Comparison of Means of Electrocardiographic Parameters in Peruvian University Students Based on Their Body Mass Index

A. Bravo^{1,2}, A. Palomino^{1,2}, L. Zuñiga^{1,2}

¹ Facultad de Ciencias e Ingeniería, Universidad Peruana Cayetano Heredia, Lima, Perú

Abstract—Several studies indicate that the body mass index is a measure correlated with the incidence of cardiovascular diseases, making it an important factor that doctors and nutritionists consider when analyzing a person's physical condition. Additionally, since multiple heart diseases, such as arrhythmias, can be directly diagnosed through monitoring the patient's electrocardiogram, the evaluation between electrocardiogram characteristics and body mass index is not trivial. In this context, this article aims to develop a statistical comparison of means between the population of many electrocardiogram characteristics among the population of young undergraduate students at the Universidad Peruana Cayetano Heredia who present a normal weight and overweight according to their body mass index.

Index Terms—BMI, EKG, Electrocardiographic parameters, Signal processing, Young adults, University students

I. INTRODUCCIÓN

El índice de masa corporal (IMC) es un parámetro antropométrico que estima la cantidad de grasa corporal a partir de la proporción entre la masa de una persona y el cuadrado de su altura. Este indicador, ampliamente aceptado, proporciona una medida estándar del grado de obesidad o desnutrición en una persona [1]. Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), existen ciertos rangos de IMC que corresponden a diferentes niveles nutricionales: bajo peso (menos de 18.5 kg/m²), peso normal (18.5-24.9 kg/m²), preobesidad (25-29.9 kg/m²) y obesidad (30 kg/m² o más) [1].

Asimismo, la obesidad representa un factor de riesgo para enfermedades renales, cardiovasculares y metabólicas, entre otras [2]. A nivel mundial, la prevalencia de un IMC menor de 18.5 kg/m² es mínima y se encuentra concentrada en algunos países de África y la India. Sin embargo, la prevalencia de un IMC mayor de 25 kg/m² está ampliamente distribuida [3]. En el ámbito nacional, se repite el panorama global, es decir, la prevalencia de un IMC mayor a 25 kg/m² es más predominante en comparación con la de un IMC menor a 18.5 kg/m² [4].

En relación a los estudiantes de la Universidad Peruana Cayetano Heredia (UPCH), un estudio realizado en 2017 con 142 estudiantes de pregrado en enfermería mostró que el 31.7% presentaba sobrepeso y el 14.1% obesidad [5]. Estos datos subrayan la relevancia de investigar cómo el IMC influye en los parámetros electrocardiográficos en esta población estudiantil.

II. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La Universidad Peruana Cayetano Heredia (UPCH) reporta una alta prevalencia de sobrepeso (31.7%) y obesidad (14.1%) entre estudiantes de enfermería según un estudio de 2017 [5]. Esta situación subraya la preocupación por el impacto del índice de masa corporal (IMC) elevado en la salud cardiovascular de los jóvenes. A pesar de que la obesidad se reconoce como un factor de riesgo para enfermedades crónicas, como las cardiovasculares y metabólicas, existe una falta de estudios específicos sobre cómo el IMC influye en los parámetros electrocardiográficos de los estudiantes universitarios en Perú, especialmente en la UPCH.

III. PROPUESTA DE SOLUCIÓN

En el contexto mencionado, se plantea la realización de un estudio de electrocardiografía para investigar las diferencias en los parámetros electrocardiográficos entre dos grupos de estudiantes universitarios: aquellos con peso normal (IMC 18.5-24.9 kg/m²) y aquellos con sobrepeso (IMC 25-29.9 kg/m²).

