

Análisis de señales ECG y detección de arritmias - análisis espectral

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

Se analizan la capacidad de distintas transformadas espectrales para caracterizar señales de electrocardiograma (ECG) según el tipo de arritmia. Se utilizaron señales preprocesadas del dataset ChapmanECG y se aplicó la Transformada Discreta de Fourier (DFT), la Transformada Discreta del Coseno (DCT) y los Coeficientes Cepstrales en la Escala de Frecuencia Mel (MFCC) para extraer métricas como pico total, promedio espectral y proporciones por bandas de frecuencia. Los resultados muestran patrones diferenciables entre ritmos, y sugieren que algunas métricas permiten discriminar ciertas arritmias. Se complementó con análisis estadístico básico para validar estas diferencias.

II. ABSTRACT

The ability of different spectral transforms to characterize electrocardiogram (ECG) signals based on the type of arrhythmia is analyzed. Preprocessed signals from the ChapmanECG dataset were used, and the Discrete Fourier Transform (DFT) was applied to extract metrics such as total peak, spectral average, and frequency band proportions. The results show distinguishable patterns between rhythms and suggest that some metrics can discriminate certain arrhythmias. Basic statistical analysis was performed to validate these differences.

III. INTRODUCCIÓN

Las enfermedades cardiovasculares, incluyendo las arritmias cardíacas, son una causa importante de muerte a nivel global. El diagnóstico preciso de las arritmias es crucial para mejorar los resultados clínicos. El uso del electrocardiograma (ECG) es fundamental para detectar arritmias, pero la interpretación manual puede ser limitada, lo que ha llevado al desarrollo de métodos computacionales automatizados.

Este estudio propone un enfoque computacional para el análisis de señales de ECG con el fin de caracterizar distintos tipos de arritmia mediante transformaciones espectrales y análisis estadístico. Las señales fueron analizadas usando tres técnicas: la Transformada Discreta de Fourier (DFT), la Transformada Discreta del Coseno (DCT) y los Coeficientes Cepstrales en la Escala de Frecuencia Mel (MFCC). A partir de los espectros obtenidos, se extrajeron métricas como valor pico, promedio espectral y medidas por bandas de frecuencia (0–20 Hz, 20–50 Hz, etc.), junto con proporciones como el área relativa entre bandas y el índice de magnitud relativa.

Para evaluar la significancia de las diferencias entre grupos, se aplicaron pruebas estadísticas como la de Shapiro-Wilk (normalidad), Levene (homocedasticidad), t de Student y la U de Mann-Whitney, según correspondiera. Además, se construyeron matrices de p-valores para múltiples métricas con el objetivo de identificar qué transformaciones permiten una mejor discriminación entre ritmos cardíacos.

IV. METODOLOGÍA

Se utilizaron señales del conjunto de datos ChapmanECG, específicamente la derivación II de registros de 12 derivaciones, con una frecuencia de muestreo de 500 Hz. Las señales se encontraban previamente filtradas y fueron provistas en formato .csv. Se excluyeron ciertos ritmos poco frecuentes o que no eran objeto de estudio, como SA, AT, AVNRT, SAAWR y AVRT.

El conjunto de señales fue categorizado según la clase de arritmia, quedando las siguientes arritmias seleccionadas para el análisis: AFIB (fibrilación auricular), AF, SB (bradicardia sinusal), SR (ritmo sinusal), ST (taquicardia sinusal) y SVT (taquicardia supraventricular).

Para seleccionar las estadísticas utilizadas en el análisis, nos basamos en lo propuesto por Gramatikov [1] y Cain [2], quienes destacan la importancia del contenido espectral en el estudio de señales cardíacas. Se extrajeron métricas como el valor pico, el promedio espectral y el área bajo la curva en distintas bandas de frecuencia, así como relaciones como el cociente de áreas (F2/F1) y la proporción del pico de F2 respecto al total. Estas medidas permitieron comparar la distribución de energía en el espectro entre diferentes tipos de arritmias, facilitando la identificación de patrones característicos para cada clase.

