

Análisis de la Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca durante Entrenamiento Físico de Distinta Intensidad a través de Índices de la Gráfica de Poincaré

V. J. Martínez Hernández¹, G. Dorantes-Méndez^{1*}, A. R. Mejía-Rodríguez¹.

¹Facultad de Ciencias, Universidad Autónoma de San Luis Potosí, San Luis Potosí, México

*guadalupe.dorantes@uaslp.mx

Abstract—Exercise induces parasympathetic withdrawal and sympathetic activation. Heart rate variability (HRV) is a noninvasive tool for the assessment of cardiac autonomic function. Physical training can improve cardiovascular health through an increase in HRV. In this study, two physical trainings were conducted, one with moderate intensity (MT) and the second one with higher intensity (IT), for 10 weeks. A test protocol which consisted of 3 maneuvers: control, exercise, and recovery was performed each week of training to follow up the HRV changes in 18 sedentary volunteers aged 20.3±2 years. The RR intervals were analyzed by indexes of traditional Poincaré plot (SPP) and segmented Poincaré plot (SEPP). The results showed an increase in column 7 probabilities in week 10 with respect to week 4 during control stage for both trainings. Regarding, trainings differences, row 9 probability decreases in MT training suggesting a higher cardiac vagal activity in this training.

Palabras clave—Entrenamiento físico, Gráfica de Poincaré, Variabilidad de la frecuencia cardíaca.

I. INTRODUCCIÓN

Durante la actividad física es necesario que ocurra una modulación autónoma donde se controlan los sistemas cardiovasculares, respiratorio y locomotor. Se presenta un aumento en el gasto cardíaco debido a un aumento en la frecuencia cardíaca (FC) y el volumen sistólico. Esta respuesta cardiovascular es regulada por mecanismos mecánicos, que mejoran la precarga cardíaca y el volumen sistólico a través del mecanismo de Frank-Starling, y por mecanismos nerviosos, que regulan la activación vagal para alcanzar la demanda metabólica de los músculos [1].

El ejercicio físico se caracteriza por inducir una activación simpática y una retirada vagal [1]. Estos cambios pueden ser analizados a través de la variabilidad de la frecuencia cardíaca (VFC), un método no invasivo, que representa las variaciones temporales entre los intervalos RR del electrocardiograma (ECG). Una VFC baja se ha asociado con un mayor riesgo de eventos cardiovasculares y mortalidad. Un estilo de vida sedentario se considera un elemento clave como factor de riesgo para desarrollar enfermedades cardiovasculares [2]. Por lo tanto, la actividad física que mejora la VFC se considera beneficiosa para la salud cardiovascular [3]. Se ha reportado que un entrenamiento de

ejercicio moderado progresivo durante 3 meses es suficiente para aumentar la modulación vagal y reducir la presión arterial [4].

Los cambios en VFC debidos a entrenamiento físico están influenciados por diversos factores como el tipo de ejercicio, intensidad, duración, entre otros. Por ejemplo, la VFC en una etapa de recuperación inmediata es menor considerando una intensidad mayor del ejercicio, si se compara con una menor intensidad [3,5]. Por otro lado, ejercicios de estiramiento han mostrado una disminución en FC en un periodo entre 10 y 30 minutos posteriores al ejercicio, sugiriendo un aumento en la actividad vagal [6].

El análisis de la VFC durante el ejercicio se ha evaluado utilizando principalmente índices en el dominio del tiempo, de la frecuencia y a través de la estimación de la sensibilidad del barorreflejo [6]. En el contexto del análisis de la VFC, la gráfica de Poincaré, considerada como un método geométrico no lineal, posee una alta capacidad como herramienta cualitativa debido a la representación gráfica de los intervalos RR [7], por lo que resulta una herramienta útil a explorar durante actividad física. Particularmente, considerando la importancia de evaluar la VFC en segmentos de tiempo muy cortos, donde se ha reportado que la gráfica de Poincaré es capaz de identificar respuestas autonómicas de la FC inducidas por ejercicio aeróbico [8]. Sin embargo, los índices de la gráfica de Poincaré SD1 y SD2 se correlacionan con índices lineales, por lo que información proveniente de procesos no lineales puede perderse o reducirse [7]. Una alternativa para mantener las características no lineales es el uso de la gráfica de Poincaré segmentada, la cual conserva la característica de no linealidad que se puede presentar en los mecanismos de la regulación cardiovascular, dando como resultado un análisis más preciso debido a que mejora la cuantificación del espacio de fase formada por la nube de puntos de la gráfica de Poincaré [9].

