

Characterization of Electrooculograph Signal Conditioning Stages Through Monte Carlo and Worst-Case Simulations

Caracterización de Etapas de Acondicionamiento de Señal de un Electrooculógrafo Usando Simulaciones Monte Carlo y Peor de los Casos

Rogelio Manuel, HIGUERA GONZÁLEZ^{1,2*}, Ariadna, LÓPEZ MANCERA², Adriana, MARTÍNEZ GARCÍA², Víctor Hugo ORTIZ FLORES²

¹TECNM-TESI, División de Ingeniería Electrónica, Carretera Coatepec, Callejón San Juan 7, 56580 Ixtapaluca, Méx.

²TECNM-TESI, División de Ingeniería Biomédica, Carretera Coatepec, Callejón San Juan 7, 56580 Ixtapaluca, Méx.

(0000-0003-3947-242X, 0009-0005-2544-8201, 0009-0004-3434-209X, 0000-0003-2104-7126)

Sent date: 23/October/2025 Acceptance date: 30/November/2025

Abstract:

This research presents the design and analysis of signal conditioning circuits in an electrooculograph (EOG) aimed at controlling electronic devices such as wheelchairs. Dynamic simulations, including Monte Carlo and worst-case analyses, were employed to assess the robustness of the three system stages: preamplification, filtering, and final amplification. The results show that the filtering stage is the most sensitive to variations in passive components, with deviations of 22.33 % in bandwidth. This study highlights the importance of using high-precision components to improve system stability and proposes future experimental tests to validate the simulated results.

Keywords: Electrooculography, signal conditioning, Monte Carlo simulation, worst case, circuit robustness.

Resumen:

Esta investigación presenta el diseño y análisis de los circuitos de acondicionamiento de señal en un electrooculógrafo (EOG) orientado al control de dispositivos electrónicos, como sillas de ruedas. Se emplearon simulaciones dinámicas, incluyendo los análisis Monte Carlo y del peor de los casos, para evaluar la robustez de las tres etapas del sistema: preamplificación, filtrado y amplificación final. Los resultados revelan que la etapa de filtrado presenta la mayor sensibilidad a variaciones en los componentes pasivos, con desviaciones del 22.33 % en el ancho de banda. Este estudio destaca la importancia de utilizar componentes de alta precisión para mejorar la estabilidad del sistema y propone la realización de pruebas experimentales futuras para validar los resultados obtenidos mediante simulación.

Palabras clave: Electrooculografía, acondicionamiento de señal, simulación Monte Carlo, peor de los casos, robustez de circuitos

* Corresponding author. E-mail: rogelio.hg1@ixtapaluca.tecnm.mx

1. Introducción

El electrooculógrafo (EOG) es un instrumento biomédico utilizado para registrar los potenciales eléctricos generados por el movimiento ocular. Estos potenciales, conocidos como señales electrooculográficas, se originan debido a la diferencia de voltaje entre la córnea y la retina, la cual varía conforme los ojos se desplazan en distintas direcciones. El EOG permite, por tanto, convertir dichos movimientos en señales eléctricas que pueden emplearse en el control de dispositivos electrónicos, como prótesis o sillas de ruedas asistidas.

El diseño de un sistema de adquisición de señales de EOG requiere etapas de acondicionamiento que aseguren una correcta amplificación, filtrado y adaptación de las señales antes de su digitalización. Dado que estas señales poseen amplitudes muy bajas (del orden de milivoltios) y son susceptibles al ruido, es fundamental que los circuitos de acondicionamiento sean precisos y estables.

Antes de implementar un prototipo, es necesario realizar simulaciones de comportamiento dinámico para predecir el desempeño del sistema y minimizar los errores durante la fase experimental. Entre los métodos más utilizados para este propósito se encuentran el análisis Monte Carlo y el análisis del peor de los casos, los cuales permiten evaluar la robustez del diseño frente a las tolerancias de los componentes pasivos.

El análisis Monte Carlo se basa en la variación aleatoria de los valores de los componentes dentro de sus rangos de tolerancia, en el caso de los resistores es del ($\pm 5\%$) y de los capacitores del ($\pm 10\%$), generando múltiples respuestas que pueden analizarse estadísticamente mediante histogramas. Por su parte, el análisis del peor de los casos identifica los componentes críticos del circuito al considerar las combinaciones extremas de sus parámetros eléctricos. Ambos enfoques proporcionan información esencial sobre la estabilidad y confiabilidad del sistema antes de su fabricación (Martínez, 2020).

