

Análisis Estadístico de Bioseñales

1st Liseth Tiria
Universidad de Antioquia
Medellín, Colombia
liseth.tiria@udea.edu.co

2nd Victor Ocampo
Universidad de Antioquia
Medellín, Colombia
victor.ocampo@udea.edu.co

3rd Luisa Taho
Universidad de Antioquia
Medellín, Colombia
luisa.taho@udea.edu.co

Abstract—This study presents a statistical analysis of biosignals, focusing on electrocardiographic (ECG) and electroencephalographic (EEG) signals. The objective was to characterize ECG signals and compare EEG signal energy between healthy subjects and Parkinson's patients. The methodology involved signal preprocessing, cardiac cycle extraction, stationarity assessment, and statistical tests such as Shapiro-Wilk, Levene, Student's t-test, and Mann-Whitney U. Results revealed local statistical differences in ECG cycles but global stationarity. For EEG signals, no significant differences were found between groups, suggesting that average channel energy is not a sufficiently sensitive metric to detect Parkinson's related alterations. The absence of statistically significant differences between healthy and Parkinson's subjects does not imply a lack of physiological alterations, but may instead reflect methodological limitations. It is recommended to increase the sample size, improve preprocessing quality, expand the number of electrodes, and explore alternative metrics that consider the complex dynamics of EEG signals.

Index Terms—Keywords: Biosignals, ECG, EEG, Statistical analysis, Energy, Variability, Stationarity.

I. INTRODUCCIÓN

Una señal es un medio de transmisión de información, su adquisición permite obtener información relevante de una fuente que se desea estudiar. En bioseñales existen diferentes fuentes, es decir, todos los sistemas fisiológicos del organismo. La adquisición de bioseñales permite a médicos e investigadores extraer información sobre el funcionamiento de los diferentes órganos para poder emitir un diagnóstico [1].

A. Electrocardiografía (ECG)

La actividad rítmica asociada a las contracciones del músculo cardíaco o miocardio es la responsable de la difusión sanguínea que conlleva el transporte de oxígeno y nutrientes a todas las células del organismo, captación y eliminación del CO₂ asociado a los procesos respiratorios celulares, distribución de hormonas, regulación de la temperatura corporal, etc [2].

Este proceso es posible gracias a que la despolarización de una célula es capaz de despolarizar a células vecinas. La contracción se inicia en el nódulo sinusal (NSA), situado sobre la aurícula derecha, y se desplaza por las células auriculares del miocardio produciendo la sístole auricular. La propagación continúa hasta el nódulo ariculoventricular (NAV) donde se divide en dos ramas, provocando que los ventrículos se contraigan de forma sincronizada [2].

Registro de ECG

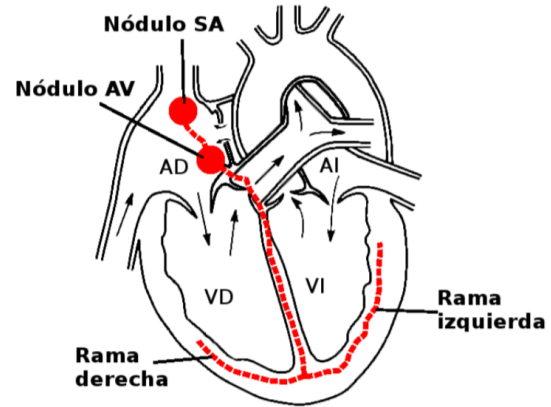


Fig. 1: Esquema del corazón. Nódulo SA: nódulo sinusal; Nódulo AV: nódulo ariculoventricular; AD: aurícula derecha; AI: aurícula izquierda, VD: ventrículo derecho; VI: ventrículo izquierdo. [2]

La electrocardiografía es una técnica no invasiva que registra la actividad eléctrica del corazón, permitiendo estudiar y detectar diversas patologías. En los datos resultantes puede diferenciarse hasta 6 ondas diferentes principalmente, que pueden proporcionar información relevante de diferentes anomalías. Estas son, según su aparición temporal en los datos: onda P, Q, R, S, T y U (figura 3.10). De todas ellas, las ondas Q, R y S forman el complejo más importante, debido a que facilita la localización de las otras componentes, además de informar de comportamientos anómalos del corazón, como contracción ventricular/auricular prematura, taquicardia supraventricular, latidos ectópicos, etc [2].

Características generales de las ondas

- Onda P: relacionada con sístole auricular causada por la despolarización de las fibras musculares. Su amplitud no suele exceder los $300\mu V$ con una duración inferior a 120ms, y su frecuencia se sitúa por debajo de los 10Hz.
- Complejo QRS: refleja la despolarización ventricular que produce su sístole cuya duración oscila entre 70 y 110ms en condiciones normales. La amplitud de este complejo llega a alcanzar los 2-3mV, siendo la mayor que acontece en las ondas que componen el ECG, y el rango de frecuencia está entre 8 y 20Hz. La morfología de esta onda está compuesta por 3 elementos: dos desviaciones convexas situadas en los límites del complejo llamadas ondas Q y S, y una desviación cóncava llamada onda R.

- Onda T: en condiciones normales, ésta muestra una suave curva cóncava redondeada con una duración aproximada de 300ms y su frecuencia es inferior a 10Hz.
- Onda U: es una pequeña desviación que sigue a la onda T y que no siempre está presente.