IV-A. Transformada Discreta de Fourier (DFT)

Para analizar las señales ECG en el dominio de la frecuencia, se aplicó DFT. Esta técnica permite obtener información espectral que puede ser útil para la detección de patrones anómalos o característicos de patologías cardíacas.

La DFT transforma una señal discreta en el dominio del tiempo a una representación en el dominio de la frecuencia. La DFT está definida matemáticamente como:

$$X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] \cdot e^{-j\frac{2\pi}{N}kn}, \quad \text{para } k = 0, 1, \dots, N-1$$

- $x[n]$: muestra de la señal en el dominio del tiempo, con $n = 0, 1, \dots, N - 1$.
- $X[k]$: coeficiente espectral de la frecuencia discreta k .
- N : número total de muestras de la señal.
- k : índice de frecuencia, representa el k -ésimo componente de frecuencia.
- $e^{-j\frac{2\pi}{N}kn}$: núcleo complejo rotacional que proyecta la señal sobre la base de funciones exponenciales complejas.
- j : unidad imaginaria, donde $j^2 = -1$.

Esta transformación produce un espectro complejo que se puede descomponer en magnitud y fase [3], en este trabajo, se utilizó únicamente la magnitud del espectro para la extracción de características.

IV-B. Extracción de características utilizando la transformada discreta de Fourier

La implementación se realizó utilizando la librería numpy, se utilizó `np.fft.fft` para transformar cada señal ECG desde el dominio temporal al dominio frecuencial. Sobre el espectro de magnitudes (escalado en decibelios). Se consideraron las siguientes bandas de frecuencia para la extracción de características:

- F1 (0-20Hz): Se encuentran sobre todo la onda T (0-10Hz) y parte de la onda P (5-30Hz), así como parte de la potencia del complejo QRS (8-50Hz)
- F2 (20-50Hz): Se encuentra la mayor parte del contenido QRS.
- F3 (50-80Hz).
- F4 (80-120Hz): Se observan componentes de conducción ventricular anormal (>70 Hz).
- F5 (120-250Hz): Esta banda revela una zona de amplitud reducida en el complejo QRS de alta frecuencia durante la oclusión aguda de la arteria coronaria.

Posteriormente, se extrajeron las siguientes características: pico total, promedio total, pico y promedio por bandas (F1:0–20 Hz, F2:20–50 Hz, F3:50–80 Hz, F4:80–120 Hz, F5:120–250 Hz) y área espectral en bandas mediante integración. Adicionalmente, se tomaron métricas de proporción del área en 20–50 Hz frente a 0–20 Hz y magnitud pico en 20–50 Hz respecto al pico total, ya que estas se han usado previamente como índices cuantitativos que señalaban la presencia de ciertos tipos de taquicardia [4]. Se graficaron los espectros de cinco señales por arritmia.

IV-C. Transformada Discreta del Coseno (DCT)

Convierte una señal en una suma de funciones coseno oscilatorias. Es una herramienta eficaz en compresión de datos y extracción de características, ya que tiende a concentrar la energía de una señal en pocos coeficientes. A diferencia de la DFT, solo produce valores reales y omite la parte imaginaria.

La DCT tipo II (la más utilizada) está definida por:

$$X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] \cdot \cos \left[\frac{\pi}{N} \left(n + \frac{1}{2} \right) k \right], \quad \text{para } k = 0, 1, \dots, N-1$$

- $x[n]$: muestra de la señal en el dominio del tiempo.
- $X[k]$: coeficiente de la DCT para la frecuencia k .
- N : número total de muestras de entrada.
- n : índice de la muestra temporal.
- k : índice del coeficiente de frecuencia.
- $\cos \left[\frac{\pi}{N} \left(n + \frac{1}{2} \right) k \right]$: base de funciones cosenoidales ortogonales.

La energía de la señal tiende a acumularse en los primeros coeficientes, lo que permite seleccionar solo algunos para representar la señal de forma compacta [5].

