

TUTOR: JOSE MANUEL SARABIA MARÍN  
UNIVERSIDAD MIGUEL HERNÁNDEZ

**VALIDEZ Y FIABILIDAD DE LA  
APLICACIÓN SMARTPHONE SELF  
TRAINING PARA MEDIR LA  
VARIABILIDAD DE LA FRECUENCIA  
CARDÍACA EN REGISTROS CORTOS Y  
ULTRACORTOS EN PERSONAS SANAS  
ADULTAS**

JORGE JIMÉNEZ TORRES  
TRABAJO DE FINAL DE MÁSTER

# ÍNDICE

|                            |   |
|----------------------------|---|
| INTRODUCCIÓN .....         | 2 |
| MÉTODO .....               | 3 |
| DISEÑO EXPERIMENTAL .....  | 3 |
| PARTICIPANTES.....         | 3 |
| PROCEDIMIENTOS .....       | 4 |
| ANÁLISIS ESTADÍSTICO ..... | 4 |
| BIBLIOGRAFÍA .....         | 5 |



## INTRODUCCIÓN

La variabilidad de la frecuencia cardiaca (VFC) es la ratio de variación que existe entre sucesivas ondas R del latido cardiaco (Figura 1). Se trata de un indicador del equilibrio entre el sistema nervioso simpático (SNS) y el sistema nervioso parasimpático (SNPS), las dos ramas del sistema nervioso autónomo (SNA), el cual controla acciones inconscientes como la función cardiaca, la respiración, la digestión o la presión sanguínea (Ishaque, 2021).

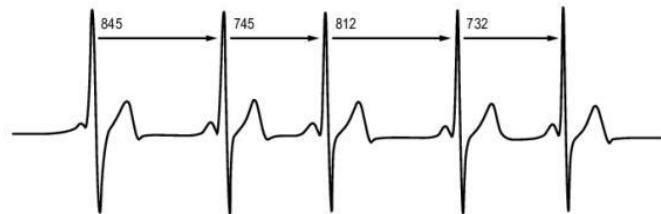


Figura 1. Representación gráfica de sucesivos latidos cardiacos y el tiempo (ms) entre ondas R-R. Extraído de:

[https://support.polar.com/e\\_manuals/V800/Polar\\_V800\\_user\\_manual\\_Espanol/Content/R-R%20Recording.htm](https://support.polar.com/e_manuals/V800/Polar_V800_user_manual_Espanol/Content/R-R%20Recording.htm)

Comúnmente la VFC se ha utilizado como un marcador en el ámbito clínico de la función vagal, ya que se asocia con mayores niveles de fatiga mental, física, estrés crónico y riesgo de mortalidad y morbilidad (Thayer, 2017; Jandackova et al., 2019). Este hecho ha impulsado a la VFC como un marcador de salud general, ya que también está asociado con parámetros de un estilo de vida saludable como una correcta alimentación (Young, 2018), la práctica de ejercicio físico, el cuidado de aspectos psicosociales y la higiene del sueño (Oliver, 2020).

El ejercicio físico es un estímulo estresor que altera la homeostasis del cuerpo. A través de estos estímulos, se pretenden crear adaptaciones que lleven al deportista a la mejora de los indicadores de rendimiento de su deporte. Para alcanzar estas adaptaciones, es necesario tener un control de la fatiga que generan dichos estímulos para evitar llegar a un estado de sobreentrenamiento. En la actualidad, se conoce la existencia de una relación entre la VFC con el estrés que supone el entrenamiento físico y las adaptaciones fisiológicas que provoca, siendo este un marcador fiable del estado de recuperación y de adaptación a la carga de entrenamiento por parte del deportista (Kajaia et al., 2017). Por este motivo, en los últimos años se han comenzado a utilizar diferentes parámetros de VFC en el ámbito del entrenamiento, como un indicador de desequilibrio del medio interno en deportistas permitiendo así monitorizar la fatiga e incluso prescribir *día a día* la carga de entrenamiento en función del estado del deportista (Plews et al., 2013a; Javaloyes et al., 2020), pudiendo además ayudar a detectar un estado de sobrecarga funcional, permitiendo así evitar llegar a un estado de sobreentrenamiento (Kajaia et al., 2017).

Además, podemos considerar los cambios a medio largo plazo sobre la VFC como un marcador de mejora del estado cardiorrespiratorio, significando un aumento de esta una mejora/adaptación a la carga de entrenamiento y por ende de su salud (Kaikkonen et al., 2014).

El método *gold standard* para el registro de la VFC es mediante un electrocardiógrafo. El parámetro más utilizado para expresar los valores de la VFC es a través de la raíz cuadrada de la

media de la suma de los cuadrados de las diferencias entre intervalos R-R adyacentes (rMSSD) (Plews, 2013b) debido a la facilidad de su registro, estar poco condicionado al ritmo respiratorio y presentar una alta relación con el riesgo de muerte por diferentes causas (Shaffer, 2017).

