferentes segmentos anatómicos del miembro inferior. Adicionalmente, se observa que cada uno de estos módulos presenta un color característico (cyan y mangeta para la pierna derecha y verde y azul para la pierna izquierda), el cual corresponde al color de las señales que se visualizan en la sección del lado derecho de la Figura 4, correspondiente a la interfaz gráfica del sistema. Esto ayuda al usuario a identificar de manera clara la procedencia de cada una de las señales recolectadas. Asimismo, en la interfaz gráfica podemos observar la modificación de la ganancia global del sistema con un valor de 1001 aproximadamente, esto genera amplificación del voltaje de las señales permitiendo su visualización en línea durante la ejecución de las pruebas. Finalmente, la aplicación de filtros digitales sobre todas las señales (switch individuales activados), elimina el ruido causado por artefactos de movimientos. Lo anterior se evidencia al observar que la línea basal de las señales tiene un valor de voltaje constante.

- **Adquisición y registro:** En esta etapa, los módulos conectados envían la información para la visualización en línea de cada señal. Además, la interfaz gráfica cuenta con botones que le permiten al usuario registrar la señal en un periodo de tiempo establecido y además descargar de manera local toda la información (ganancia establecida, aplicación de filtro, número de módulos utilizados y señales de EMG) en un archivo de valores separados por comas (CSV). Para el almacenamiento del archivo CSV el usuario podrá especificar el nombre del archivo y la ubicación de su computadora donde desea almacenarlo.
- **Conexión a la nube:** Esta etapa tiene como función cargar la información en la nube para que especialista o usuarios puedan acceder a la información sin estar presente en el lugar donde se realizó el registro. Para ello, esta interfaz cuenta con un cuadro de texto que le indica al usuario el nombre del archivo utilizado en la etapa anterior y, además, solicita al usuario que introduzca una contraseña de seguridad que le permitirá descargar los archivos de la nube en un futuro. Para esto, se cuenta con un botón de carga que encripta la información y la sube a la nube con el fin de garantizar la privacidad de los datos. De esta manera, si alguien accede a la información en la nube no podrá leer la información y la única forma de

decodificar los datos será por medio de la interfaz gráfica de usuario.

Para el almacenamiento en la nube, se utilizó Amazon Web Service, que cuenta con diferentes herramientas para el almacenamiento de información. En concreto, se implementó la herramienta S3, que corresponde a un servicio de almacenamiento que guarda los datos como objetos en contenedores. Para ello, se utilizaron las bibliotecas disponibles en el software Node-RED.

- **Descargar archivos:** En la última etapa de la interfaz gráfica de usuario, tres cuadros de texto permiten al usuario acceder a los archivos almacenados en la nube. Estos cuadros solicitan al usuario que introduzca el nombre del archivo que se va a descargar, la contraseña creada al almacenarlo y la dirección del ordenador donde se guardará. Finalmente, se utiliza un botón de descarga que extrae el archivo de la nube, lo descifra y lo almacena en la dirección indicada.

5.3. Incorporación del IoT

Al incorporar el concepto del IoT al sistema, se consideró como objetivo principal que la interfaz pudiera utilizarse de forma remota.

Para esto, se utilizó la herramienta *remote-RED*. Esta herramienta proporciona acceso móvil a la interfaz de Node-RED que se ejecuta en un ordenador. Para ello, los usuarios que deseen usar la interfaz de forma remota deben descargar la aplicación desde la tienda de aplicaciones. Una vez registrado, la aplicación solicita al usuario que escanee el código QR generado en el ordenador donde se ejecuta la interfaz. Es importante destacar que el software ya cuenta con bibliotecas predefinidas para realizar este proceso.

Una vez leído el código QR, el usuario puede usar la interfaz a través del servidor de Node-RED en cualquier momento, como si estuviera en el lugar de adquisición. Esto es de gran ayuda si algún usuario necesita la asistencia de otra persona que no esté físicamente presente durante la adquisición de datos.