2. Antecedentes

Actualmente, la electrooculografía (EOG) se emplea en aplicaciones médicas como complemento de otros sistemas de registro de biopotenciales, particularmente la electroencefalografía (EEG) y la electromiografía (EMG). Debido a que el movimiento ocular refleja información valiosa sobre el estado del sistema nervioso, el registro de señales EOG (Figura 1) constituye una herramienta de diagnóstico frecuente para estudiar el sistema oculomotor humano y detectar posibles alteraciones neurológicas.

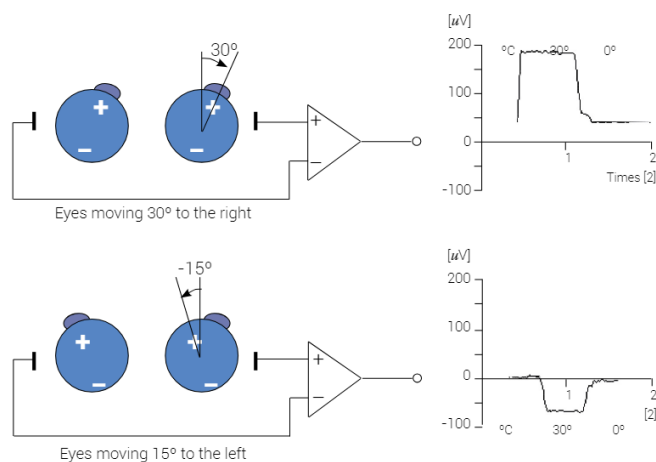


Figura 1. Señal electrooculográfica obtenida mediante el movimiento horizontal de los ojos.

Garín (2007) desarrolló un sistema de comunicación basado en señales EOG capaz de seleccionar teclas, escribir y pronunciar frases cortas, dirigido a personas con limitaciones motrices que no pueden utilizar dispositivos convencionales como botones, joysticks o ratones. De manera similar, en Vietnam, Kim-Thien y Truong-Thing (2011) propusieron un algoritmo de control de silla de ruedas eléctrica a partir del procesamiento de señales electromiográficas (EMG) de los músculos faciales situados alrededor de los ojos, demostrando el potencial de los biopotenciales oculares y musculares en interfaces hombre-máquina.

Por su parte, Romero (2003) presentó los fundamentos teóricos y cálculos necesarios para implementar un sistema de adquisición de datos EOG utilizando una interfaz gráfica desarrollada en LabVIEW, lo que facilitó el análisis y procesamiento de señales mediante una herramienta interactiva.

Posteriormente, Martínez (2012), en la Universidad de Oviedo, propuso una técnica de adquisición y tratamiento de señales EOG orientada a permitir la comunicación por computadora en personas con discapacidad motriz severa. En la misma línea, Bautista et al. (2014) diseñaron un prototipo compacto de bajo costo que emplea señales EOG para controlar el desplazamiento del cursor de un ratón sobre la pantalla de una computadora.

A partir de estos trabajos se observa que, aunque la electrooculografía tiene un gran potencial en sistemas de asistencia y comunicación, la mayoría de los desarrollos reportados dependen de recursos costosos, como software bajo licencia, sistemas de adquisición comerciales o hardware especializado. Por ello, resulta pertinente proponer prototipos funcionales de bajo costo, empleando componentes accesibles y herramientas de simulación abiertas, que permitan validar experimentalmente el desempeño de las etapas de acondicionamiento de señal.

3. Desarrollo

El acondicionamiento de las señales electrooculográficas (EOG) se estructuró en tres etapas principales (Figura 2). La primera corresponde a la preamplificación, la cual incorpora un amplificador de instrumentación y un circuito de pierna derecha que proporciona una referencia estable y reduce el ruido común. La segunda etapa es el filtrado, implementado mediante un filtro pasa banda activo de cuarto orden Butterworth encargado de eliminar interferencias y preservar el rango de frecuencias de interés. Finalmente, la tercera etapa consiste en la amplificación final, realizada con un amplificador operacional configurado en modo no inversor, que ajusta la señal al nivel requerido por el sistema de adquisición (3.3V de la entrada analógica de una ESP32).

Para el diseño de cada etapa fue necesario conocer las características de la señal EOG: una amplitud de 3.5 mV y un ancho de banda comprendido entre 0.1 Hz y 50 Hz, valores comúnmente reportados en la literatura para movimientos oculares voluntarios.