IV. METODOLOGÍA

A. Adquisición de Señales

1) Materiales: Para la adquisición de las señales, se utilizó la placa BITalino (r)evolution Board Kit de la compañia Plux. Específicamente, el canal analógico A2 que corresponde a la entrada analógica del sensor de ECG, igualmente desarrollado por la compañia Plux, incorporado en la placa de Bitalino. Según la hoja de datos proporcionada por la plataforma de la compañia, este sensor cuenta con una una frecuencia de muestreo de 1000 Hz y un ancho de banda de 0.5 a 40 Hz [6]. Por otra parte, se utilizaron 3 electrodos para adquirir únicamente la primera derivación bipolar I. El tercer electrodo se tomó como referencia y se colocó en la cresta iliaca del sujeto. La adquisición digital de las señales se realizó a través de la comunicación Bluetooth entre el Bitalino y un portátil capaz de ejecutar el software de adquisición en tiempo real OpenSignals desarrollado nuevamente por la compañia Plux [7]. Para el pre procesamiento y procesamiento de las señales, se utilizó el lenguaje de programación Python a través del entorno de desarrollo integrado Visual Studio Code (VSC).

² Facultad de Ciencias e Ingeniería, Pontificia Universidad Católica del Perú, Lima, Perú

- 2) Participantes: En el estudio, participaron voluntariamente cuatro jóvenes universitarios (3 hombres y 1 mujer) de 18 a 24 años de la Universidad Peruana Cayetano Heredia (UPCH). Cada uno de ellos realizó 4 experimentos durante los cuales se midió el electrocardiograma. Los índices de masa corporal registrados fueron 21.78, 23.59, 26.26 y 27.80.
- 3) Preparación inicial: Para la colocación de los electrodos, se preparó la piel mediante una limpieza con alcohol isopropílico al 70% en las áreas designadas: ambas muñecas anteriores y la cresta ilíaca izquierda. Los electrodos fueron posicionados de acuerdo a la configuración estándar para la derivación I, siguiendo la guía proporcionada por Bitalino [8]. Específicamente, el electrodo positivo se ubicó en la muñeca izquierda, el electrodo negativo en la muñeca izquierda y el electrodo de referencia en la cresta ilíaca izquierda. Previo a la toma de las señales, se solicitó a los participantes que permanecieran acostados en el suelo durante 15 minutos para estabilizar las condiciones fisiológicas y garantizar la consistencia de las mediciones electrocardiográficas.

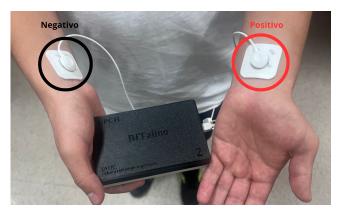


Fig. 1: Posicionamiento de electrodos

B. Medición de las señales

Para la medición de las señales, se siguió el protocolo descrito en el artículo de Sharma et al. [9], el cual evalúa la actividad parasimpática mediante las siguientes pruebas:

- Relación al ponerse de pie: El participante se levanta de forma erguida desde la posición decúbito supino.
- Relación al acostarse: El participante se acuesta desde una posición de pie, sin apoyo.
- Maniobra de Valsalva: El participante realiza la maniobra de valsalva durante 15 segundos. Se registra el ECG durante la maniobra y por 15 segundos después de liberar la presión.
- Inspiraciones: El participante realiza inspiraciones profundas al ritmo de seis por minuto. Se registra un ECG estándar durante la inspiración y la espiración.

Durante cada actividad, se capturó únicamente 30 segundos de la señal.

C. Pre procesamiento de las señales

Esta etapa constó principalmente del filtrado de las señales siguiendo las normas de estandarización de electrocardiogramas planteadas por la Asociación Americana del Corazón (AHA por sus siglas en inglés) y respaldadas, desde el 2001, por el Instituto Nacional Estadounidense de Estándares (ANSI por sus siglas en inglés) [10]. Basado en resultados y análisis en distintos estudios que indican que el ancho de banda relevante en diagnóstico de enfermedades en electrocardiogramas se encuentra por debajo de los 150 Hz en adultos, la AHA plantea utilizar un ancho de banda de 0.5 a 150 Hz. De esta manera, la frecuencia de corte utilizada anteriormente de 40 Hz por dispositivos analógicos con una frecuencia de muestreo limitada queda totalmente obsoleta en el contexto actual de diagnóstico. Sin embargo, el ancho de banda del sensor es de 0 a 40 Hz y dado que esta frecuencia es capaz de captar información muy básica del ECG como la localización de las ondas P, ondas T y complejos QRS [11]; aún puede ser válida en ciertas circunstancias de estudios no fisiopatológicos como este. Cabe mencionar que, en el caso de la población pediátrica, los estudios fisiológicos concentrados en esta población observan que la información pertinente de diagnóstico se distribuye hasta los 250 Hz aproximadamente [12].