Dada la importancia que ha sido otorgada a la VFC, en los últimos años se ha impulsado el desarrollo de métodos de medición que faciliten el control del VFC de manera constante y mucho más accesible, como son la fotopletismografía o mediante una banda pulsómetro a través de APPs móviles. Gracias a su accesibilidad, validez y fiabilidad, estas herramientas están en auge tanto en el ámbito del entrenamiento como en el ámbito clínico (Stone et al., 2021; Moya-Ramón et al., 2022).

Algunas de estas aplicaciones y dispositivos como EliteHRV, HRV4Training, Welltory, Oura (Stone et al., 2021; Perrotta et al., 2017) son válidas y fiables para registrar la VFC, y muestran datos e información del sujeto, pero ninguna de ellas guía al usuario a como adaptar/modificar sus sesiones de entrenamiento en función de los datos obtenidos.

Por este motivo, el objetivo principal de este trabajo fue determinar la validez y fiabilidad de la aplicación móvil Selftraining en el registro y procesamiento de la variabilidad de la frecuencia cardiaca expresada a través de la rMSSD, comparándola con la medición realizada con el electrocardiógrafo, siendo la primera aplicación que prescribe ejercicio de manera individualizada en función de los valores obtenidos en el registro diario de VFC.

Para ello se realizarán cuatro registros de cada participante en dos posiciones diferentes (sentado y tendido supino), a la vez que se compararon dos duraciones diferentes: cortas (5 minutos) y ultracortas (primer minuto) para poder determinar las diferencias en términos de validez y fiabilidad de las cuatro situaciones.

## **MÉTODO**

### **DISEÑO EXPERIMENTAL**

Se realizaron cuatro registros consecutivos de 6 minutos alternando las posiciones de tumbado y sentado con tres dispositivos simultáneamente: Biopac MP35 (Biopac Systems, Inc, USA) y dos aplicaciones móviles, Selftraining (versión 1.5) y EliteHRV (versión 5.5.4) ambas conectadas a una misma banda pulsómetro Polar H10 (Polar Electro Oy, Kempele, Finland) colocada en el pecho. Para conectar la aplicación EliteHRV se utilizó un iPhone 11 (Apple Inc., USA) y para Selftraining un Huawei P10lite (Huawei Technologies Co., Ltd., China) de manera constante en todas las mediciones. Como medida de estabilización de la señal se descartó el primer minuto de cada medición, analizando el primer minuto por separado y los 5 minutos para determinar si existían diferencias entre las mediciones ultracortas y cortas.

### **PARTICIPANTES**

20 adultos sanos participaron en el estudio, 10 hombres y 10 mujeres (media  $\pm$  SD; edad: 26.35  $\pm$  3.80 años; peso: 69.77  $\pm$  9.15 kg; altura: 171  $\pm$  9 cm; BMI: 23.91  $\pm$  1.98 kg·m<sup>-2</sup>; frecuencia respiratoria: 9.60  $\pm$  0.98 rpm). Los participantes fueron informados previamente a la participación del estudio de los objetivos del mismo y firmaron el consentimiento escrito. El estudio se desarrolló conforme a las recomendaciones de la Declaración de Helsinki.

## PROCEDIMIENTOS

El Biopac MP35 fue elegido para realizar el registro del electrocardiograma (ECG). Antes de colocar los electrodos se ajustó y colocó la banda pulsómetro Polar H10, se limpió la piel con algodón y alcohol y se rasuró la zona para colocar 3 electrodos: uno en cada lado del pecho en la línea media clavicular en el segundo espacio intercostal, y el tercero en la línea axilar anterior izquierda en el último espacio intercostal (Figura 2). Una vez colocados los instrumentos de medida el participante se colocó en la camilla, se conectaron ambas aplicaciones a la banda pulsómetro y se realizó una prueba de los 3 aparatos comprobando la señal sin ruido/interferencias. Al mismo tiempo que se realizaba la comprobación, se conectó un metrónomo con el objetivo de que el participante llevará una frecuencia de respiración constante y evitar la arritmia respiratoria (Park, 2020), ajustándolo a un ritmo entre 10 y 15 respiraciones en el que cada participante se encontrase más cómodo.

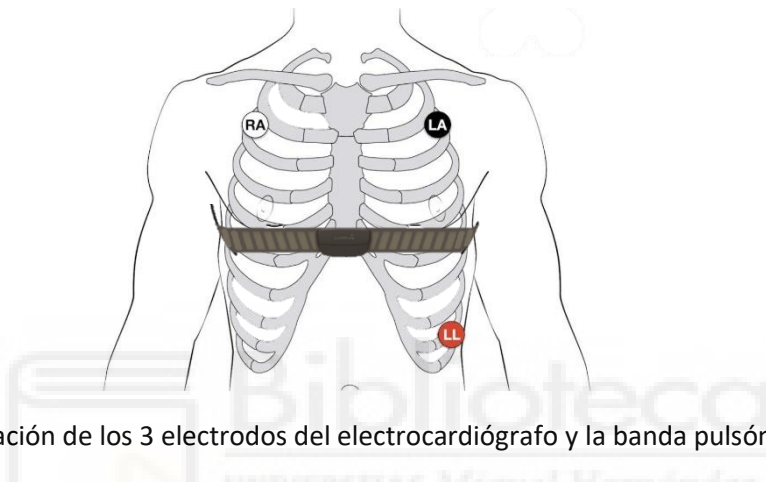


Figura 2. Colocación de los 3 electrodos del electrocardiógrafo y la banda pulsómetro.