B. Electroencefalografía (EEG)

El sistema nervioso es el responsable de la coordinación y control de los diferentes órganos que componen el cuerpo humano, cuya unidad base es la neurona. Este se divide en [2]:

- Sistema nervioso central (SNC): constituido por el cerebro y la médula. Responsable de llevar a cabo la coordinación muscular, control respiratorio, regulación hormonal, control de ciclo vigilia-sueño, procesar e interpretar la información visual, auditiva y somática, así como funciones relacionadas con procesos emocionales, motivacionales, aprendizaje y memoria.
- Sistema nervioso periférico (SNP): constituido por el resto de componentes de SN. Responsable de transmitir la información del SNC a músculos y glándulas, y de los receptores sensoriales al SNC.

El cerebro humano puede dividirse en dos partes denominadas hemisferios, los cuales realizan un control cruzado del sistema visual y las actividades motoras del cuerpo. Cada hemisferio se divide en 4 lóbulos diferentes [2]:

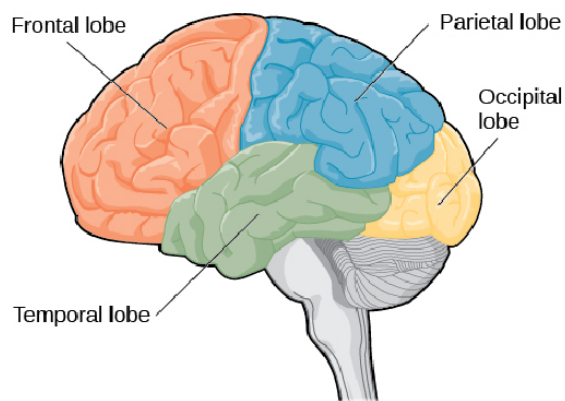


Fig. 2: Lóbulos del cerebro. [3]

- Lóbulo frontal: responsable de la planificación, coordinación, control y ejecución de la conducta, funciones motoras, la comunicación y memoria a corto plazo. Es la zona responsable de recopilar la información de las restantes estructuras del cerebro para coordinar una respuesta conjunta.
- Lóbulo parietal: encargado de procesar la información somática, el conocimiento de los números y sus relaciones y la manipulación de los objetos.
- Lóbulo occipital: se encarga del análisis e interpretación de la información visual.
- Lóbulo temporal: interpreta la información auditiva, afianza la memoria a largo plazo, y realiza tareas visuales

complejas como reconocimiento de rostros, imágenes, objetos, etc.

Registro de EEG

Un encefalograma es una prueba que mide la actividad eléctrica del cerebro. Esta prueba también se conoce por las siglas EEG. Esta prueba requiere la colocación en el cuero cabelludo de electrodos que son pequeños discos metálicos [4]. Los potenciales de acción de las dendritas y los cuerpos celulares, principalmente de la corteza cerebral, son las principales fuentes del EEG [2].

El EEG puede detectar cambios en la actividad cerebral que pueden ayudar a diagnosticar afecciones cerebrales como la epilepsia [4].

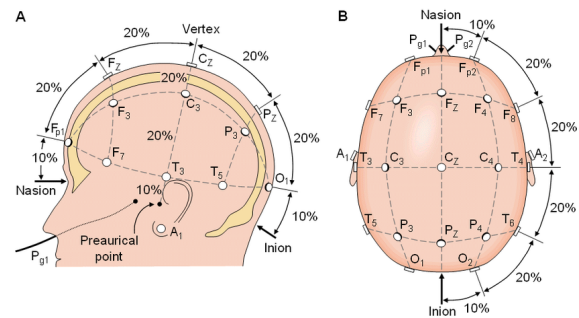


Fig. 3: Esquema de posiciones de los electrodos para encefalografía Sistema Internacional 10-20. Las letras señalan el área (Fp: prefrontal; F: frontal; C: central; P: parietal; T: temporal y O: occipital. Los números designan el hemisferio: pares del derecho, impares el izquierdo. Los electrodos de la línea media se señalan con la letra z [researchgate]. [5]

Características generales del EEG

Las señales de EEG muestran un patrón sinusoidal u oscilatorio, muy sensible a artefactos debido a su baja potencia, siendo escasamente superior o incluso inferiores a artefactos provenientes de las contracciones de los músculos faciales, los movimientos oculares y los parpadeos [2].

El análisis de la actividad de las ondas EEG se centra en el estudio de las diferentes bandas de frecuencia, en las cuales se asume que a mayor actividad cerebral, mayor frecuencia y menor amplitud. En términos generales, los datos del EEG se dividen en 5 bandas diferentes [2]:

- Onda delta (δ): su rango de frecuencia se sitúa entre 0.5 y 4Hz con una amplitud entre 100 a 200 μ V. Está asociada a una importante atenuación del nivel general de actividad, como sueño profundo. Ésta desaparece durante la vigilia en sujetos sanos.
- Onda theta (θ): su rango de frecuencia se sitúa entre 4 y 8Hz con un rango de amplitud entre 50 y 100 μ V y está asociada a una disminución del nivel de actividad, como somnolencia, primeras fases del sueño o en determinadas tareas que requieren una alta concentración.
- Onda alfa (α): su rango de frecuencia se sitúa entre 8 y 12Hz cuya amplitud varía entre 20 y 50 μ V. Es el ritmo predominante en sujetos despiertos y relajados, observándose mejor cuando los ojos están cerrados. Es predominante en la región occipital.