IV-D. Extracción de características utilizando la transformada discreta del coseno

Para el análisis espectral mediante la DCT, se trabajó con la derivación II del ECG, cargada desde archivos .csv que contenían señales previamente filtradas para eliminar ruido. La DCT fue aplicada utilizando la función `scipy.fftpack.dct()`, y posteriormente se calculó el espectro de magnitud mediante `np.abs()`. La magnitud se transformó a una escala logarítmica (dB) usando la operación `10 * np.log(magnitude_spectrum)`, con el objetivo de resaltar diferencias espectrales. Se seleccionaron los primeros 2500 coeficientes de la transformada para su análisis, y se utilizó `np.fft.fftfreq()` para obtener el eje de frecuencias necesario para la visualización de los espectros. Las magnitudes correspondientes a las primeras cinco señales del conjunto fueron graficadas para observar patrones característicos. Finalmente, se aplicó la función `analyze()` para extraer métricas estadísticas relevantes como el valor pico, promedio espectral, proporciones de energía entre bandas de frecuencia y relaciones de magnitud. Estas características se almacenaron en un diccionario por archivo, y posteriormente se organizaron en un `DataFrame` para su análisis comparativo entre clases de arritmia.

IV-E. Coeficientes Cepstrales en la Escala Mel (MFCC):

Los MFCC son características frecuentemente utilizadas para representar el contenido espectral de señales de audio, pero también han sido adaptadas con éxito al análisis de señales biomédicas como el ECG, debido a su capacidad para capturar patrones locales de energía frecuencial.

Se basan en la percepción auditiva humana, que es más sensible a los cambios en frecuencias bajas que en las altas, y su estructura secuencial de cálculo permite extraer representaciones robustas frente a variaciones ruidosas.

IV-F. Extracción de características utilizando los Coeficientes Cepstrales en la Escala Mel

Se utilizaron funciones de la biblioteca librosa, como `librosa.feature.mfcc`, para calcular coeficientes cepstrales sobre la señal ECG. Las señales se segmentaron en ventanas temporales de 25 ms con ventana de Hamming, y se utilizó una red de filtros Mel con 10 bandas para capturar la envolvente espectral perceptual. Luego, se aplicó DCT sobre el espectro Mel para obtener coeficientes cepstrales.

Se calculó el valor promedio de parámetros espectrales como la desviación estándar y la varianza para cada tipo de arritmia

IV-G. Comparación de estadísticas entre grupos

Se realizó un análisis estadístico de las características espectrales por grupo de arritmia. Se aplicaron: Prueba de normalidad de Shapiro-Wilk para cada métrica por grupo. Prueba de homogeneidad de varianzas de Levene para decidir entre tests paramétricos y no paramétricos. Comparación entre pares de grupos mediante: t de Student si se cumplían supuestos de normalidad y homocedasticidad, U de Mann-Whitney en caso contrario.

Se generaron matrices de p-valores para cada transformada y métrica,

V. RESULTADOS

V-A. Extracción de características utilizando la transformada discreta de Fourier

El análisis espectral permitió observar variaciones relevantes entre los diferentes tipos de arritmia. En la Figura 1 se presenta una señal representativa con diagnóstico de fibrilación auricular. Se aprecia que la mayor parte de la energía se concentra entre 0 y 50 Hz, con una distribución más dispersa que en ritmos regulares, lo cual es característico de esta condición.

En el Cuadro 1, se resumen los valores promedio de las métricas calculadas para cada arritmia. Destaca SVT como el ritmo con el mayor pico total (135.1 dB), mientras que SB mostró el promedio espectral más bajo (41.7 dB) reflejando una señal más concentrada. Las arritmias AF y ST presentaron los mayores valores de area_ratio, lo que indica una mayor distribución de energía en frecuencias media (20-50 Hz). De igual forma, el magnitude_ratio fue más alto en ST y SVT, lo que sugiere una participación más significativa de componentes de frecuencia media en estas señales.