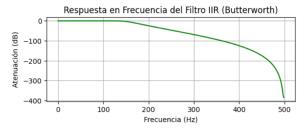


Fig. 2: Respuesta en frecuencia del filtro pasa bajo IIR usando una frecuencia de corte 150 Hz

Por otra parte, la interferencia electromagnética causada por dispositivos electrónicos o la línea de alimentación de 60 Hz, en América, también genera picos pronunciados en el espectro de la señal; por lo que varios métodos han sido planteados para eliminar este interferencia [13] [14] comparando la eficiencia de distintos filtros a través de parámetros como el Signal-Noise-Ratio (SNR), Mean Squared Error (MSE), etc. En este estudio, se optó por utilizar un filtro Notch tipo IIR con una frecuencia central de 60 Hz y un factor de calidad de 30 el cual demostró buenos resultados tras la comparación entre estos picos antes y después del filtrado.

D. Procesamiento de las señales

En este artículo, solo se tomó en cuenta la extracción y análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca, aun así, existen otras características importantes en la detección de enfermedades cardíacas y estudios fisiológicos tales como la detección de los complejos QRS, las onda P y las onda Q, así como otros parámetros obtenidos en el dominio de la frecuencia y el dominio de la frecuencia-tiempo [15]. Por lo tanto, para la evaluación de la variabilidad de la frecuencia

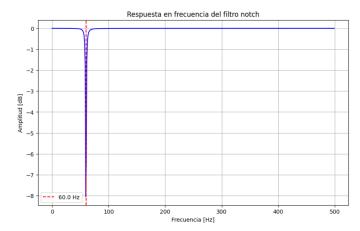


Fig. 3: Respuesta en frecuencia del filtro Notch IIR usando una frecuencia central de 60 Hz

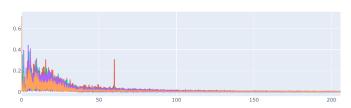


Fig. 4: Transformada de Fourier de las señales antes de ambos filtros

cardiaca, se consideró la distancia entre los intervalos RR y el número de latidos por minuto (BPM por sus siglas en inglés) entre todos los intervalos RR de la señal. Asimismo, tras el filtrado, se seleccionó únicamente la señal obtenida durante la maniobra de Valsalva.

V. RESULTADOS

De acuerdo a las características extraídas de las señales de ECG, se presentan los estadísticos descriptivos de valores de BPM (latidos por minuto) y RR (diferencia entre picos R-R) en las tablas 1 y 2. Adicionalmente, se hizo un gráfico de cajas y bigotes para ver la distribución de los valores los cuales se presentan en la figura 6 y 8. Finalmente, se realizó una prueba t para muestras independientes, teniendo como hipótesis nula que la media de los dos grupos son iguales lo resultados obtenido se muestran en la figura 7 y 9.

A. Latidos por minuto

La variable bpm_1 corresponde a latidos por minutos de los participantes con IMC normal; mientras que bpm_2 a los de IMC alto

TABLE I: Valores de media, desviación estándar, mínimo y máximo para latidos por minuto

Variable	0bs	Mean	Std. dev.	Min	Max
bpm_1	41	75.93084	15.37691	50.97706	99.66777
bpm_2	44	82.62906	15.12011	49.91681	99.17355

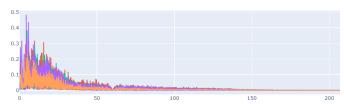


Fig. 5: Transformada de Fourier de las señales después de ambos filtros

Según se observa en la figura 6, los valores de bpm2 (participantes con sobrepeso) muestran una concentración en valores más altos en comparación con bpm1, cuya media es de 75.93. La media para bpm2 es de 82.62.

