

Introducción al análisis frecuencial de señales

Juan Esteban Pineda Lopera*, Marly Alejandra Ortega Andrade†, Elisabeth Gómez Cano‡

*†‡Universidad de Antioquia, Medellín, Colombia

*jesteban.pineda1@udea.edu.co, †alejandra.ortega1@udea.edu.co, ‡elisabeth.gomezcano@udea.edu.co

I. RESUMEN

Este estudio presenta una exploración del análisis frecuencial de señales a través de transformadas de Fourier y estimaciones espectrales aplicadas a señales de ECG y EEG. Se aplicó la transformada rápida de Fourier (FFT), transformada inversa (IFFT) y periodogramas de Welch, con énfasis en su aplicación en el diagnóstico de condiciones neurológicas. Los resultados evidencian cómo el procesamiento en frecuencia permite filtrar ruido, extraer componentes específicos y revelar diferencias clínicas relevantes.

II. ABSTRACT

This study presents an exploration of signal frequency analysis using Fourier transforms and spectral estimations applied to ECG and EEG signals. The Fast Fourier Transform (FFT), Inverse Fourier Transform (IFFT), and Welch's periodograms were applied, with an emphasis on their use in the diagnosis of neurological conditions. The results demonstrate how frequency-domain processing enables noise filtering, extraction of specific components, and the revelation of clinically relevant differences.

III. INTRODUCCIÓN

El análisis frecuencial de señales es una herramienta esencial en bioingeniería, especialmente para el estudio de bio-señales como el ECG o EEG [1]. Estas señales, aunque generadas en tiempo continuo, deben ser digitalizadas para su tratamiento computacional. La transformada de Fourier y sus derivados permiten estudiar la composición frecuencial de las señales, facilitando la detección de patrones, ruidos y características clínicamente relevantes. El uso de ventanas, como la de Hanning en el periodograma de Welch, optimiza la resolución y reduce la fuga espectral. Este estudio busca validar estas herramientas mediante ejercicios prácticos y aplicación en datos reales [2].

En esta práctica se plantean los conceptos necesarios para el análisis frecuencial de señales, desde la aplicación de la transformada de Fourier, filtros pasa bandas y del periodograma Welch, todo enfocado para la caracterización y acondicionamiento de señales, así como para la detección de métricas para realizar comparaciones estadísticas.

IV. METODOLOGÍA

La metodología de este estudio se dividió en tres fases: análisis de señales sintéticas, análisis de señal ECG y comparación de señales EEG entre un paciente sano y uno con Parkinson. El entorno de desarrollo fue Python, utilizando

bibliotecas como NumPy, SciPy, Matplotlib y Seaborn. Para la creación de señales, se definió una frecuencia de muestreo diez veces superior a la mayor componente espectral ($F_s = 1600$ Hz) garantizando una correcta representación según el teorema de Nyquist.

En la primera fase, se generó una señal compuesta por tres senoidales (40 Hz, 80 Hz y 160 Hz). Para su creación, se tuvo en cuenta que la frecuencia de muestreo debía ser de al menos el doble de la mayor frecuencia, para cumplir con el teorema de Nyquist y así evitar el aliasing. Sin embargo, esta cantidad es insuficiente para realizar una reconstrucción fiel de las señales, por lo que en su lugar se decidió usar una frecuencia de muestreo 10 veces mayor a la frecuencia máxima (1600Hz).

A continuación, se calculó su FFT, se graficó su espectro, y se aplicó la transformada inversa para verificar la reconstrucción de la señal. Posteriormente, se aplicó un filtrado frecuencial selectivo que permitió extraer individualmente cada componente utilizando máscaras espectrales.

En la segunda fase, se trabajó con una señal real de ECG contenida en el archivo `senecg.mat`, muestreada a 250 Hz. Se calculó el periodograma de Welch usando ventana Hanning con 256 muestras y 50 % de solapamiento, con el objetivo de detectar y filtrar el ruido industrial en 60 Hz. Para ello, se aplicó una FFT, se eliminó la banda en torno a 60 Hz, y se reconstruyó la señal con IFFT.