Arritmia	Pico total (dB)	Promedio total (dB)	Área ratio	Magnitude ratio
AFIB	117.199	50.602	1.234	0.868
SB	119.362	48.619	1.256	0.849
AF	120.631	52.864	1.255	0.868
SR	119.774	50.999	1.292	0.868
ST	120.988	53.998	1.319	0.896
SVT	126.610	54.458	1.288	0.890

Cuadro I: Características de señales para diferentes tipos de arritmias

En general, los ritmos regulares como SR y SB presentaron espectros más simétricos y concentrados en las bandas bajas (0–20 Hz), mientras que arritmias como AFIB y AF mostraron espectros más dispersos y menos predecibles. Esto coincide con la naturaleza caótica de la fibrilación auricular, donde no se generan ondas P claras ni una regularidad en el ritmo ventricular.

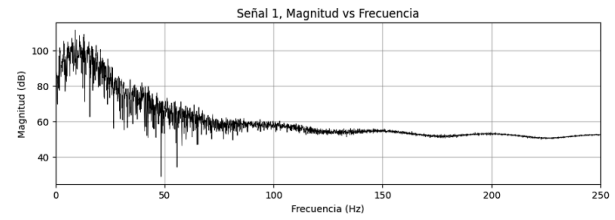


Figura 1: Espectro de magnitud (DFT) de una señal de la arritmia AFIB

V-B. Extracción de características utilizando la transformada discreta del coseno

En el Cuadro III se resumen los valores promedio de las métricas calculadas para cada clase de arritmia. SVT presentó el valor más alto de pico total (132.9 dB), mientras que el promedio espectral más bajo correspondió a SB (59.6 dB). Las arritmias AF y ST mostraron los mayores valores de area_ratio, lo que indica una mayor proporción de energía en frecuencias medias (20–50 Hz). Por otro lado, magnitude_ratio fue más alto en ST y SVT, lo que sugiere un peso relativo mayor de componentes de frecuencia media en estas señales.

Arritmia	Pico total (dB)	Promedio total (dB)	Área ratio	Magnitude ratio
AFIB	123.954	61.947	1.424	0.923
SB	126.190	59.570	1.467	0.901
AF	126.960	63.022	1.442	0.932
SR	126.496	61.959	1.497	0.918
ST	127.384	64.213	1.490	0.949
SVT	132.857	62.836	1.445	0.953

Cuadro II: Parámetros espectrales por tipo de arritmia

En la Figura 7 se muestra la DCT aplicada a una señal representativa de una AFIB. La energía se concentra principalmente en el rango de frecuencias entre 0 y 50 Hz, con una distribución amplia a lo largo del espectro. El espectro presenta una magnitud máxima cercana a los 120 dB.

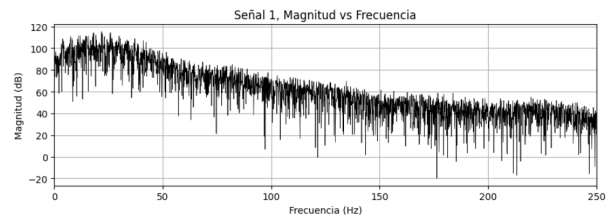


Figura 2: Grafica de transformada discreta del coseno de una señal de la arritmia AFIB

V-C. Extracción de características utilizando los Coeficientes Cepstrales en la Escala Mel

En el Cuadro III se presentan los valores promedio de los parámetros espectrales calculados para cada clase de arritmia. El promedio espectral más bajo fue registrado en la clase SVT (-36.707 dB), mientras que SB presentó el valor más bajo de desviación estándar (19.045 dB) y la mayor varianza (366.191), lo que indica una mayor dispersión en sus componentes espectrales. En contraste, la clase SVT mostró la menor

varianza (277.100), lo que sugiere una mayor homogeneidad en su contenido espectral. Por otro lado, AFIB y SR presentaron valores similares en promedio y dispersión, lo que podría indicar patrones espectrales consistentes en ambas clases.