- Onda beta (β): su rango de frecuencia se sitúa entre 12 y 30 Hz oscilando entre 10 y 20 μ V de amplitud. Se asocia a niveles de actividad moderada, de manera que la frecuencia aumenta según se incrementen los requisitos cognitivos. Este ritmo se localiza principalmente en las regiones frontal y central.
- Onda gamma (γ): su rango de frecuencia se sitúa entre 30 y 50 Hz con una amplitud inferior a 10 μ V. Está relacionada con el procesamiento de información y requerimientos cognitivos elevados.

En este trabajo se emplearán técnicas para el análisis de señales biomédicas en el dominio del tiempo mediante técnicas estadísticas.

II. METODOLOGÍA

El análisis se realizó en dos partes principales: primero, el procesamiento y caracterización de una señal electrocardiográfica (ECG) y, segundo, la comparación de señales EEG entre grupos control y pacientes con enfermedad de Parkinson. A continuación, se describen los procedimientos seguidos.

A. Parte 1: Análisis de la Señal ECG

El análisis de la señal electrocardiográfica (ECG) se realizó en varias etapas secuenciales con el objetivo de caracterizar los ciclos cardíacos, evaluar su variabilidad y verificar supuestos estadísticos.

- 1) **Carga y preprocesamiento de la señal:**
Se cargaron los datos desde un archivo `.mat` utilizando la biblioteca `scipy.io`. La señal ECG se representó como un vector unidimensional y se definió el eje temporal en función de la frecuencia de muestreo, establecida en 1024 Hz.
- 2) **Detección de picos R:**
Se identificaron los picos R de la señal mediante la función `find_peaks` de `scipy.signal`. Se ajustaron parámetros como la altura mínima (umbral de 0.8) y la distancia mínima entre picos (150 muestras para la señal sin procesar y 0.6 segundos para la señal filtrada).
- 3) **Selección de un ciclo cardíaco individual:**
Se extrajo un ciclo de 0.8 segundos alrededor del primer pico R detectado, tanto en la señal original como en la filtrada. Sobre este segmento se calcularon estadísticas descriptivas: media, valor cuadrático medio (RMS), varianza y desviación estándar.
- 4) **Análisis de múltiples ciclos (15 ciclos):**
Se identificaron los primeros 15 picos R en la señal filtrada y se extrajeron 15 ciclos de igual duración (0.8 segundos), centrados en cada uno. Para cada ciclo se calcularon estadísticas individuales, las cuales se visualizaron en una tabla y mediante gráficos.
- 5) **Comparación entre ciclos específicos:**
Se seleccionaron dos ciclos específicos (asociados al cuarto y quinto pico R) con el fin de evaluar su similitud estadística. Se aplicaron las siguientes pruebas:
 - Prueba de normalidad de Shapiro-Wilk.
 - Prueba de homocedasticidad de Levene.

- Prueba t de Student (si se cumplían los supuestos).
- Prueba de Mann-Whitney U (en caso contrario).

6) Evaluación de la estacionariedad de la señal completa:

Se aplicó la prueba de Dickey-Fuller aumentada (ADF) a la señal ECG completa para determinar si esta presentaba comportamiento estacionario en el dominio temporal.

B. Parte 2: Comparación de Señales EEG entre Grupos Control y Parkinson

1) Carga de archivos y extracción de datos:

Se accedió a un conjunto de archivos `.mat`, organizados en dos carpetas: una para sujetos control y otra para sujetos con enfermedad de Parkinson. Cada archivo contenía una matriz tridimensional (canales \times muestras \times épocas).

2) Cálculo de energía promedio por canal:

Para cada sujeto, se calculó la energía por canal como el promedio de la energía en todas las épocas, definida como la suma de los cuadrados de la señal a lo largo del eje temporal.

3) Almacenamiento y visualización de datos:

Los vectores de energía por canal se almacenaron en `DataFrames` de `pandas`, diferenciando entre los grupos (control y Parkinson). Cada fila representaba a un sujeto y cada columna a un canal EEG.

4) Comparación estadística entre grupos:

Para cada canal común entre ambos grupos:

- Se aplicó la prueba de Shapiro-Wilk para evaluar la normalidad.
- Se evaluó la homocedasticidad con la prueba de Levene.
- Según los resultados, se aplicó la prueba estadística correspondiente:
 - Prueba t de Student para varianzas iguales.
 - Prueba t de Welch para varianzas desiguales.
 - Prueba de Mann-Whitney U si no se cumplían los supuestos de normalidad.

5) Reporte de resultados:

Se construyó un nuevo `DataFrame` con los resultados por canal, incluyendo los valores p, el tipo de prueba aplicada y si la diferencia era estadísticamente significativa ($p < 0.05$). Finalmente, se exportó el reporte en formato `.csv`.