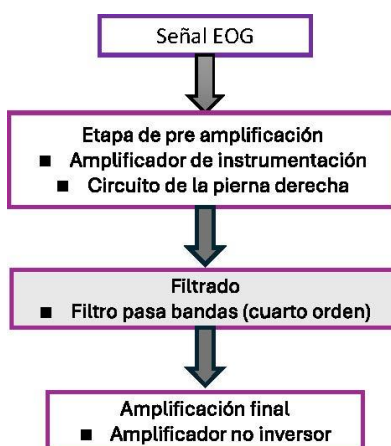


Figura 2. Diagrama de bloques de los circuitos de adquisición de datos.

En esta etapa se emplea un amplificador de instrumentación de tipo diferencial tensión–tensión, caracterizado por su alta ganancia, elevada impedancia de entrada y capacidad de rechazo de modo común. Este tipo de amplificadores resulta ideal para acondicionar señales biomédicas de bajo nivel, ya que permite amplificar la diferencia de potencial entre dos electrodos mientras suprime el ruido presente en ambas terminales.

Además, para garantizar la seguridad del paciente, se incorpora un circuito de pierna derecha, el cual genera una tierra virtual que estabiliza el potencial corporal y reduce el ruido inducido por interferencias de red.

El circuito integrado seleccionado para esta etapa es el INA128, cuyo diseño interno permite ajustar la ganancia mediante un solo resistor externo R_G , mientras que los resistores internos R_1 y R_2 permanecen fijos a 25 k Ω según las especificaciones del fabricante. La Ecuación 1 característica de la etapa de preamplificación es la siguiente:

$$V_{out} = \left(\frac{R_1}{R_G} + 1\right)(V_{in2} - V_{in1}) \quad (1)$$

La ganancia de la etapa se determina mediante la relación entre la señal de salida y la diferencia de las señales de entrada, se obtiene mediante la expresión:

$$G = \frac{V_{out}}{V_{in2} - V_{in1}} \quad (2)$$

Se propone un valor específico para la salida de 500 mV y voltajes de entrada de 3.5 mV. Por lo tanto, sustituyendo en la expresión 2, se obtiene:

$$G = \frac{500 \text{ mV}}{3.5 \text{ mV} - (-3.5 \text{ mV})} = 71.428 \quad (3)$$

Sustituyendo en la expresión de ganancia del amplificador obtenida de la Ecuación 3 y despejando, R_G se obtiene

$$R_G = \frac{R_1}{G - 1} = \frac{25 \text{ k}\Omega}{71.43 - 1} = 355.01 \Omega \quad (4)$$

Sin embargo, el valor comercial más cercano al resultado es 330 Ω , por lo tanto, se conectan dos resistores en serie uno de 330 Ω y el segundo de 22 Ω . En la Figura 3 se observa el circuito de la etapa de preamplificación.

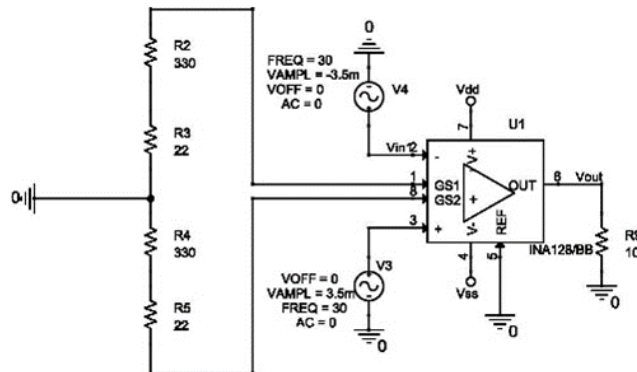


Figura 3. Etapa de preamplificación.

3.1 Etapa de filtrado

La etapa de filtrado tiene como objetivo eliminar el ruido e interferencias presentes en la señal electrooculográfica, preservando únicamente el rango de frecuencias de interés. Los filtros permiten amplificar o atenuar determinadas componentes espectrales, o bien rechazar y aislar aquellas no deseadas.

En esta etapa se implementó un filtro pasa banda activo de cuarto orden, obtenido al conectar en cascada un filtro pasa altas de segundo orden con un filtro pasa bajas de segundo orden.

Al combinar ambas funciones de transferencia, se obtiene una respuesta de banda limitada que atenúa las componentes fuera del rango especificado.