Arritmia	Promedio (dB)	Desviación estándar	Varianza
AFIB	-40.566	18.137	331.952
SB	-41.958	19.045	366.191
AF	-38.383	17.152	297.256
SR	-40.421	18.203	334.349
ST	-37.365	16.762	283.481
SVT	-36.707	16.556	277.100

Cuadro III: Parámetros espectrales por tipo de arritmia

En la Figura 3 se muestra el espectrograma de coeficientes cepstrales en la escala de Mel correspondiente a una señal de ECG representativa de una fibrilación auricular (AFIB). La energía se encuentra mayormente concentrada en las bandas de frecuencia baja, específicamente por debajo de los 50 Hz. La distribución espectral es amplia y se extiende a lo largo del tiempo, con una clara disminución de intensidad en la zona central del espectro (alrededor del segundo 5), donde se observa una zona de menor energía (región más oscura).

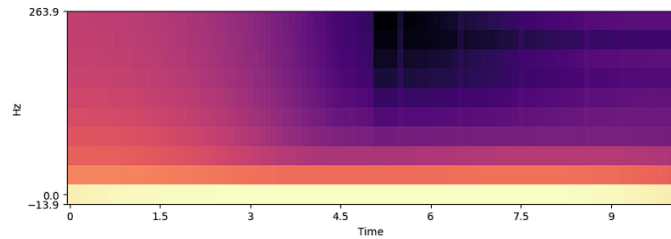


Figura 3: Espectrograma de los coeficientes cepstrales de la escala de Mel de una señal de la arritmia AFIB

V-D. Comparación de estadísticas entre grupos

Se aplicaron comparaciones por pares entre los diferentes grupos de arritmias cardíacas utilizando pruebas estadísticas según los supuestos de normalidad y homogeneidad de varianza.

A continuación se muestra una de las matrices de p-valores obtenidas, correspondiente a la métrica pico total, promedio total, área y magnitud derivada de las características espectrales.

En la matriz se representan los valores de p obtenidos para cada combinación de pares de grupos (AF, AFIB, SB, SR, ST, SVT). Se incluyen etiquetas para indicar si se rechazó o no la hipótesis nula (H_0), utilizando un umbral de significancia de $\alpha = 0.05$:

- Las celdas marcadas con H_0 indican que no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos comparados.
- Las celdas marcadas con H_1 indican que se encontraron diferencias significativas.

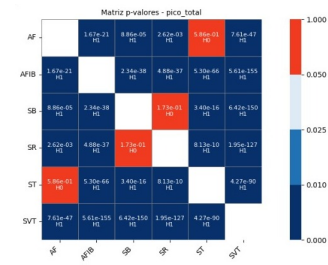


Figura 4: Matriz simétrica de p-valores obtenidos por comparaciones entre grupos de arritmias cardíacas usando la métrica pico total.

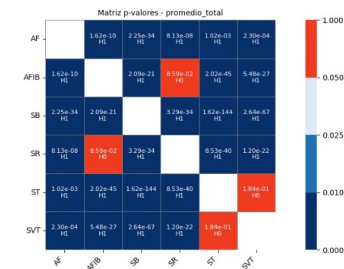


Figura 5: Matriz simétrica de p-valores obtenidos por comparaciones entre grupos de arritmias cardíacas usando espectral promedio total.

Para concretar el análisis, se compararon específicamente los espectros producto de cada transformada para las señales de AFIB y ST, arrojando

Métrica	Significancia estadística (valor p)	Tamaño del efecto (r)
pico_F2	2.39e-208	0.53
area_ratio	2.70e-184	0.5
pico_F4	2.34e-170	0.48
pico_F5	5.22e-147	0.45
promedio_F1	7.23e-112	0.39
promedio_F4	1.64e-90	0.35
magnitud_ratio	5.58e-76	0.32
promedio_F3	9.14e-68	0.3
pico_total	5.30e-66	0.3
pico_F1	5.78e-66	0.3
pico_F3	2.54e-54	0.27
promedio_total	2.57e-54	0.27
promedio_F5	2.98e-56	0.27
promedio_F2	3.18e-14	0.13

Cuadro IV: Significancia estadística y tamaño del efecto para cada característica de la FFT, producto de pruebas estadísticas entre espectros de AFIB y de ST.