III. RESULTADOS

A. Resultados para la señal de ECG

En la figura 4 se presentan las señales ECG, en su forma original y filtrada. Se puede observar en la señal original una apariencia ruidosa con variaciones rápidas, lo que sugiere la existencia de ruido de alta frecuencia. Por otro lado, en la señal filtrada se observan los picos correspondientes al complejo QRS; sin embargo, las demás ondas características del ECG se encuentran enmascaradas con ruido, dificultando

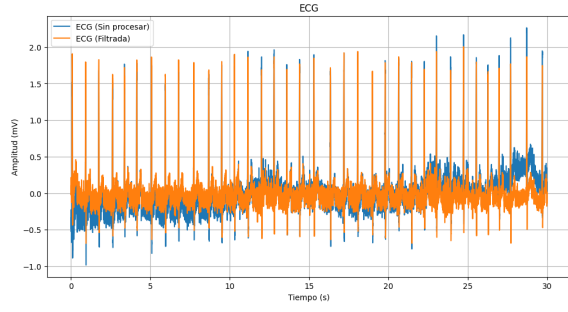


Fig. 4: Señal ECG original y señal ECG filtrada.

su identificación. Para analizar de manera más detallada el espectro frecuencial de las señales, se aplicó la transformada rápida de Fourier (FFT). Cabe recordar que la amplitud y la frecuencia de una señal de ECG normalmente se encuentran en el rango de 0.05 a 4 mV y de 0.05 a 150 Hz, respectivamente [6]. En las Figura 6 se presentan los ciclos cardíacos extraídos

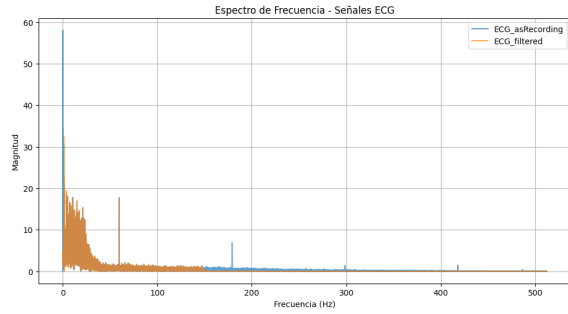
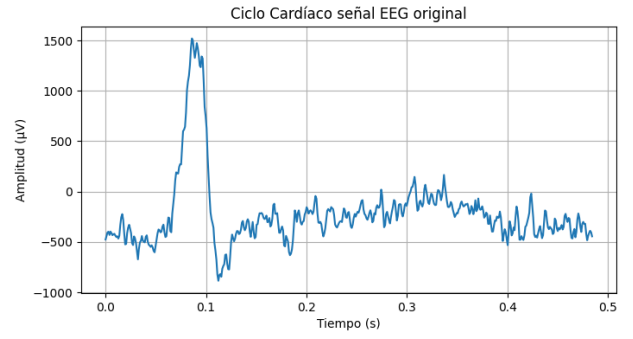


Fig. 5: FFT de la señal ECG original y señal ECG filtrada.

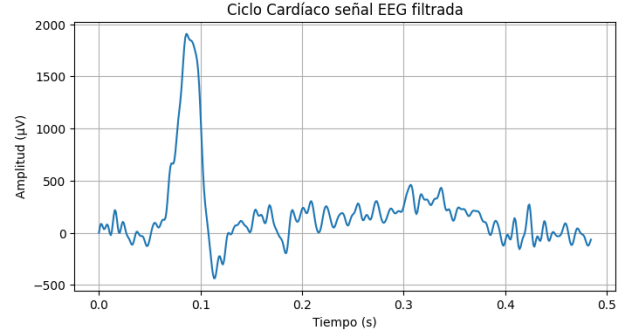
de la señal ECG original y de la señal filtrada, respectivamente. Además, en la Tabla 1 se incluyen los valores estadísticos correspondientes a cada ciclo. Estos permiten comparar las características cuantitativas de ambas señales y evaluar el impacto del proceso de filtrado.

TABLE I: Comparación de los valores estadísticos entre la señal ECG original y la señal ECG filtrada.

Estadístico	Señal Original	Señal Filtrada
Media	-218.57	180.27
RMS (Raíz Media Cuadrada)	426.15	411.82
Varianza	133,828.31	137,101.35
Desviación estándar	365.83	370.27



(a) Ciclo de la señal ECG original con sus estadísticas.



(b) Ciclo de la señal ECG filtrada con sus estadísticas.

Fig. 6: Comparación entre el ciclo de la señal ECG original y la señal ECG filtrada, junto con sus valores estadísticos.

B. Resultados para la señal de EEG

Se realizaron pruebas estadísticas en las señales EEG de ocho canales con el objetivo de identificar diferencias entre sujetos sanos y sujetos con Enfermedad de Parkinson. Se aplicaron pruebas de normalidad (Shapiro-Wilk), homogeneidad de varianzas (Levene) y comparación entre grupos (Mann-Whitney). Los resultados indicaron que ninguna de las señales analizadas presentó diferencias estadísticamente significativas entre los grupos ($p < 0.05$) en todos los canales (ver Tabla 2).