El circuito fue diseñado utilizando el amplificador operacional TL084 debido a su entrada JFET de alta impedancia, bajo nivel de ruido y mejor respuesta dinámica, características que ofrecen un desempeño superior en comparación con alternativas como el LM324 o el TL081, y se empleó tanto en la etapa de filtrado como en la de amplificación final.

En primer lugar, se diseñó el filtro pasa altas con una frecuencia de corte de $f_c = 0.1 \text{ Hz}$, determinada a partir de la Ecuación 5:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (5)$$

Despejando R de la Ecuación 4 y proponiendo los capacitores de $10 \mu\text{F}$, se obtiene:

$$R = \frac{1}{2\pi f_c C} = 159.1549 \text{ k}\Omega \quad (6)$$

Para aproximarse al valor se conectaron dos resistores en serie de $150 \text{ k}\Omega$ y $10 \text{ k}\Omega$. La ganancia del filtro está definida por la Ecuación 7.

$$k = 1 + \frac{R_f}{R_1} \quad (7)$$

La ganancia también se relaciona con el factor de calidad del filtro (Q) mediante la Ecuación 8.

$$k = 3 - \frac{1}{Q} \quad (8)$$

Se igualan la Ecuación 7 y la Ecuación 8, Q es aproximadamente 0.707, y se propone un resistor R_1 de $1 \text{ k}\Omega$:

$$R_f = (k - 1)R_1 = \left(2 - \frac{1}{Q}\right)R_1 = 585.5728 \Omega \quad (9)$$

Para aproximar el valor calculado del resistor en el filtro pasa altas, se conectaron dos resistores en serie: uno de 560Ω y otra de 22Ω , obteniendo un valor efectivo cercano al requerido. Posteriormente, se diseñó el filtro pasa bajas con una frecuencia de corte de $f_c = 50 \text{ Hz}$, con el objetivo de suprimir las componentes de alta frecuencia y el ruido inducido por la red eléctrica. En este diseño, los valores de R_1 y R_f se mantuvieron iguales a los utilizados en el filtro pasa altas, para conservar la simetría y coherencia en la respuesta en frecuencia.

Despejando la resistencia R de la Ecuación 5, y proponiendo un valor de capacitores de $10 \mu\text{F}$, se calcularon los componentes restantes del filtro pasa bajas conforme a la siguiente expresión:

$$R = \frac{1}{2\pi f_c C} = 318.3098 \Omega \quad (10)$$

Para aproximar el valor calculado, se conectaron dos resistores en serie de 270 Ω y 47 Ω . El filtro pasa banda diseñado se muestra en la Figura 4.

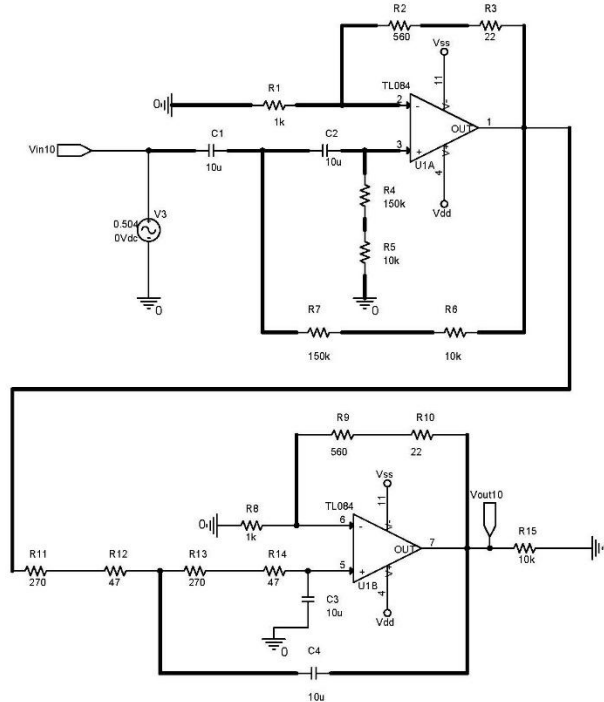


Figura 4. Filtro pasa banda de cuarto orden.