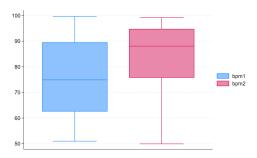


Fig. 6: Gráfico de cajas y bigotes para valores de latidos por minutos en participantes con IMC normal vs alto

Considerando un nivel de significancia del 95%, y dado que el valor de probabilidad (p-valor) obtenido (0.0344) es menor que 0.05, se rechaza la hipótesis nula. Esto indica que hay evidencia estadística suficiente para afirmar que existe una diferencia significativa entre los grupos comparados.

Paired t test Variable 0bs [95% conf. interval] Mean Std. err. Std. dev. 15.37691 71.07729 80.78439 41 75.93084 2,40147 bom 1 bpm 2 41 83.80587 2.1243 13.60216 79.51249 88.09924 diff 23.01989 41 -7.875028 3.595102 -15.141 - . 6090557 mean(diff) = mean(bpm_1 t = -2.1905 H0: mean(diff) = 0Ha: mean(diff) != 0 Ha: mean(diff) > 0 Ha: mean(diff) < 0

Fig. 7: Prueba t test para muestras independientes usando bpm1 y bpm2

Pr(|T| > |t|) = 0.0344

B. Intervalos RR

Pr(T < t) = 0.0172

La variable rr1 corresponde a latidos por minutos de los participantes con IMC normal; mientras que rr2 a los de IMC alto

Según se observa en la figura 7, los valores de rr1 (participantes con sobrepeso) muestran una concentración en valores más altos en comparación con rr2. También se cuentan con algunos valores atípicos.

TABLE II: Valores de media, desviación estándar, mínimo y máximo para latidos por minuto

Variable	0bs	Mean	Std. dev.	Min	Max
rr1	41	823.6098	171.6371	602	1177
rr2	44	756.0909	169.9982	605	1202

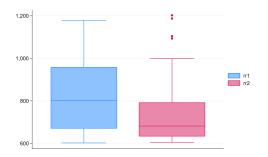


Fig. 8: Gráfico de cajas y bigotes para valores de intervalos RR en participantes con IMC normal vs alto

Considerando un nivel de significancia del 95%, y dado que el valor de probabilidad (p-valor) obtenido (0.0384) es menor que 0.05, se rechaza la hipótesis nula. Esto indica que hay evidencia estadística suficiente para afirmar que existe una diferencia significativa entre los grupos comparados.

Paired t test Variable 0bs Std. err. Std. dev. [95% conf. interval] Mean 41 823,6098 26.80521 171.6371 769,4344 877 7851 41 738.3902 22.39449 143.3947 693.1293 783.6512 rr2 diff 41 85.21951 39.80934 254.9041 4.761835 165.6772 mean(diff) = mean(rr1 - rr2) 2.1407 t H0: mean(diff) = 040 Ha: mean(diff) < 0 Ha: mean(diff) != 0 Ha: mean(diff) > 0 Pr(|T| > |t|) = 0.0384Pr(T < t) = 0.9808Pr(T > t) = 0.0192

Fig. 9: Prueba t test para muestras independientes usando rr1 y rr2

VI. CONCLUSIONES

El presente estudio examinó las diferencias entre dos grupos de estudiantes universitarios: aquellos con peso normal y aquellos con sobrepeso. Los resultados mostraron que los valores de latidos por minuto (BPM) y los intervalos RR diferían significativamente entre ambos grupos. Los participantes con sobrepeso mostraron valores de BPM más altos en comparación con los participantes con peso normal, lo que indica que las personas con un IMC más alto tienen una mayor carga cardiovascular.

Además, la variabilidad de la frecuencia cardíaca, evaluada a través de intervalos RR, mostró diferencias notables entre los dos grupos, lo que indica que el sobrepeso puede tener un impacto negativo en la regulación autonómica del corazón. Estos resultados destacan la importancia de mantener el IMC en niveles saludables para prevenir complicaciones cardiovasculares. Este estudio ayuda a comprender el impacto

del IMC en la salud cardíaca y destaca la necesidad de intervenciones preventivas y estrategias de manejo para reducir el riesgo de enfermedades cardíacas en jóvenes con sobrepeso. Las investigaciones futuras deberían enfocarse en aumentar el tamaño de la muestra y incluir factores como la actividad física y el nivel de estrés de los participantes, que pueden afectar los resultados electrocardiográficos.