6. Evaluación del sistema

Para evaluar la frecuencia de muestreo, se configuró un pin digital del microcontrolador en alto al inicio del ciclo y en bajo al final. Este permitió medir en el osciloscopio la frecuencia promedio de cada módulo, que debe ser al menos de 1000 Hz. Además, con la configuración básica del reloj del microcontrolador, se determinó la frecuencia máxima a la que puede operar cada sensor.

Por otro lado, para evaluar la sincronización de datos, se realizó la activación de 8 sensores conectados a la interfaz y se dio inicio a una prueba por medio del botón de inicio de almacenamiento. Tras 10 segundos, se detuvo la recopilación de datos al pulsar el botón de finalización. Estos vectores se almacenaron y, en el posprocesamiento, se evaluó el número total de elementos que presentaba cada vector, verificando que la diferencia en el número de muestras de cada vector no superara el 5 % del valor promedio del tamaño de cada vector.

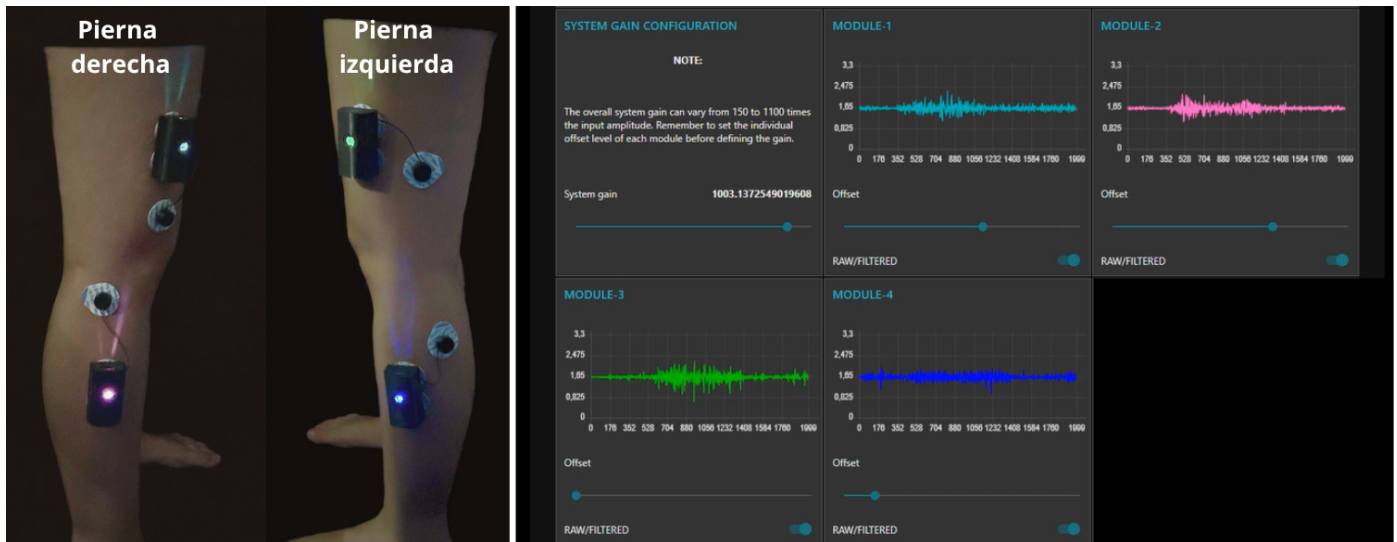


Figura 4: Ajuste - Interfaz gráfica de usuario.

Para evaluar la pérdida de datos en los sensores, se utilizó un contador de reloj de microcontrolador y se implementó un algoritmo que calculaba la diferencia entre el contador en dos tiempos de muestreo consecutivos para determinar cuántos dígitos del contador no se almacenaron a partir del análisis ascendente del valor del contador.