El objetivo de este trabajo es evaluar los cambios de la VFC a través de los índices de la gráfica de Poincaré estándar y segmentada en respuesta a dos entrenamientos de diferente intensidad, en un periodo de 10 semanas.

II. METODOLOGÍA

A. Base de datos

Se adquirieron señales de electrocardiograma (ECG) de 18 voluntarios sedentarios de 20.3 ± 2 años y un peso de 68.1 ± 10.5 kg, utilizando el hardware BIOPAC M150[®] a través de la derivación CM5 con una frecuencia de muestreo de 1000 Hz. Los voluntarios participaron en dos tipos de entrenamiento con duración de 10 semanas, el primero corresponde a ejercicio intenso y el segundo a ejercicio moderado; los voluntarios se dividieron en dos equipos conformados por 9 voluntarios cada uno. Los entrenamientos se realizaron diariamente durante 5 días de cada semana de entrenamiento.

El entrenamiento intenso consistió en realizar durante 5 minutos ejercicios continuos y sin descansos, los ejercicios realizados fueron escaladores, burpees y sentadillas con salto, de forma aleatoria y divididos en segmentos de 30 segundos; mientras que el entrenamiento moderado consistió en correr durante 20 minutos a una velocidad en un rango de 5-8 km/h.

Con el objetivo de comparar entre los dos tipos de entrenamiento se realizaron adquisiciones de ECG en 3 etapas: control, ejercicio y recuperación, con 5 min de duración cada una. Los voluntarios permanecieron sentados durante la etapa control, para la etapa de ejercicio subieron y bajaron un escalón de 50 cm a una velocidad de 90 pulsos por minuto y por último en la recuperación volvieron a la posición de sentados. Este protocolo de prueba se realizó antes de iniciar el programa de entrenamiento y en las semanas 2, 4, 8 y 10. Todos los participantes fueron no fumadores y sin presencia de alguna enfermedad cardíaca o respiratoria. El protocolo se realizó con el consentimiento informado y escrito de todos los participantes.

B. Procesamiento de las señales

Las señales de ECG se procesaron utilizando el software de MATLAB[®]. Para realizar el análisis de la VFC se obtuvo la señal de intervalos RR como la diferencia entre ondas R consecutivas [10]. Los intervalos RR fueron revisados y corregidos utilizando un método de filtrado adaptable [11] y de manera manual.

Para eliminar la tendencia de la señal de intervalos RR generada por artefactos de movimiento, principalmente en la etapa de ejercicio, se utilizó la técnica de descomposición empírica en modos (EMD) con el fin de poder descomponer la señal de intervalos RR de las etapas de ejercicio y recuperación en funciones de modo intrínseco (IMF) y así poder identificar y eliminar los modos asociados a la respiración y los elementos de tendencia que se pudieran producir en la etapa de ejercicio, para después poder reconstruir la señal sin los IMF's seleccionados.

El algoritmo de EMD obtiene los modos oscilatorios presentes en una señal no estacionaria y no lineal. Descompone una señal $x(t)$ en sus IMF que obedecen dos propiedades: 1) un IMF tiene solo un extremo entre dos cruces por cero posteriores, es decir, el número de mínimos y máximos locales difiere como máximo en uno y 2) en cualquier punto, el valor medio de las envolventes superior e inferior es igual a cero [12].