REFERENCES

- F. Q. Nuttall, "Body mass index: Obesity, bmi, and health: A critical review," 2015.
- [2] X. Lin and H. Li, "Obesity: Epidemiology, pathophysiology, and therapeutics," 2021.
- [3] W. H. Organization, "Body mass index among adults."
- [4] I. N. de Estadística e Informática, "Perú: Enfermedades no transmisibles y transmisibles 2022."
- [5] L. Huaman-Carhuas and N. Bolaños-Sotomayor, "Overweight, obesity and physical activity in undergraduate nursing students from a private university," *Enfermeria Nefrologica*, vol. 23, pp. 184–190, 2020.
- [6] PluxBiosignals, "Electrocardiography (ecg) sensor," 2020.
- [7] PluxBiosignals, "Open signals," 2020.
- [8] PluxBiosignals, "Bitalino (r)evolution lab guide," 2020.
- [9] R. Sharma, A. Bhatt, and S. Dwivedi, "Effect of obesity on autonomic functions of heart among healthy volunteers at a teaching institute," *Journal of Family Medicine and Primary Care*, vol. 11, 2022.
- [10] P. Kligfield, L. S. Gettes, J. J. Bailey, R. Childers, B. J. Deal, E. W. Hancock, G. van Herpen, J. A. Kors, P. Macfarlane, D. M. Mirvis, O. Pahlm, P. Rautaharju, and G. S. Wagner, "Recommendations for the standardization and interpretation of the electrocardiogram," *Circulation*, vol. 115, no. 10, pp. 1306–1324, 2007.
- [11] J. García-Niebla and G. Serra-Autonell, "Effects of inadequate low-pass filter application," *Journal of Electrocardiology*, vol. 42, no. 4, pp. 303– 304, 2009.
- [12] P. R. Rijnbeek, J. A. Kors, and M. Witsenburg, "Minimum bandwidth requirements for recording of pediatric electrocardiograms," *Circulation*, vol. 104, no. 25, pp. 3087–3090, 2001.
- [13] S. Saxena, R. Jais, and M. K. Hota, "Removal of powerline interference from ecg signal using fir, iir, dwt and nlms adaptive filter," in 2019 International Conference on Communication and Signal Processing (ICCSP), pp. 0012–0016, 2019.
- [14] S. Mian Qaisar, "Baseline wander and power-line interference elimination of ecg signals using efficient signal-piloted filtering," *Healthcare Technology Letters*, vol. 7, p. 114–118, Aug 2020.
- [15] A. K. Singh and S. Krishnan, "Ecg signal feature extraction trends in methods and applications," 12 2023.



A. Bravo was born in Lima, Peru in 2003. She is an undergraduate student of Biomedical Engineering at Pontificia Universidad Católica del Perú (PUCP) and Universidad Peruana Cayetano Heredia (UPCH). In 2023, she served as the president of IEEE Women in Engineering (WIE) at the Universidad Peruana Cayetano Heredia (UPCH). During her term, she organized and led various events focused on promoting and strengthening the role of women in engineering. Her areas of interest include digital signal processing, deep learning, and machine learning.



A. Palomino was born in Lima, Peru in 2003. He is an undergraduate student of Biomedical Engineering at Pontificia Universidad Católica del Perú (PUCP) and Universidad Peruana Cayetano Heredia (UPCH). He decided to pursue his career to focus on the problems in the health sector of his country, particularly the technological gap in biomedical devices and technologies in Peru.



L. Zuñiga was born in Lima, Peru in 2003. He is an undergraduate student of Biomedical Engineering at Pontificia Universidad Católica del Perú (PUCP) and Universidad Peruana Cayetano Heredia (UPCH). He chose his career due to the existing problems in the health sector of his country. Additionally, he is very interested in the various tools that can be used to improve the situation in the country and the quality of life for those most in need.