Finalmente, el sistema diseñado se comparó con dos dispositivos comerciales, el Myoware y el Gravity EMG sensor. Para su comparación se realizó el cálculo de tres características relevantes en el estudio de estas bioseñales: frecuencias pico, potencia y longitud de la forma de onda. Esto con el fin de verificar los valores obtenidos para cada uno de los usuarios realizando el mismo test con los tres dispositivos de interés.

De las pruebas anteriores se obtuvo que la frecuencia de envío promedio de cada sensor fue de 1000 Hz con un error del 0.7 %. Asimismo, la frecuencia máxima de envío de cada sensor con la configuración básica del reloj del microcontrolador fue de 4700 Hz con un error del 1.1 %. Esto corrobora el rango de frecuencia establecido para el funcionamiento del sistema y su capacidad para aumentar la velocidad de adquisición hasta cuatro veces la velocidad promedio. En cuanto a la autonomía del sistema, se verificó el funcionamiento y transmisión de datos por parte de los módulos durante la operación continua, detectando el tiempo en el cual al menos un sensor perdiera la comunicación. Con esto se logró una autonomía del sistema de 127 minutos en funcionamiento continuo.

Adicionalmente, durante la evaluación de la homogeneidad de los vectores se observó un error de hasta el 0,517 % al hacer uso de una red WiFi pública. Aunque la sincronización del sistema presentó un porcentaje de error, este no se consideró relevante, ya que fue inferior al 5 %. Por lo tanto, se verificó la sincronización del sistema.

Durante la verificación de la pérdida de datos en la recepción de la información del software, se detectó una pérdida de datos máxima del 0.02 %. Para más información sobre el análisis y estudio de este tipo de señales, visitar Mambrito y De Luca (1984) y Merletti y Farina (2016).

Para el cálculo de los parámetros establecidos en la comparación con dispositivos comerciales se realizó la normalización

de todas las señales en un rango de 0 a 1, teniendo en cuenta que cada uno de los dispositivos de adquisición tenía un voltaje de operación y ganancia específica. En la Tabla 1 se muestran los resultados principales. Para el caso de la frecuencia pico se puede observar que para los tres dispositivos se obtuvo un valor pico similar, lo cual verifica que las componentes frecuenciales principales del movimiento se mantienen independientemente del dispositivo. Lo anterior es importante teniendo en cuenta que dependiendo de la contracción y el grupo muscular activado, las componentes frecuenciales suelen mantenerse para un mismo movimiento, lo que ayuda a diferenciar un potencial de otro. Asimismo, vemos que la potencia para las tres señales es similar y la longitud de la forma de onda es mayor para el sensor Gravity y menor para el sensor desarrollado en el presente trabajo. Esto se debe principalmente a los filtros utilizados, ya que considerando que la longitud de la forma de onda da un índice de la complejidad de la señal y teniendo en cuenta que nuestro sistema cuenta con varios filtros para el acondicionamiento del EMG, este valor se ve reducido debido a que las componentes frecuenciales que no son representativas de las señales del EMG fueron eliminadas. La comparación anterior evidencia el correcto funcionamiento del sistema desarrollado.

Tabla 1: Comparación con dispositivos comerciales.

Parámetros	Myoware	Gravity	Electromiógrafo desarrollado
Frecuencia pico (Hz)	33.7966	32.4968	33.4967
Potencia	0.0444	0.0408	0.0386
Longitud de la forma de onda	373.8506	304.6262	277.4369

7. Conclusiones

El sistema desarrollado demostró un funcionamiento correcto, cumpliendo con las especificaciones propuestas de frecuencia y ganancia. Asimismo, la inclusión de potenciome-

tros digitales permitió crear un sistema dinámico que ajusta los parámetros del sensor a los diferentes estudios o grupos musculares a evaluar. El diseño compacto y el uso de electrodos húmedos facilitaron su aplicación en distintas zonas del cuerpo sin generar ruido adicional.