Dada una señal $x(t)$ el inicio del método EMD es mediante el proceso de tamizado el cual consiste en identificar todos los máximos y mínimos locales. Se generan la envolvente superior e_u e inferior e_i , mediante interpolación con splines cúbicos entre los puntos máximos y los puntos mínimos, respectivamente. Se obtiene la media de las dos envolventes como $m(t) = \frac{1}{2}(e_u - e_i)$ y es restada de la señal, para obtener una posible IMF, representada como $h(t)$. Si $h(t)$ no cumple con todos los criterios para ser un IMF, se repite el proceso de tamizado desde el inicio. Si $h(t)$ es un IMF se evalúa el residuo $r(t) = x(t) - h(t)$. Se repite el proceso de tamizado hasta que el residuo es una función monótona de la que no se pueden extraer más IMF's. Finalmente, la señal original se puede representar como (1) [12]:

$$x(t) = \sum_{i=1}^n h_i(t) + r(t) \quad (1)$$

El proceso para seleccionar los IMF's para reconstruir la señal sin la presencia de artefactos o ruido, fue considerar que el ruido presente en la señal de ECG tiene media cero, por lo que se realizó una prueba t de student para determinar si una combinación de IMF's tenía media cero. Se realizaron sumas parciales de los IMF's, considerando desde el primer IMF, agregando a la suma parcial el siguiente IMF hasta llegar al último IMF. Para la reconstrucción de la señal se consideró la suma parcial de IMF's cuyo resultado de la prueba estadística fuera diferente de cero [13].

A partir de la señal reconstruida con los IMF's de interés se obtuvieron los índices de la gráfica de Poincaré, en la cual cada intervalo RR se grafica como una función del intervalo RR previo. Sus índices SD1 y SD2 corresponden la desviación estándar del eje menor y mayor de la elipse de la nube de puntos respectivamente, los cuales se obtienen mediante (2) y (3), donde Var corresponde a la varianza y RR a los intervalos RR [9]. SD1 se relaciona con la VFC a corto plazo, reflejando la actividad parasimpática y SD2 se relaciona con la VFC a largo plazo y cuantifica la variabilidad total de los intervalos RR [7].

$$SD1 = \sqrt{\text{var} \left(\frac{RR_n - RR_{n+1}}{\sqrt{2}} \right)} \quad (2)$$

$$SD2 = \sqrt{\text{var} \left(\frac{RR_n + RR_{n+1}}{\sqrt{2}} \right)} \quad (3)$$

Adicionalmente, se utilizó el método de la gráfica de Poincaré segmentada, en la cual la nube de puntos de la gráfica de Poincaré es rotada $\alpha=45$ grados alrededor del foco principal de la gráfica respecto al eje de rotación z (4), posteriormente empezando desde el foco de la gráfica se grafica una red de 12×12 rectángulos, donde el tamaño de cada rectángulo depende de los índices SD1 y SD2 para el ancho y alto respectivamente; enseguida se obtendrán las probabilidades individuales (p_{ij}) calculadas a partir del número de puntos dentro de cada rectángulo (M_{ij}) relacionado con el número total de puntos (N) y por último se calculan las probabilidades por renglones (\square) (5) y columnas (\square) (6) [9].

$$\begin{bmatrix} RR'_n \\ RR'_{n+1} \\ z' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \text{mean}(RR_n) \\ \text{mean}(RR_{n+1}) \\ z \end{bmatrix} + \dots \\ \dots + \left(\begin{bmatrix} \cos \alpha & -\sin \alpha & 0 \\ \sin \alpha & \cos \alpha & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} RR_n - \text{mean}(RR_n) \\ RR_{n+1} - \text{mean}(RR_{n+1}) \\ z \end{bmatrix} \right) \quad (4)$$