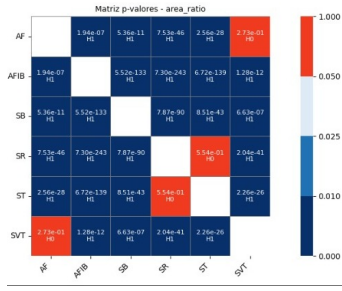


Figura 6: Matriz simétrica de p-valores obtenidos por comparaciones entre grupos de arritmias cardíacas usando la métrica area.

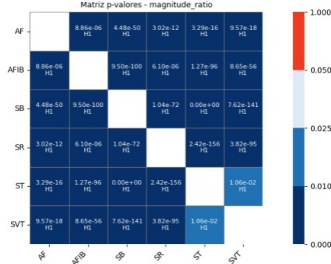


Figura 7: Matriz simétrica de p-valores obtenidos por comparaciones entre grupos de arritmias cardíacas usando la métrica magnitud

Métrica	Significancia estadística (valor p)	Tamaño del efecto (r)
pico_F2	5.93e-205	0.53
pico_F3	3.73e-200	0.52
promedio_F1	2.34e-184	0.5
promedio_F5	1.14e-161	0.47
area_ratio	6.72e-139	0.43
magnitude_ratio	4.41e-107	0.38
pico_F5	6.67e-102	0.37
pico_F4	1.61e-78	0.32
promedio_total	5.87e-54	0.27
pico_total	9.95e-51	0.26
pico_F1	3.00e-50	0.26
promedio_F4	2.75e-20	0.16
promedio_F2	1.65e-15	0.14
promedio_F3	2.16e-16	0.14

Cuadro V: Significancia estadística y tamaño del efecto para cada característica de la DCT, producto de pruebas estadísticas entre espectros de AFIB y de ST.

Métrica	Significancia estadística (valor p)	Tamaño del efecto (r)
Promedio	4.66e-118	0.4
Desviación estandar	1.36e-115	0.39
Varianza	1.36e-115	0.39

Cuadro VI: Significancia estadística y tamaño del efecto para cada característica de la MFCC, producto de pruebas estadísticas entre espectros de AFIB y de ST.

VI. DISCUSIÓN

VI-A. Extracción de características utilizando la transformada discreta de Fourier

El análisis espectral mediante la Transformada de Fourier permitió detectar diferencias entre los distintos tipos de arritmia analizados. Ritmos regulares como SR y SB mostraron una clara concentración de energía en frecuencias bajas (0–20 Hz), mientras que arritmias como AFIB, AF, ST y SVT exhibieron una mayor dispersión espectral hacia bandas medias (20–50 Hz), lo cual se reflejó en valores más altos de area_ratio y magnitude_ratio.

Estos resultados coinciden con estudios recientes como el de [6], donde se aplicó la Fourier Decomposition Method (FDM) para descomponer señales ECG en componentes espectrales estrechos (FIBFs), a partir de los cuales se extrajeron características estadísticas y temporales para clasificar arritmias. En ese trabajo, los autores destacan que muchas de las diferencias útiles para distinguir entre tipos de arritmia están justamente en la forma y comportamiento de estas bandas espectrales, especialmente entre las frecuencias bajas y medias.

Aunque este proyecto no incorpora un clasificador automático, el análisis exploratorio confirma que métricas espectrales simples, obtenidas directamente desde la DFT convencional, ya permiten observar tendencias útiles para la discriminación entre tipos de ritmo cardíaco. Además, se valida que, incluso sin una descomposición adaptativa como FDM, la DFT combinada con métricas estadísticas e integración por bandas proporciona información valiosa sobre la estructura espectral de cada señal.