TABLE II: Resultados estadísticos por canal (Control vs. Parkinson)

Canal	p_control	p_parkinson	p_Levene	p_valor	Sig.
canal_1	6.25×10^{-3}	1.44×10^{-2}	0.88	0.406	—
canal_2	3.95×10^{-3}	4.52×10^{-3}	0.96	0.571	—
canal_3	8.90×10^{-3}	9.10×10^{-4}	0.98	0.460	—
canal_4	1.97×10^{-4}	3.12×10^{-4}	0.76	0.234	—
canal_5	8.00×10^{-4}	5.32×10^{-3}	0.90	0.560	—
canal_6	6.08×10^{-6}	9.81×10^{-6}	0.47	0.280	—
canal_7	4.22×10^{-6}	1.67×10^{-5}	0.62	0.118	—
canal_8	5.31×10^{-7}	8.98×10^{-6}	0.59	0.151	—

Nota: Todos los valores-p > 0.05 (sin diferencias significativas).

$p_{control}$: Normalidad (Shapiro-Wilk) grupo control; $p_{parkinson}$: Normalidad grupo Parkinson; p_{valor} : Resultado Mann-Whitney. Sig. = Significancia (—: no significativo).

IV. DISCUSIÓN

Según la figura 5, es probable que la señal filtrada fuera sometida a un filtro pasa-bajo con frecuencia de corte de

150Hz aproximadamente. Este filtro sugiere por qué la señal mantiene una cantidad de ruido notable, especialmente en frecuencias de 60Hz común en ambientes clínicos.

A. Análisis Estadístico de la Señal ECG de Ciclo Cardíaco

El análisis estadístico de la señal ECG revela varios aspectos clave sobre el comportamiento del ciclo cardíaco. La media de la señal es **-218.57**, lo que indica un desplazamiento hacia valores negativos. Este desplazamiento es común en señales ECG debido a la referencia establecida en el cuerpo, lo que provoca que la señal oscile tanto por encima como por debajo de esta referencia [7].

El valor de la Raíz Cuadrada de la Media de los Cuadrados (RMS) es **426.15**, lo que refleja una alta magnitud de las variaciones en la señal. Un valor elevado de RMS sugiere que la señal contiene oscilaciones significativas, lo que es característico de una actividad cardíaca activa y con energía bien definida. Este valor indica que la señal presenta variaciones importantes en la amplitud a lo largo del tiempo, lo cual es normal en condiciones de ritmo cardíaco regular [8].

La varianza de la señal es **133828.31**, lo que muestra una alta dispersión en los datos respecto a la media. Esto implica que hay una considerable variabilidad en la amplitud de los ciclos cardíacos, lo que puede ser indicativo de fluctuaciones naturales en la frecuencia cardíaca o de la presencia de irregularidades como arritmias. Una alta varianza también puede sugerir la presencia de artefactos en la señal, lo cual es importante al realizar un análisis más exhaustivo [9].

La desviación estándar es **365.83**, lo que refuerza la idea de que las fluctuaciones dentro de la señal ECG son amplias. Este valor alto de desviación estándar indica que los ciclos cardíacos no siguen una trayectoria completamente regular, lo cual puede ser un indicio de variabilidad en el ritmo cardíaco o de perturbaciones en la señal [9].

B. Análisis Estadístico de la Señal ECG Filtrada

La media de la señal filtrada es **180.27**, lo que indica que la señal se ha desplazado hacia un valor positivo en comparación con la señal original, cuya media era negativa (**-218.57**). Este cambio podría reflejar el efecto del filtrado, que generalmente se utiliza para eliminar componentes de baja frecuencia o ruido, lo que puede haber resultado en un desplazamiento hacia valores más cercanos a cero. El filtrado puede haber ayudado a estabilizar la señal, mejorando su claridad y reduciendo las fluctuaciones no deseadas.

El valor de la Raíz Cuadrada de la Media de los Cuadrados (RMS) en la señal filtrada es **411.82**, ligeramente menor que el valor original de **426.15**. Este cambio sugiere que, al eliminar las frecuencias no deseadas o el ruido, el filtrado ha reducido la magnitud de las variaciones en la señal. El RMS más bajo en la señal filtrada podría ser un indicativo de una reducción en la energía total de la señal, lo cual puede ser beneficioso en la eliminación de artefactos o en la mejora de la calidad de la señal para análisis más precisos [10].

La varianza de la señal filtrada es **137,101.35**, un valor ligeramente superior a la varianza de la señal original (**133,828.31**).

Este pequeño aumento podría sugerir que el filtrado no ha alterado sustancialmente la dispersión de los ciclos cardíacos. Sin embargo, la eliminación de ruido y artefactos puede haber dado lugar a una variabilidad más representativa de la actividad cardíaca real, lo que facilita la interpretación de la señal.

La desviación estándar de la señal filtrada es **370.27**, también ligeramente mayor que la desviación estándar de la señal original (**365.83**). Este aumento podría reflejar que el filtrado ha dejado algunas variaciones importantes en la señal, pero las fluctuaciones siguen siendo significativas. Esto podría indicar que el filtrado preserva las variabilidades más relevantes para el análisis, como los picos R, mientras elimina el ruido de alta frecuencia [10].

C. Análisis Estadístico de 15 ciclos de la Señal ECG filtrada

Con el fin de evaluar la estacionariedad de la señal, se dividió el registro de ECG en 15 ciclos consecutivos (ver Figura 7). Para cada uno de los ciclos se calcularon métricas estadísticas como la media, la varianza, la desviación estándar y el RMS (ver Tabla 1).