Por otro lado, la interfaz gráfica resultó intuitiva y funcional, permitiendo configurar parámetros esenciales y visualizar datos de hasta ocho sensores simultáneamente. La conexión inalámbrica vía WiFi aseguró una frecuencia de muestreo mínima de 1000 Hz, favoreciendo la portabilidad del dispositivo. El desarrollo de este prototipo es un primer paso en el desarrollo de tecnología local que beneficie a la comunidad.

Como trabajo a futuro se tiene la implementación de un algoritmo de autenticación de usuario con el fin de tener la información almacenada de manera individual para cada participante y cuyo acceso sea limitado al especialista o participante de interés.

Agradecimientos

Los autores del presente trabajo agradecen el apoyo del Instituto Politécnico Nacional a través de los proyectos: SIP-20250223 y SIP-20250253. Adicionalmente, los autores agradecen el apoyo brindado por la Secretaría de Educación, Ciencia, Tecnología e Innovación de la Ciudad de México (SECTEI) a través del proyecto SECTEI/081/2024. M. Gomez-Correa y A. Cruz-Cortes agradecen la beca otorgada por SECIHTI, CVUs: 1242726 y 1323086.

Referencias

Altun, C. (2016). Comparison of different time and frequency domain feature extraction methods on elbow gesture's EMG. *European journal of interdisciplinary studies*, 2(3):35–44.

- Arteaga, M. V., Castiblanco, J. C., Mondragon, I. F., Colorado, J. D., y Alvarado-Rojas, C. (2020). EMG-driven hand model based on the classification of individual finger movements. *Biomedical Signal Processing and Control*, 58:101834.
- De Arteche, M., Welsh, S. V., Santucci, M., y Carrillo, E. (2020). Telemedicina en Latinoamérica: Caso Argentina, Bolivia y Colombia. *Revista Venezolana de Gerencia*, 25(91):955–975.
- Dias, D. y Paulo Silva Cunha, J. (2018). Wearable health devices—vital sign monitoring, systems and technologies. *Sensors*, 18(8):2414.
- Fang, C., He, B., Wang, Y., Cao, J., y Gao, S. (2020). EMG-centered multisensory based technologies for pattern recognition in rehabilitation: state of the art and challenges. *Biosensors*, 10(8):85.
- Gardašević, G., Katzis, K., Bajić, D., y Berbakov, L. (2020). Emerging wireless sensor networks and Internet of Things technologies—Foundations of smart healthcare. *Sensors*, 20(13):3619.
- González, J. V., Arenas, O. A. V., y González, V. V. (2012). Semiología de los signos vitales: Una mirada novedosa a un problema vigente. *Archivos de Medicina (col)*, 12(2):221–240.
- Mambrito, B. y De Luca, C. J. (1984). A technique for the detection, decomposition and analysis of the emg signal. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, 58(2):175–188.
- Merletti, R., Botter, A., Troiano, A., Merlo, E., y Minetto, M. A. (2009). Technology and instrumentation for detection and conditioning of the surface electromyographic signal: state of the art. *Clinical biomechanics*, 24(2):122–134.
- Merletti, R. y Farina, D. (2016). *Surface electromyography: physiology, engineering, and applications*. John Wiley & Sons.
- Mosenia, A., Sur-Kolay, S., Raghunathan, A., y Jha, N. K. (2017). Wearable medical sensor-based system design: A survey. *IEEE Transactions on Multi-Scale Computing Systems*, 3(2):124–138.
- Núñez, D., Lopez Velasteguí, J. E., Salazar Logroño, F. W., y Pérez Salinas, C. F. (2022). Criterios de factibilidad de fabricación de Dispositivos Médicos en el Ecuador. *Congreso Universal de las Ciencias y la Investigación*.
- Ren, L., Liu, B., Zhou, W., y Jiang, L. (2019). A mini review of microneedle array electrode for bio-signal recording: A review. *IEEE Sensors Journal*, 20(2):577–590.
- Zwarts, M. J. y Stegeman, D. F. (2003). Multichannel surface EMG: basic aspects and clinical utility. *Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine*, 28(1):1–17.