VI-B. Extracción de características utilizando la transformada discreta del coseno

Los resultados muestran que la AFIB presenta una distribución energética amplia en frecuencias bajas y medias, sin picos dominantes, concentrándose principalmente por debajo de los 50 Hz. Este patrón es coherente con la naturaleza caótica de la actividad eléctrica auricular en esta condición, donde no se observa una frecuencia dominante estable. Estudios recientes han utilizado los coeficientes de mayor amplitud de la DCT como características discriminantes para distinguir entre señales normales y patológicas, logrando altas precisiones en la clasificación de arritmias y otras condiciones cardíacas. [7]

Por otro lado, el ritmo SVT presentó el valor más alto de pico total (132.9 dB) y un magnitude-ratio elevado (0.95), indicando una mayor concentración de energía en rangos específicos de frecuencia media (20–50 Hz). Este patrón sugiere una señal más organizada y repetitiva, en línea con lo reportado en estudios donde se describe que la actividad supraventricular tiende a ser más regular y concentrada espectralmente. [8]

Además, los valores más altos de area_ratio se observaron en AF y ST, indicando que, en promedio, estas arritmias tienen una mayor proporción de energía en el rango medio del espectro. Esta característica puede reflejar transiciones rápidas o componentes irregulares de la señal que afectan el contenido de frecuencia. [9]

Estos resultados sugieren que las métricas espectrales calculadas mediante la DCT permiten discriminar de manera efectiva entre ritmos normales y diferentes tipos de arritmia, sentando una base útil para su aplicación en sistemas automáticos de clasificación o monitoreo clínico.

VI-C. Extracción de características utilizando los Coeficientes Cepstrales en la Escala Mel

Los valores promedio del espectro indican diferencias notables entre tipos de arritmia. SB (bradicardia sinusal) presentó el valor promedio más bajo en dB (-41.958), lo cual sugiere una menor energía espectral global. En contraste, SVT (taquicardia supraventricular) registró el valor más alto (-36.707 dB), lo que podría reflejar una mayor presencia de componentes energéticos, posiblemente vinculados a una mayor frecuencia de despolarizaciones.

La desviación estándar y la varianza permiten evaluar la consistencia en la distribución de energía. SB mostró la mayor varianza (366.191), indicando una mayor dispersión de energía en diferentes componentes de frecuencia. Esto podría deberse a la variabilidad en los intervalos RR característicos de la bradicardia. Por otro lado, SVT exhibió la menor varianza (277.100), lo que sugiere una distribución energética más uniforme a lo largo del espectro, posiblemente reflejando la regularidad de la actividad eléctrica durante esta arritmia.

La señal correspondiente al ritmo sinusal (SR) presentó un promedio de -40.421 dB y una varianza de 334.349, ubicándose en un rango intermedio entre las arritmias analizadas. Esto refuerza la idea de que el ritmo sinusal posee una estructura espectral equilibrada, en contraste con la mayor dispersión o concentración energética observada en ritmos patológicos como ST o SVT. Este contraste puede resultar útil para el diseño de clasificadores automáticos basados en características espectrales.

VI-D. Comparación de estadísticas entre grupos

Al comparar ST y AFIB, para la FFT, las métricas con tamaño del efecto fuerte y alta significancia estadística fueron la magnitud pico en la banda F2 y la proporción de área, ambas métricas relacionadas con la magnitud de las frecuencias entre 20 y 50 Hz.

La ST se caracteriza por un ritmo regularmente acelerado, mientras que la AFIB presenta un ritmo irregular, surgido cuando los ventrículos tiemblan en lugar de contraerse normalmente [10]. Si bien no existe en literatura una correlación directa entre la banda F2 y estas condiciones, se plantea cierta conexión entre anomalías en esta y actividad ventricular tardía o desorganizada, lo que es un factor diferencial entre AFIB y ST [4].

Por otro lado, para la DCT, las métricas con alto tamaño del efecto y significancia estadística fueron los valores pico en las bandas F2 y F3 y la magnitud promedio de la banda F1. En la banda F1 se concentra parte de la actividad de la onda P, que se ve característicamente afectada en la AFIB [10].