C. $p_{ri} = \sum_{i=1}^{12} p_{ij}$ (5)

D. $p_{cj} = \sum_{i=1}^{12} p_{ij}$ (6)

E. Análisis estadístico

Se utilizó la prueba de Lilliefors para verificar si los datos poseen una distribución normal. Se realizaron comparaciones entre tipo de entrenamiento y entre semanas de entrenamiento, utilizando un análisis de varianza de dos vías (ANOVA2) o una prueba de Friedman, de acuerdo con la distribución de los datos. Para los índices de la gráfica de Poincaré segmentada se realizó una prueba estadística Friedman o ANOVA2 para cada uno de las 12 columnas y renglones. Adicionalmente, se realizó una prueba post hoc basada en la prueba de rangos de Tukey. Las diferencias significativas se consideraron con un valor $p < 0.05$.

III. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los índices de la gráfica de Poincaré estándar mostraron una disminución significativa ($p < 0.05$) en el índice SD1/SD2 de la semana 2 con respecto a la semana 10 (0.695 ± 0.256 vs 0.342 ± 0.213), durante la etapa de ejercicio en el protocolo de prueba, en el entrenamiento intenso.

En la Tabla I se muestra la columna 7 de la Gráfica de Poincaré segmentada debido a que fue la que mostró diferencias significativas. En la columna 7 se observa un aumento significativo del porcentaje de probabilidad en la semana 10 con respecto a la semana 4, para la maniobra de control en el entrenamiento intenso (33.6 ± 3.35 vs 41.20 ± 8.94) y moderado (31.40 ± 5.18 vs 36.08 ± 7.56). En cuanto a los porcentajes de probabilidades de los renglones en la

gráfica de Poincaré segmentada, no se obtuvieron diferencias significativas entre semanas.

En la Fig. 1 se muestra un ejemplo de la gráfica de Poincaré segmentada, para un participante del entrenamiento moderado en la etapa de recuperación, donde se observa un mayor número de latidos en la columna 7 antes de iniciar el entrenamiento (semana 0) comparado con la semana final del entrenamiento. Además, en la Fig. 1 (semana 10) se puede apreciar como en general existe una mayor dispersión de los puntos lo cual se relaciona con un aumento de la VFC lo cual concuerda con el resultado esperado en respuesta al entrenamiento.

La comparación entre tipos de entrenamientos mostró una diferencia significativa en la columna 7, en la semana 8, en la etapa de control, donde se observó un aumento en el entrenamiento intenso con respecto al moderado (36.1 ± 5.14 vs 32.37 ± 3.09). En el caso de los renglones, en el renglón 9 se encontró un aumento en el entrenamiento intenso con respecto al entrenamiento moderado (2.52 ± 0.62 vs 1.81 ± 0.77), en la etapa de control, en la semana 4. El renglón 9 se encuentra del lado inferior de la línea de identidad de la gráfica de Poincaré segmentada, que refleja la contribución de aceleraciones de la FC, lo que sugiere que el entrenamiento intenso presenta mayor número de puntos correspondientes a eventos de aceleración de la FC, sugiriendo una menor contribución vagal en este entrenamiento.