3.2 Etapa de amplificación final

El objetivo de esta etapa es aumentar la señal de salida de los filtros en el rango de 3.3 V para que la ESP32 la pueda procesar. La etapa se lleva a cabo utilizando un amplificador operacional configurado como amplificador no inversor. El voltaje de salida de la etapa de filtrado es igual a $V_{in}=1.2611$ V, debido que aparte de que se amplifica la señal con la etapa de preamplificación los filtros al ser activos tienen una ganancia de 1.58. El voltaje de salida de un amplificador no inversor está dado por:

$$V_{out} = \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) V_{in} \quad (11)$$

Despejando R_2 de la Ecuación 11 y proponiendo un valor de R_1 de 1 k Ω y sustituyendo el voltaje de entrada y salida, se obtiene:

$$R_2 = \left(\frac{V_{out}}{V_{in}} - 1\right) R_1 = 1.6167 \text{ k}\Omega \quad (12)$$

Para aproximar el valor calculado, se conectaron dos resistores en serie de 1.5 k Ω y 100 Ω . La Figura 5 muestra el circuito de amplificación final.

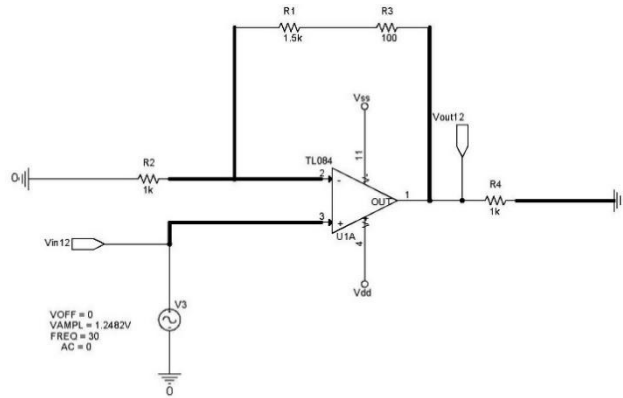


Figura 5. Amplificación final.

4. Resultados y análisis

Se realizaron simulaciones dinámicas con el propósito de evaluar el desempeño y la estabilidad del diseño de cada etapa del sistema de acondicionamiento. Dado que se emplean componentes pasivos con tolerancias típicas del 5 % para los resistores y del 10 % para los capacitores, este tipo de análisis permite predecir la variación en la respuesta del circuito frente a las desviaciones reales de los valores nominales (Dalgaard *et al.*, 2017).

Estas simulaciones proporcionan información útil sobre la robustez del diseño, identificando qué etapas son más sensibles a las variaciones de los parámetros eléctricos. En la Figura 5 se muestra el resultado de la simulación correspondiente a la etapa de preamplificación, donde se comparan las respuestas nominales, de peor de los casos y Monte Carlo, para este último se utilizaron 400 iteraciones, las cuales son las mínimas necesarias para obtener las métricas correspondientes (Dalgaard *et al.*, 2017).

En la etapa de preamplificación, el circuito se diseñó para generar un voltaje de salida nominal de 500 mV. Durante la simulación nominal, se obtuvo un valor de 504.04 mV, lo que representa una variación del 1.83% respecto al valor teórico. En el escenario de peor caso máximo, el voltaje de salida alcanzó 530.21 mV, equivalente a una variación del 6.04 %, mientras que, en el peor caso mínimo, el voltaje fue de 480.37 mV, con una variación del 3.93%.

Como se observa en la Figura 6, los histogramas del análisis Monte Carlo muestran una distribución gaussiana centrada alrededor de 0.5 V, lo que indica una respuesta estable y bien balanceada frente a las tolerancias de los componentes pasivos. El gráfico de la parte inferior evidencia que las señales nominal, máxima y mínima presentan mínimas desviaciones en amplitud y fase, manteniendo una forma de onda sinusoidal prácticamente idéntica.

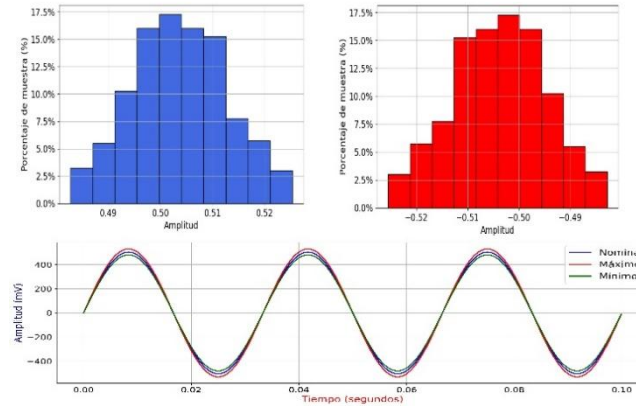


Figura 6. Resultado de la simulación del peor de los casos y Monte Carlo de la etapa de preamplificación.