Se observó variabilidad en el valor promedio entre ciclos, con un valor atípico de 180.27 para el primer ciclo, considerablemente mayor en comparación con los ciclos restantes. Gráficamente, se aprecia que este primer ciclo presenta un pico de amplitud elevado cercano al inicio del registro, lo que sugiere una posible transitoriedad. Dado que su inclusión podría introducir sesgos en los análisis estadísticos, se consideró adecuado excluir este ciclo [11].

En cuanto a la varianza y la desviación estándar, se obtuvieron valores que oscilan entre aproximadamente 75.000 y 93.000 para la varianza, y entre 274 y 305 para la desviación estándar. Esto podría sugerir cierta estabilidad en la dispersión de los datos, lo cual también se refleja visualmente en los gráficos de los ciclos. No obstante, estas observaciones no son suficientes para asumir que la señal es estrictamente estacionaria, dado que persisten variaciones en las propiedades estadísticas a lo largo del tiempo, lo cual contradice uno de los supuestos fundamentales de la estacionariedad [12].

Por tanto, se hace necesario complementar el análisis mediante pruebas estadísticas inferenciales que permitan evaluar la existencia de diferencias significativas entre ciclos y la estacionariedad de la señal de ECG.

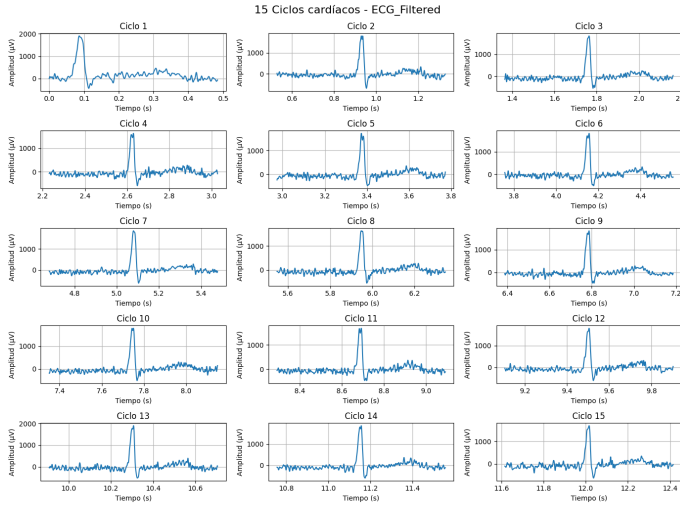


Fig. 7: Segmentación del registro de ECG en 15 ciclos consecutivos.

TABLE III: Resultados estadísticos por ciclo

Ciclo	Promedio	RMS	Varianza ($\times 10^3$)	Desv. Estándar
1	180.27	411.82	137.10	370.27
2	8.43	297.27	88.30	297.15
3	-8.62	295.18	87.06	295.05
4	-14.01	278.85	77.56	278.50
5	9.95	280.64	78.66	280.46
6	12.07	295.91	87.42	295.66
7	-0.32	303.04	91.83	303.04
8	-0.88	274.67	75.44	274.67
9	13.02	293.41	85.92	293.13
10	13.45	293.36	85.88	293.05
11	-1.29	278.69	77.67	278.69
12	-4.81	289.34	83.69	289.30
13	16.03	303.01	91.56	302.58
14	-9.80	305.62	93.31	305.46
15	1.58	285.83	81.70	285.83

Para profundizar en el análisis de la estacionariedad de la señal de ECG, se compararon cuatro ciclos consecutivos ciclos, para la primera comparación se usaron los ciclos 4 y 5 centrados en picos R detectados automáticamente (ver Figura 8). Visualmente, ambas señales presentan similitudes, aunque con diferencias visuales en amplitud, especialmente alrededor del complejo QRS. Antes de realizar la comparación estadística, se evaluaron los supuestos de normalidad y homocedasticidad. La prueba de Shapiro-Wilk indicó que ambas muestras no siguen una distribución normal ($p < 0.00001$), mientras que la prueba de Levene no mostró diferencias significativas en la varianza ($p = 0.8445$), lo que sugiere homocedasticidad. Dado que no se cumplió el supuesto de normalidad, se aplicó la prueba no paramétrica de Mann-Whitney U, la cual arrojó una diferencia estadísticamente significativa entre ambos ciclos ($p < 0.001$). Estos resultados indican que, a nivel local, existen variaciones significativas entre segmentos consecutivos de la señal, lo cual contradice el supuesto de estacionariedad estricta. No obstante, la prueba de Dickey-Fuller aplicada sobre la señal completa sugiere estacionariedad global ($p < 0.00001$), lo cual podría

interpretarse como una estacionariedad estadística global, pero con variaciones locales entre ciclos individuales.