TABLA I
ÍNDICES DE LA GRÁFICA DE POINCARÉ SEGMENTADA DURANTE LAS 3 ETAPAS DEL PROTOCOLO DE PRUEBA

Etapa	Control	Ejercicio	Recuperación
Columna 7 (%)[®]			
Intenso			
Semana 0	34.81± 5.33	43.81± 9.95	37.12± 1.78
Semana 2	35.26± 8.27	36.22± 6.68	33.40± 8.37
Semana 4	33.60± 3.35*	42.87± 9.04	37.29± 2.90
Semana 8	36.10± 5.14 [#]	41.33± 8.25	36.88± 5.13
Semana 10	41.20± 8.94	46.86± 12.36	35.09± 4.23
Moderado			
Semana 0	33.45± 4.88	48.08± 8.09	39.59± 9.39
Semana 2	34.19± 5.63	43.16± 11.57	35.50± 5.77
Semana 4	31.40± 5.18*	44.76± 11.35	38.90± 3.92
Semana 8	32.37± 3.09	42.65± 9.52	37.88± 4.70
Semana 10	36.08± 7.56	48.93± 10.80	34.36± 4.33
Renglón 9 (%)[®]			
Intenso			
Semana 0	2.27± 0.88	1.62± 0.97	2.02± 0.91 [#]
Semana 2	2.19± 0.78	2.11± 1.22	1.70± 0.74
Semana 4	2.52± 0.62 [#]	1.67± 0.42	2.52± 1.58
Semana 8	1.88± 0.80	2.01± 0.85	2.09± 1.34
Semana 10	2.02± 0.96	1.23± 0.83	1.87± 1.03
Moderados			
Semana 0	2.15± 0.83	1.71± 1.21	0.91± 0.85
Semana 2	1.93± 1.03	1.51± 0.90	1.88± 1.37
Semana 4	1.81± 0.77	1.39± 0.65	1.48± 1.23
Semana 8	2.15± 1.31	1.94± 0.62	1.66± 1.16
Semana 10	1.71± 0.75	1.65± 0.71	1.70± 1.05

Los valores presentados corresponden al porcentaje de probabilidad (%) de la columna 7, representados como media (%) ± desviación estándar.

*Diferencias significativas vs Semana 10 ($p < 0.05$), #Diferencias significativas vs entrenamiento moderado ($p < 0.05$). ⊛ Prueba ANOVA2 ($p < 0.05$).

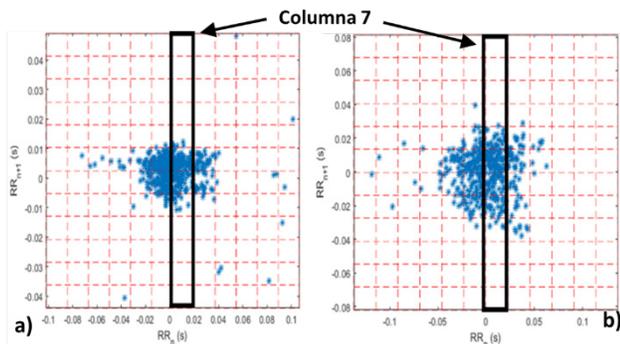


Fig. 1. Ejemplo de gráfica de Poincaré segmentada correspondiente al entrenamiento moderado durante la etapa de recuperación, donde a) voluntario en semana 0 y b) voluntario en semana 10, que representa la cuadrícula completa de 12x12 de la gráfica de Poincaré segmentada (la columna significativa 7 está marcada en rectángulo negro).

IV. CONCLUSIONES

En este trabajo se analizaron dos tipos de entrenamientos, intenso y moderado, a lo largo de 10 semanas mediante la gráfica de Poincaré estándar y segmentada, con el fin de aprovechar la ventaja de esta última de conservar características no lineales. Se encontraron diferencias significativas entre semanas de entrenamiento. Sin embargo, en general, no se observa una tendencia particular al aumentar las semanas de entrenamiento. Mientras que las diferencias entre entrenamientos sugieren una contribución vagal mayor en el entrenamiento moderado. Sin embargo, se requiere explorar un periodo de entrenamiento mayor, aumentar el número de participantes y evaluar la recuperación inmediata a la etapa de ejercicio, considerando los 2 minutos posteriores, ya que se han observado diferencias importantes en esa etapa entre diferentes intensidades de ejercicio y evaluar si es posible observar diferencias entre los dos tipos de entrenamiento, y si es posible identificar una mejoría a nivel del funcionamiento cardiovascular con los entrenamientos estudiados. Además de considerar un alto y ancho promedio de los rectángulos de la gráfica de Poincaré segmentada y evaluar el efecto de imponer retrasos en la gráfica de Poincaré.

REFERENCIAS

[1] A. C. L. Nobrega, D. O'Leary, B. M. Silva, E. Marongiu, M. F. Piepoli, y A. Crisafulli, "Neural Regulation of Cardiovascular Response to Exercise: Role of Central Command and Peripheral Afferents", *BioMed Res. Int.*, vol. 2014, Abr, 2014, DOI: 10.1155/2014/478965.