Finalmente, en la tercera fase, se analizaron señales EEG provenientes de sujetos con y sin Parkinson. Se utilizó un canal previamente identificado con diferencias espectrales y se aplicó nuevamente el periodograma de Welch con parámetros de ventana adecuados ($n_{\text{perseg}} = 1024$, $n_{\text{overlap}} = 512$) y $F_s = 500$ Hz. Se graficaron los resultados en escala logarítmica y se realizó una comparación de la densidad espectral de potencia (PSD)

IV-A. Resultados

La señal sintética compuesta presentó un comportamiento oscilatorio perfectamente definido. La FFT mostró tres picos perfectamente alineados con las frecuencias diseñadas (40, 80 y 160 Hz), lo que confirma la fidelidad del análisis espectral

En el análisis de ECG, el periodograma de Welch de la señal original reveló un pico prominente en 60 Hz, atribuido al ruido eléctrico de la red.

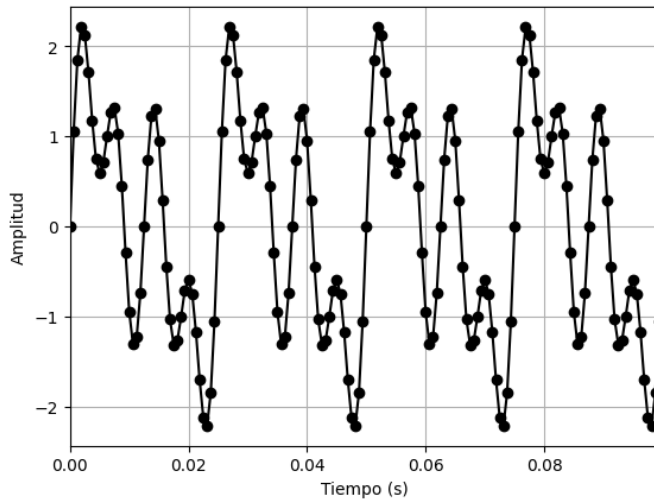


Figura 1: Señal compuesta en el dominio del tiempo.