Para la segunda comparación se emplearon los ciclos 4 y 15 (ver Figura 9), gráficamente también presentan similitudes, mayormente en el pico de R de la señal, aunque con algunas diferencias sutiles en la amplitud posterior al mismo. Estadísticamente, ambos ciclos presentan distribuciones no normales ($p < 0.00001$), pero cumplen con el supuesto de homocedasticidad ($p \approx 0.2989$), permitiendo el uso de la prueba U de Mann-Whitney, la cual evidenció una diferencia significativa ($p \approx 0.0071$). Esto sugiere que, pese a su similitud visual, existen discrepancias consistentes entre ambas señales. En contraste, empleando la prueba de Dickey-Fuller, se obtuvo que las señales cumplían estacionariedad global ($p < 0.00001$). Es decir que pese a que existen fluctuaciones locales de las propiedades estadísticas de los ciclos de la señal, globalmente cumple con estacionariedad. Estas comparaciones resaltan la importancia de evaluar la señal tanto global como localmente antes de aplicar modelos que asuman estacionariedad.

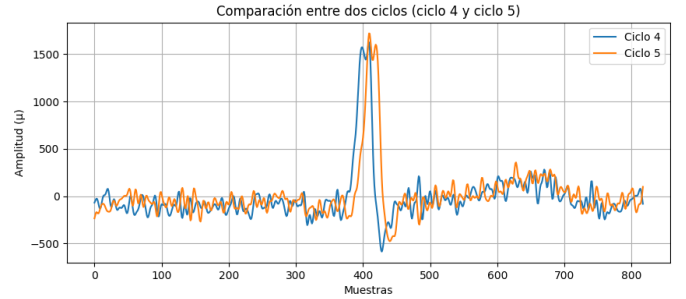


Fig. 8: Comparación entre los ciclos 4 y 5 de la señal de ECG.

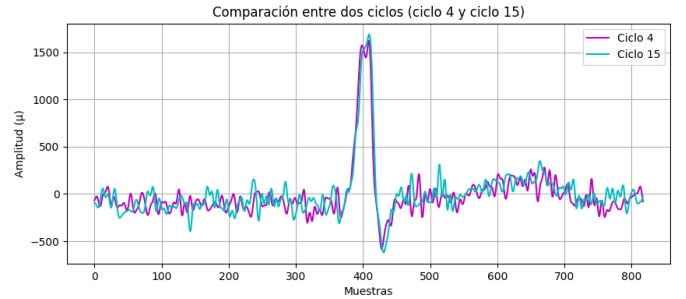


Fig. 9: Comparación entre los ciclos 4 y 15 de la señal de ECG.

D. Análisis de la señal de EEG en sujetos con Enfermedad de Parkinson y sujetos control

Los resultados de la prueba de normalidad (Shapiro-Wilk) indicaron que las distribuciones de las señales EEG de ambos grupos (control y Enfermedad de Parkinson) no siguen una distribución normal, este comportamiento es esperado en estas señales, debido a su naturaleza estocástica. Adicionalmente, la adquisición de la señal de EEG puede verse afectada por

artefactos relacionados con el ruido fisiológico y el ruido eléctrico, lo que aumenta su variabilidad [13]. La homogeneidad de varianzas entre los dos grupos se verificó utilizando la prueba de Levene, cuyos resultados no indicaron diferencias significativas ($p > 0.05$). Esto sugiere que las varianzas de las señales EEG en ambos grupos son similares. Sin embargo, debido a la falta de normalidad en los datos, se decidió utilizar la prueba U de Mann-Whitney, que es adecuada para datos no paramétricos. Los resultados obtenidos mediante la prueba U de Mann-Whitney no mostraron diferencias significativas entre los grupos ($p > 0.05$). Este resultado fue inesperado, ya que se anticipaban alteraciones fisiológicas en los pacientes con Parkinson respecto a los sujetos control. Sin embargo, bajo las condiciones de este estudio y considerando las características de la muestra analizada, la energía bruta de la señal EEG, promediada por épocas y canales, no constituye un marcador suficientemente sensible para diferenciar entre ambos grupos poblacionales. Este resultado puede explicarse por varias razones:

Limitaciones en la métrica utilizada: Aunque la energía es una medida comúnmente empleada en el análisis de señales EEG, su sensibilidad puede ser insuficiente para detectar diferencias sutiles relacionadas con trastornos neurodegenerativos como el Parkinson. Investigaciones recientes han mostrado que otras métricas, como la conectividad funcional, la entropía o el análisis espectral, podrían ofrecer una mayor capacidad discriminativa [14].

Etapas tempranas de la enfermedad: Es posible que los sujetos diagnosticados con Parkinson se encuentren en fases iniciales de la enfermedad, en las cuales los cambios en la dinámica cerebral aún no se manifiestan de forma marcada en los parámetros globales de energía EEG [15].

Condiciones del experimento y calidad de la señal: Factores como la duración de las grabaciones, la calidad del preprocesamiento (por ejemplo, la eliminación de artefactos), así como la homogeneidad de los grupos en términos de edad, medicación u otras variables clínicas, pueden influir en la capacidad de la señal EEG para reflejar diferencias significativas.

reflejar limitaciones metodológicas. Se recomienda incrementar el tamaño muestral, mejorar la calidad del preprocesamiento, ampliar el número de electrodos y explorar métricas alternativas que consideren la dinámica compleja de las señales EEG.