Estos resultados confirman que la etapa de preamplificación presenta un comportamiento robusto y estable, y que las variaciones obtenidas en simulación se mantienen dentro de los márgenes esperados para una implementación experimental.

En la Figura 7 se presentan los resultados obtenidos en la simulación de la etapa de filtrado. El ancho de banda nominal del filtro pasa banda diseñado es de 49.9 Hz, con una variación del 7.97%, lo que confirma una correcta sintonización del circuito en condiciones ideales. En el escenario de peor caso máximo, el ancho de banda se incrementa a 58.23 Hz, correspondiente a una variación del 16.70%, mientras que en el peor caso mínimo se reduce a 38.76 Hz, con una variación del 22.33% respecto al valor nominal.

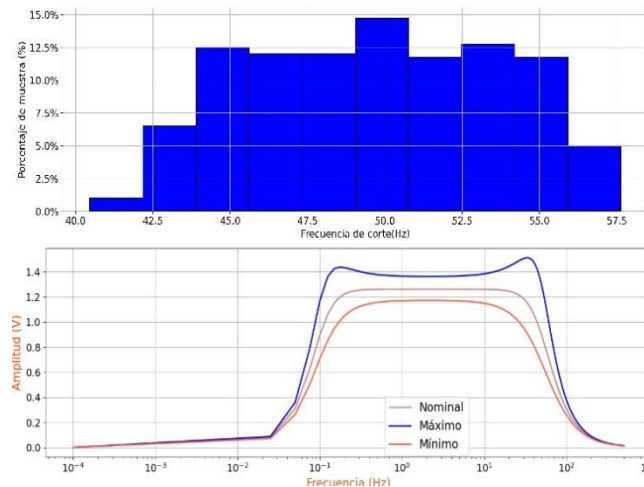


Figura 7. Resultado de la simulación del peor de los casos y Monte Carlo de la etapa de filtrado.

Los resultados indican que la etapa de filtrado constituye el componente más crítico del sistema de acondicionamiento, ya que las desviaciones en los valores de los capacitores afectan directamente las frecuencias de corte y el ancho de banda total. Por lo tanto, se recomienda utilizar capacitores de precisión (por ejemplo, con tolerancia del 5%) y, en

futuras implementaciones, realizar calibraciones experimentales para reducir la variabilidad en la respuesta del filtro.

En la Figura 8 se presentan los resultados de la simulación de la etapa de amplificación final. El circuito se diseñó para proporcionar un voltaje de salida nominal de 3.3 V. En la simulación nominal, se obtuvo un valor de 3.2451 V, lo que representa una variación del 2.46% respecto al valor teórico. En el escenario de peor caso máximo, la salida alcanzó 3.4554 V, equivalente a una variación del 4.71%, mientras que, en el peor caso mínimo, el voltaje disminuyó a 3.0549 V, con una variación del 7.43%.

Los histogramas de la parte superior de la figura muestran una distribución centrada alrededor de 3.25V, indicando una alta estabilidad del circuito frente a las tolerancias de los componentes pasivos.

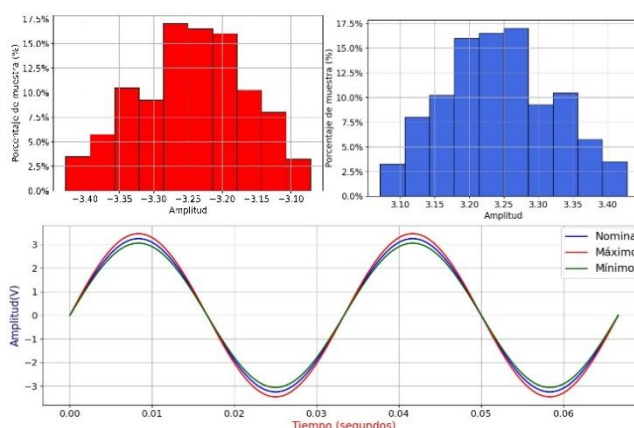


Figura 8. Resultado de la simulación del peor de los casos y Monte Carlo de la etapa de amplificación final.