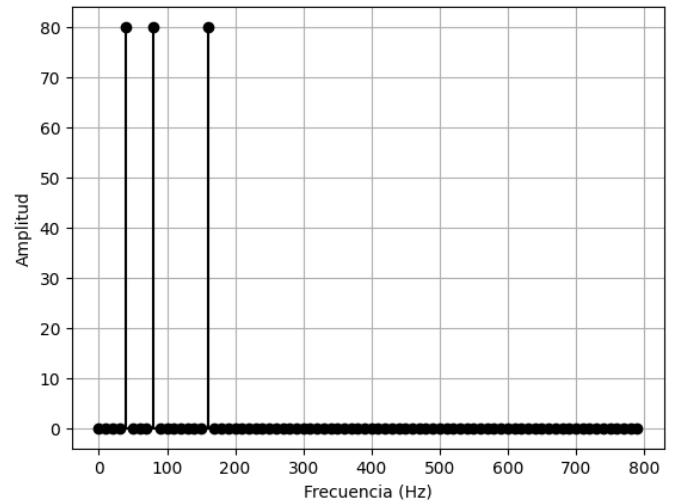


Figura 3: Espectro completo de la señal mediante FFT

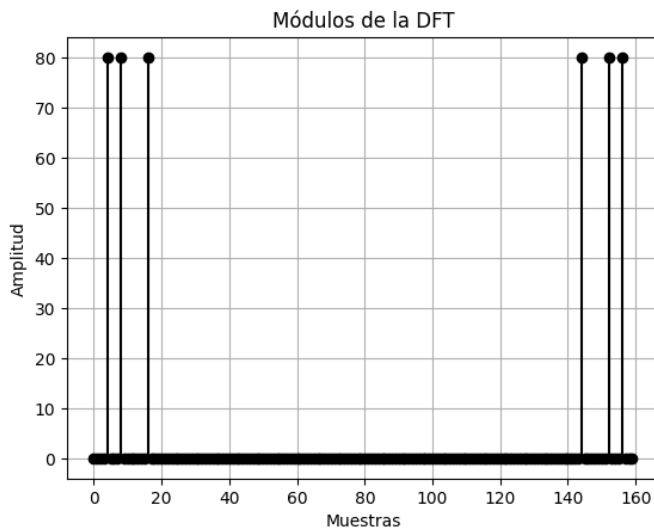


Figura 2: Espectro completo de la señal mediante FFT

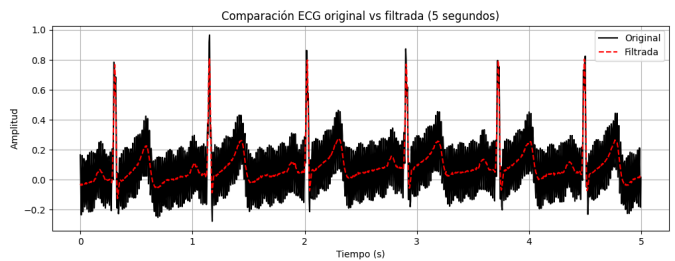


Figura 5: Periodograma de Welch original de la señal ECG

El nuevo periodograma corroboró la eliminación efectiva del componente no deseado, mostrando un espectro más limpio y fisiológicamente coherente

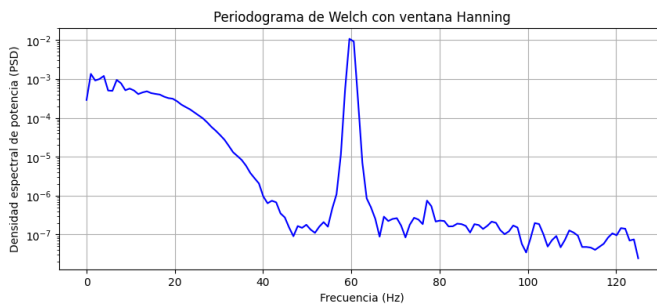


Figura 4: Periodograma de Welch original de la señal ECG

Al aplicar un filtrado espectral centrado en esta frecuencia y reconstruir la señal, se observó una reducción significativa del ruido en el dominio del tiempo.

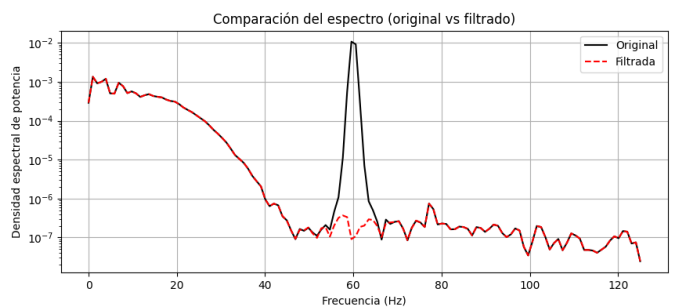


Figura 6: Periodograma de Welch original de la señal ECG

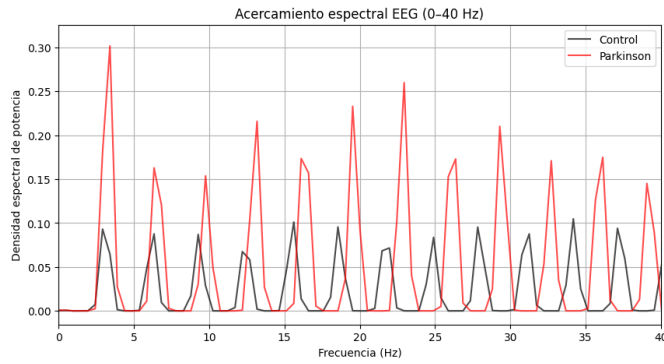


Figura 7

Se realizó un análisis comparativo de la potencia espectral por banda EEG (Delta, Theta, Alpha, Beta y Gamma) entre los grupos Control y Parkinson, tomando como referencia el canal 0 y una segmentación por ventanas temporales. La visualización mediante diagramas de caja permitió identificar diferencias entre ambos grupos. En particular, la banda Delta mostró una potencia significativamente mayor en el grupo con Parkinson, mientras que las bandas Theta y Alpha presentaron mayores valores en el grupo Control, lo cual se alinea con evidencia previa que reporta un enlentecimiento cortical característico en pacientes con enfermedad de Parkinson [3]. Para bandas Beta y Gamma se obtuvo potencias muy bajas en ambos grupos, como es habitual en registros en reposo [4].