V. CONCLUSIONES

- - La diferencia observada entre las señales original y filtrada refleja la influencia del proceso de preprocesamiento, el cual puede suavizar ciertos componentes de la señal sin perder la capacidad de detectar las variaciones clave en la actividad cardíaca.
- - Los valores estadísticos de diferentes ciclos sugieren que, a pesar de algunas fluctuaciones, existe cierta estacionariedad global en la dispersión de los datos a lo largo de los ciclos. Gráficamente, esta estabilidad es evidente en los gráficos de los ciclos, donde se observa una variabilidad moderada, pero no extrema, en las métricas de dispersión.
- - La ausencia de diferencias estadísticamente significativas entre sujetos sanos y con Parkinson no implica la inexistencia de alteraciones fisiológicas, sino que puede

REFERENCES

- [1] M. Gómez-Díaz, A. Villalobos-Torres, C. Lara-Rendón, L. Juárez-Guerra, E. Castellanos, and A. Ortiz-Gaucín, "Análisis de bioseñales: Enfoque técnico de la adquisición, procesamiento y sus aplicaciones," 2018.
- [2] M. M. Monge, I. M. G. González, and A. J. M. Cantero, "Procesamiento y caracterización de bioseñales para su uso en interfaces de control y afectividad."
- [3] "The-four-cerebral-lobes-of-the-brain-image-source-Lobes-of-the-Brain-Introduction-to.png (522x381)." [Online]. Available: /Konstantinos-Patlitzoglou/publication/364197638/figure/fig3/AS:11431281088344872@1665048828733/The-four-cerebral-lobes-of-the-brain-image-source-Lobes-of-the-Brain-Introduction-to.png
- [4] "Electroencefalografía (EEG) - Mayo Clinic." [Online]. Available: <https://www.mayoclinic.org/es/tests-procedures/eeg/about/pac-20393875>
- [5] "Figura-3-Sistema-Internacional-10-20-para-la-colocacion-de-los-electrodos.png (850x468)." [Online]. Available: https://www.researchgate.net/profile/Carlos_Novo_Olivas/publication/282294960/figure/fig2/AS:391565940936705@1470368003555/Figura-3-Sistema-Internacional-10-20-para-la-colocacion-de-los-electrodos.png
- [6] Y. Jiang, O. W. Samuel, X. Liu, X. Wang, P. O. Idowu, P. Li, F. Chen, M. Zhu, Y. Geng, F. Wu, S. Chen, and G. Li, "Effective Biopotential Signal Acquisition: Comparison of Different Shielded Drive Technologies," *Applied Sciences*, vol. 8, no. 2, p. 276, Feb. 2018, number: 2 Publisher: Multidisciplinary Digital Publishing Institute. [Online]. Available: <https://www.mdpi.com/2076-3417/8/2/276>
- [7] "ECG Signal Classification for the Detection of Cardiac Arrhythmias Using a Convolutional Recurrent Neural Network - PMC." [Online]. Available: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC6377428/>
- [8] "(PDF) ECG Feature Extraction," in *ResearchGate*, Feb. 2025. [Online]. Available: https://www.researchgate.net/publication/356644241_ECG_Feature_Extraction
- [9] A. Gacek and W. Pedrycz, Eds., *ECG Signal Processing, Classification and Interpretation: A Comprehensive Framework of Computational Intelligence*. London: Springer London, 2012. [Online]. Available: <https://link.springer.com/10.1007/978-0-85729-868-3>
- [10] "Variabilidad de la frecuencia cardiaca como factor predictor de las enfermedades cardiovasculares." [Online]. Available: http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0120-56332019000400205
- [11] J. Kim, S. J. Lee, B. Ko, M. Lee, Y.-S. Lee, and K. H. Lee, "Identification of Atrial Fibrillation With Single-Lead Mobile ECG During Normal Sinus Rhythm Using Deep Learning," *Journal of Korean Medical Science*, vol. 39, no. 5, Jan. 2024. [Online]. Available: <https://doi.org/10.3346/jkms.2024.39.e56>
- [12] "8.1 Stationarity and differencing | Forecasting: Principles and Practice (2nd ed)." [Online]. Available: <https://otexts.com/fpp2/stationarity.html>
- [13] Y. R. Aldana, E. J. M. Reyes, V. R. Rodríguez, and T. M. Puebla, "SLD216 DETECCIÓN Y ELIMINACIÓN DE ARTEFACTOS DEL ELECTROENCEFALOGRAMA OBTENIDO EN UCI."
- [14] "(PDF) Electroencephalographic Markers and Cognitive Fenotype in Parkinson's Disease. A Systematic Review. [Marcadores electroencefalográficos y fenotipo cognitivo en la enfermedad de Parkinson. Una revisión sistemática.]" [Online]. Available: https://www.researchgate.net/publication/328150233_Electroencephalographic_Markers_and_Cognitive_Fenotype_in_Parkinson's_Disease_A_Systematic_Review_Marcadores_electroencefalograficos_y_fenotipo_cognitivo_en_la_enfermedad_de_Parkinson._Una_revisión_sistemática._
- [15] R. A. Cromarty, G. J. Elder, S. Graziadio, M. Baker, L. Bonanni, M. Onofrij, J. T. O'Brien, and J.-P. Taylor, "Neurophysiological biomarkers for Lewy body dementias," *Clinical Neurophysiology*, vol. 127, no. 1, pp. 349–359, Jan. 2016. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4727506/>