[2] A. M. Hajduk y S. I. Chaudhry, "Sedentary Behavior and Cardiovascular Risk in Older Adults: a Scoping Review", *Curr. Cardiovasc. Risk Rep.*, vol. 10, no. 1, pp. 5, Ene, 2016, DOI: 10.1007/s12170-016-0485-6.

[3] S. Michael, O. Jay, M. Halaki, K. Graham, y G. M. Davis, "Submaximal exercise intensity modulates acute post-exercise heart rate variability", *Eur. J. Appl. Physiol.*, vol. 116, no. 4, pp. 697–706, Abr, 2016, DOI: 10.1007/s00421-016-3327-9.

[4] K.-I. Iwasaki, R. Zhang, J. H. Zuckerman, y B. D. Levine, "Dose-response relationship of the cardiovascular adaptation to endurance training in healthy adults: how much training for what benefit?", *J. Appl. Physiol. Bethesda Md* 1985, vol. 95, no. 4, pp. 1575–1583, Oct, 2003, DOI: 10.1152/jappphysiol.00482.2003.

[5] P. Kaikkonen, E. Hynynen, T. Mann, H. Rusko, y A. Nummela, "Can HRV be used to evaluate training load in constant load exercises?", *Eur. J. Appl. Physiol.*, vol. 108, no. 3, pp. 435–442, Feb, 2010, DOI: 10.1007/s00421-009-1240-1.

[6] A. Wong y A. Figueroa, "Effects of Acute Stretching Exercise and Training on Heart Rate Variability: A Review", *J. Strength Cond. Res.*, vol. 35, no. 5, pp. 1459–1466, May, 2021, DOI: 10.1519/JSC.0000000000003084.

[7] M. Brennan, M. Palaniswami, y P. Kamen, "Do existing measures of Poincaré plot geometry reflect nonlinear features of heart rate variability?", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 48, no. 11, pp. 1342–1347, Nov, 2001, DOI: 10.1109/10.959330.

[8] R. L. Gomes, L. C. Vanderlei, D. M. Garner, M. D. Santana, L. C. de Abreu, y V. E. Valenti, "Poincaré plot analysis of ultra-short-term heart rate variability during recovery from exercise in physically active men", *J. Sports Med. Phys. Fitness*, vol. 58, no. 7–8, pp. 998–1005, Jul, 2018, DOI: 10.23736/s0022-4707.17.06922-5.

[9] A. Voss, C. Fischer, R. Schroeder, H. R. Figulla, y M. Goernig, "Segmented Poincaré Plot Analysis for Risk Stratification in Patients with Dilated Cardiomyopathy", *Methods Inf. Med.*, vol. 49, no. 5, pp. 511–515, Jun, 2010, DOI: 10.3414/ME09-02-0050.

[10] J. J. Pan y W. J. Tompkins, "A Real-Time QRS Detection Algorithm", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-32, no. 3, pp. 230–236, Mar., 1985, DOI: 10.1109/TBME.1985.325532.

[11] N. Wessel *et al.*, "Nonlinear analysis of complex phenomena in cardiological data", *Herzschrittmachertherapie Elektrophysiologie*, vol. 11, no. 3, pp. 159–173, Oct., 2000, DOI: 10.1007/s003990070035.

[12] N. E. Huang *et al.*, "The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis", *Proc. R. Soc. Lond. Ser. Math. Phys. Eng. Sci.*, vol. 454, no. 1971, pp. 903–995, Mar., 1998, DOI: 10.1098/rspa.1998.0193.

[13] M. Blanco-Velasco, B. Weng, y K. E. Barner, "ECG signal denoising and baseline wander correction based on the empirical mode decomposition", *Comput. Biol. Med.*, vol. 38, no. 1, pp. 1–13, Ene., 2008, DOI: 10.1016/j.complbiomed.2007.06.003.