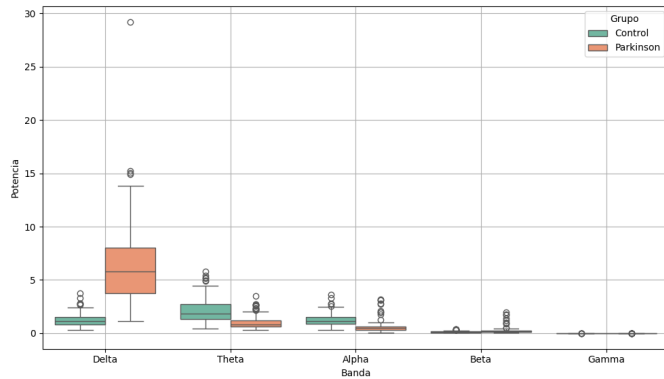


Figura 8: Comparación entre potencia por bandas para el canal 0

IV-B. Discusión

Uno de los aspectos más relevantes del análisis frecuencial aplicado fue la elección adecuada de la frecuencia de muestreo. Aunque el teorema de Nyquist establece que esta debe ser al menos el doble de la frecuencia más alta presente en la señal, en la práctica, este mínimo no garantiza una representación precisa de la forma de onda. Usar únicamente dos muestras por ciclo, como ocurre al aplicar el criterio de Nyquist de forma estricta, no permite capturar con suficiente resolución las variaciones de fase ni la forma sinusoidal completa. Por ello, se adoptó una frecuencia de muestreo diez veces mayor a la componente más alta ($F_s = 1600$ Hz para señales de hasta

160 Hz), lo cual incrementó el número de muestras por ciclo y permitió una reconstrucción más precisa y visualmente clara de las señales sintetizadas [5].

En el análisis de señales reales como el ECG, se prestó especial atención a los parámetros del periodograma de Welch, con el fin de optimizar la estimación de la densidad espectral de potencia. Se seleccionó una ventana de Hanning de 256 muestras, equivalente a aproximadamente un segundo de señal para una frecuencia de muestreo de 250 Hz. Esta longitud de ventana resultó adecuada para capturar múltiples ciclos cardíacos completos, lo que permitió representar adecuadamente la estructura rítmica del ECG sin sacrificar resolución temporal.

Asimismo, se implementó un solapamiento del 50 % (128 muestras), una práctica común en el análisis de bioseñales. Esta técnica reduce la varianza del estimador espectral al aumentar el número de promedios disponibles para la estimación sin requerir una mayor cantidad de datos. La combinación de una ventana Hanning y un solapamiento moderado mejoró significativamente la estabilidad y suavidad del espectro estimado, reduciendo la fuga espectral y facilitando la identificación de componentes dominantes en presencia de ruido [6].

Estos parámetros también fueron efectivos para el análisis de señales EEG, proporcionando una resolución suficiente para diferenciar bandas características como alfa, beta y delta. Las diferencias espectrales observadas entre el sujeto sano y el paciente con Parkinson se apreciaron con claridad gracias a la adecuada configuración del análisis, lo cual respalda la aplicabilidad clínica del enfoque frecuencial en estudios neurofisiológicos. En conjunto, la selección cuidadosa de frecuencia de muestreo, tipo de ventana y solapamiento contribuyó decisivamente a la calidad de los resultados obtenidos [7].