Además, en la banda F3, no se espera alta presencia del complejo QRS en casos de rítmica cardíaca regular [4], sin

embargo, en el AFIB, la pérdida de las ondas P por ondas F más caóticas y rápidas podrían en teoría provocar mayor actividad en esta banda de frecuencia.

Las 3 métricas presentaron significancia estadística, pero un tamaño del efecto intermedio. En el caso del promedio, se habla de diferencias en la estructura armónica de la señal, lo que corresponde a cambios en la forma y duración de las ondas cardíacas. Esto se explica, probablemente, a la irregularidad de la AFIB y su alteración de la forma de las ondas P.

Diferencias en la desviación estándar demuestran cuanto varía la forma espectral en el tiempo, lo que guarda estrecha relación con la regularidad / irregularidad de la señal. Similarmente la varianza, que al medir la dispersión, refleja la presencia de muchos o pocos componentes espectrales, que se asocian a episodios de fibrilación.

REFERENCIAS

- [1] B. Gramatikov and V. Iyer, "Intra-qrs spectral changes accompany st segment changes during episodes of myocardial ischemia," *Journal of Electrocardiology*, vol. 48, no. 1, pp. 115–122, Jan-Feb 2015. [Online]. Available: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC4281496/>
- [2] M. E. Cain, H. D. Ambos, J. Markham, A. E. Fischer, and B. E. Sobel, "Quantification of differences in frequency content of signal-averaged electrocardiograms in patients with compared to those without sustained ventricular tachycardia," *American Journal of Cardiology*, vol. 55, no. 13 Pt 1, pp. 1500–1505, Jun 1 1985.
- [3] H. E. Rojas, C. A. Cortés, and D. F. Ramírez, "Implementación computacional de la transformada fraccional de fourier discreta," *Información tecnológica*, vol. 25, no. 6, pp. 143–156, 2014, [citado 2025-05-25]. [Online]. Available: http://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0718-07642014000600017&lng=es&nrm=iso
- [4] M. B. Simson, W. J. Untereker, S. R. Spielman, W. S. Colucci, J. F. Spear, L. N. Horowitz, M. E. Josephson, A. H. Harken, and R. J. Cohen, "Quantification of differences in frequency content of signal-averaged electrocardiograms in patients with and without ventricular tachycardia," *The American Journal of Cardiology*, vol. 55, no. 3, pp. 318–324, 1985. [Online]. Available: [https://doi.org/10.1016/0002-9149\(85\)90961-0](https://doi.org/10.1016/0002-9149(85)90961-0)
- [5] S. A. Khayam, "The discrete cosine transform (dct): Theory and application," 2003, course Notes, Department of Electrical & Computer Engineering. [Online]. Available: https://www.researchgate.net/publication/228920282_The_Discrete_Cosine_Transform_DCT_Theory_and_Application
- [6] A. S. A. Al-Ali and M. A. Al-Ali, "Ecg arrhythmia detection in an inpatient setting using fourier transform and deep learning," *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 240, p. 107536, 2024.
- [7] S. Lahmiri and S. Bekiros, "An effective and fast model for characterization of cardiac arrhythmia and congestive heart failure," *Diagnostics (Basel)*, vol. 15, no. 7, p. 849, Mar 27 2025.
- [8] U. Desai *et al.*, "Discrete cosine transform features in automated classification of cardiac arrhythmia beats," in *Emerging Research in Computing, Information, Communication and Applications*, N. Shetty, N. Prasad, and N. Nalini, Eds. New Delhi: Springer, 2015.
- [9] F. Khan, X. Yu, Z. Yuan, and A. u. Rehman, "Ecg classification using 1-d convolutional deep residual neural network," *PLOS ONE*, vol. 18, no. 4, p. e0284791, 2023.
- [10] Instituto Nacional del Corazón, los Pulmones y la Sangre (NHLBI), "Arritmia - tipos," <https://www.nhlbi.nih.gov/es/salud/arritmias/tipos>, 2022, consultado el 25 de mayo de 2025. [Online]. Available: <https://www.nhlbi.nih.gov/es/salud/arritmias/tipos>