En la gráfica temporal inferior, las señales correspondientes a las condiciones nominal, máxima y mínima presentan desplazamientos mínimos en amplitud y fase. Estos resultados demuestran que la etapa de amplificación final presenta una baja sensibilidad ante variaciones de los componentes, manteniendo la amplitud de salida dentro del rango aceptable para la entrada analógica de la ESP32. Por lo tanto, el diseño cumple adecuadamente con el objetivo de acondicionar la señal para su procesamiento digital.

La Tabla 1 muestra las métricas obtenidas en las tres etapas de acondicionamiento, preamplificación, filtrado y amplificación final.

Tabla 1. Resultados métricos de la simulación de Monte Carlo.

Etapa	Variación máxima	Media	Desviación estándar	Distribución	Respuesta
Preamplificación	1.83%	503.6 mV	9.2mV	Simétrica	Baja dispersión y respuesta estable.

Filtrado	7.97%	49.65 Hz	3.96 Hz	Crítica	Dispersión moderada respecto a la media.
Amplificación final	2.46%	3.24 V	0.25 V	Simétrica	Baja dispersión y respuesta estable.

5. Conclusiones

Las simulaciones Monte Carlo y el de peor caso permitieron identificar las variaciones más críticas provocadas por las tolerancias de los componentes pasivos. Este enfoque proporciona un análisis más realista y detallado del comportamiento del sistema ante fluctuaciones propias del proceso de fabricación y montaje.

Los resultados muestran que la etapa de filtrado presenta la mayor susceptibilidad a variaciones en los componentes pasivos, evidenciada por desviaciones de hasta 22.33 % en el ancho de banda. Este resultado enfatiza la importancia de emplear componentes de alta precisión, especialmente capacitores, para garantizar la estabilidad y consistencia del sistema.

Por otro lado, las etapas de preamplificación y amplificación final mostraron variaciones menores al 7.43 %, lo que evidencia una mayor robustez frente a las tolerancias eléctricas y una adecuada confiabilidad del diseño.

Como trabajo futuro, se recomienda realizar pruebas experimentales para validar los resultados obtenidos mediante simulaciones, así como explorar el impacto de tolerancias más estrictas y optimizar el diseño del filtro con el fin de reducir las desviaciones observadas y mejorar la precisión global del sistema de acondicionamiento.

6. Referencias

- Bautista, D. P., Badillo, I. A., De la Rosa Mejía, D., & Jiménez, A. H. H., (2014). Interfaz humano-computadora basada en señales de electrooculografía para personas con discapacidad motriz. *ReCIBE. Revista electrónica de Computación, Informática, Biomédica y Electrónica*, (2).
- Dalgaard, N. M., Luvoni, S., González, E. L., Agüero, P. D., Fitzpatrick, D., (2017). *Analog design and simulation using OrCAD Capture and PSpice*. Newnes.
- Garín, J. M., (2007). Comunicador controlado por señales Electrooculográficas.” *II Jornadas Argentinas sobre Interfaces Cerebro Computadora*, pp. 59-62.
- Kim-Tien, N. & Truong-Thing, 2011. Using electrooculogram and electromyogram for powered wheelchair.” In *2011 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, pp. 1585-1590.
- Kherlopian, A. R., Gerrein, J. P., Yue, M., Kim, K. E., Kim, J. W., Sukumaran, M., & Sajda, P. (2006). Electrooculogram based system for computer control using a multiple feature classification model. In *2006 International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* (pp. 1295-1298), IEEE.

- López, A. (2025). Sistema de Adquisición de Señales de Electrooculografía. Tesis de licenciatura. Tecnológico Nacional de México campus Ixtapaluca.
- Martínez, A. (2020). Caracterización de los circuitos de la Etapa de Acondicionamiento de Señal de Un Electroencefalógrafo de 16 Canales. Tesis de licenciatura. Tecnológico Nacional de México campus Ixtapaluca.
- Martínez, A. L. (2012). Sistema asistencial basado en computador empleando señales electrooculográficas orientado a personas discapacitadas. Tesis de Máster. Universidad de Oviedo. A. P.
- Martínez, A., Higuera, R. M., Contreras, T. J., & Ortiz, V. H. (2020, October). Caracterización de los Circuitos de la Etapa de Acondicionamiento de Señal de un Electroencefalógrafo. In *Memorias del Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica* (Vol. 7, No. 1, pp. 179-185).
- Romero, C. (2003). Diseño y construcción de un Sistema de adquisición de datos para el análisis de los electrooculogramas. Tesis de licenciatura. Quito: EPN.