Los resultados obtenidos reafirman los postulados clásicos del análisis frecuencial. La adecuada elección de frecuencia de muestreo permitió representar fielmente las señales sintéticas. La transformada rápida de Fourier no solo permitió identificar frecuencias dominantes, sino que facilitó el diseño de filtros espectrales simples y precisos. La reconstrucción mediante IFFT mostró que estos filtros no afectan la integridad global de la señal.

En el ECG, la técnica de Welch con ventana de Hanning mostró su eficacia en la detección de artefactos como el ruido de red. Esto se alinea con estudios previos donde se destaca la importancia de las ventanas en la reducción del leakage espectral [2]. La eliminación del ruido mejoró la interpretabilidad de la señal, clave en contextos clínicos.

El análisis EEG refuerza hallazgos de la literatura que indican que pacientes con Parkinson presentan un desplazamiento del contenido espectral hacia frecuencias bajas, reducción de la actividad en bandas rápidas y alteración del patrón de sincronización neural. Estos resultados sustentan la aplicabilidad del análisis frecuencial como herramienta diagnóstica.

IV-C. Conclusiones

La transformación inversa (IFFT) permitió obtener una señal en el dominio del tiempo a partir de un espectro filtrado,

comprobando que el procedimiento y los parámetros fueron correctos y que los resultados son coherentes con el comportamiento esperado.

Visualmente, la señal filtrada muestra una forma más suave, sin las oscilaciones rápidas o irregularidades propias del ruido. Esta limpieza en el dominio temporal es importante para una interpretación más confiable, especialmente cuando se analizan bioseñales.

El uso de ventanas en el análisis de señales, como la ventana de Hanning aplicada en esta práctica, es fundamental para mejorar la precisión del análisis espectral. Al reducir los efectos de discontinuidad en los extremos de los segmentos, permiten obtener una representación más clara y estable del contenido en frecuencia de señales fisiológicas como el ECG. Su correcta elección mejora la resolución y estabilidad, mejorando significativamente la calidad del procesamiento de bioseñales.

REFERENCIAS

- [1] M. E. Valentinuzzi, "Bioelectrical signal processing in cardiac and neurological applications and electromyography: physiology, engineering, and noninvasive applications," *BioMedical Engineering OnLine*, vol. 6, p. 27, 2007. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1939853/>
- [2] X. Chen, X. Teng, H. Chen, Y. Pan, and P. Geyer, "Toward reliable signals decoding for electroencephalogram: a benchmark study to eegnex," *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 87, p. 105475, 2024. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1746809423009084>
- [3] A. Pal, N. Pegwal, M. Behari, and R. Sharma, "High delta and gamma eeg power in resting state characterise dementia in parkinson's patients," *Biomarkers in Neuropsychiatry*, vol. 3, p. 100027, 2020.
- [4] H. Y. H. Ng, C. W. Wu, F. Y. Huang, Y. T. Cheng, S. F. Guu, C. M. Huang, and C. H. Chuang, "Mindfulness training associated with resting-state electroencephalograms dynamics in novice practitioners via mindful breathing and body-scan," *Frontiers in Psychology*, vol. 12, p. 748584, 2021. [Online]. Available: <https://www.frontiersin.org/journals/psychology/articles/10.3389/fpsyg.2021.748584/full>
- [5] Siemens Digital Industries Software, "Digital signal processing: Sampling rates, bandwidth, spectral lines, and more," Siemens Simcenter Community Article, 2016, accessed June 18, 2025. [Online]. Available: <https://community.sw.siemens.com/s/article/digital-signal-processing-sampling-rates-bandwidth-spectral-lines-and-more>
- [6] E. Morais, D. M. Queiroz, A. R. Garcia, D. C. Silva, and D. G. Silva, "Hanning fir window filtering analysis for eeg signals," *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 87, p. 105419, 2024. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2950435X24000143>
- [7] S. A. Montilla-León, G. Villazaña, Á. Eblen, and C. Maldonado, "Detección de señales eeg epilépticas utilizando redes neuronales convolucionales y transformada synchrosqueezing acolchada," *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, vol. 42, no. 2, pp. 69–75, 2021. [Online]. Available: https://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1405-55462021000200269