Los registros del ECG y las dos aplicaciones se realizaron simultáneamente siendo activados por un mismo investigador. En caso del fallo de alguno de los dispositivos se reinició la medición de las 3 aplicaciones. Las mediciones se llevaron a cabo en el Centro de Investigación del Deporte en el Laboratorio de Análisis y Optimización del Entrenamiento de la Universidad Miguel Hernández de Elche, a oscuras, en un lugar tranquilo y en condiciones de temperatura constantes. Después de los registros, los datos obtenidos se exportaron y analizaron con el software Kubios HRV (versión 3.2.0; Biosignal Analysis and Medical Image Group, Department of Physics, University of Kuopio, Kuopio, Finlandia) para obtener los datos de HRV. El análisis y procesamiento se realizó de acuerdo con los criterios estándar (Malik, 1996; Peltola, 2012). Los archivos se corrigieron en busca de latidos ectópicos y artefactos utilizando un nivel automático de corrección de artefactos mediante el Software Kubios, recomendado por la literatura, donde se sugiere mantener al menos el 80% de los intervalos R-R normales para su posterior análisis (Peltola, 2012). La rMSSD fue el índice elegido para determinar el estado vagal, siendo este el mejor indicador del dominio del tiempo y el más práctico para su uso (Plews, 2013b). Los datos fueron transformados calculando el logaritmo natural del rMSSD (LnrMSSD) para poder utilizar estadística paramétrica consiguiendo una distribución normal de los datos (Shaffer, 2017).

## ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Los resultados se muestran como media  $\pm$  desviación estándar (SD). Se utilizó la prueba Kolmogorov-Smirnov para determinar la normalidad de los datos. El análisis comenzó calculando la fiabilidad relativa y absoluta de las mediciones utilizando el coeficiente de correlación intraclase (ICC) y el error estándar de medida (SEM), respectivamente. Los valores de ICC se

interpretaron según los siguientes criterios: excelente (0.90), bueno (0.75-0.90) y deficiente a moderado (<0.75). Los valores de SEM inferiores al 10% se consideraron aceptables y el cambio mínimo detectable (MDC) se calculó en base al SEM a través de la siguiente ecuación:

$$\text{SEM} \cdot (1.96 \cdot \sqrt{2})$$

*Ecuación 1*

La correlación entre las mediciones de 1 y 5 minutos, así como con los diferentes dispositivos se estableció mediante el coeficiente de correlación de Pearson ( $r$ ). Para interpretar los niveles de asociación obtenidos, los criterios obtenidos fueron los siguientes: trivial ( $r < 0.19$ ), pequeña (0.10-0.29), moderada (0.30-0.49) alta (0.50-0.69), muy alta (0.70-0.89) y casi perfecta ( $r > 0.90$ ).

Se realizó un análisis de varianza (ANOVA) de un factor para evaluar si existían diferencias en las medias en función de la duración de la medición (1 min vs. 5 min) y del dispositivo con el que se trataron los datos (la APP para smartphone y el Software Kubios). También se realizó una prueba *posthoc* de Bonferroni para valorar la comparación por pares entre los diferentes dispositivos con los que se realizó el registro. Además, el tamaño del efecto con un intervalo de confianza (IC) del 95% entre los grupos se expresó mediante la  $d$  de Cohen y se interpretaron como trivial ( $d < 0.19$ ), pequeño (0.20-0.49), moderado (0.50-0.79) y grande ( $d > 0.8$ ).

Para establecer el nivel de concordancia entre los tres dispositivos de medición de la VFC se realizó el análisis Bland-Altman para el parámetro LnrMSSD. Este análisis es un método gráfico que permite compara dos técnicas de medición cuantificando la diferencia media entre ambos métodos y un rango de confianza, entre los cuales se espera que se incluyan el 95% de las diferencias entre ambas técnicas.

Todos los análisis se realizaron utilizando hojas de cálculo de Excel (Microsoft, Seattle, USA) y SPSS (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). El nivel de significación estadística para rechazar la hipótesis nula se fijó en  $p < 0.05$ .

## BIBLIOGRAFÍA

- Ishaque, S., Khan, N., & Krishnan, S. (2021). Trends in Heart-Rate Variability Signal Analysis. *Frontiers in Digital Health*, 3, 639444. <https://doi.org/10.3389/fdgth.2021.639444>
- Jandackova, V. K., Scholes, S., Britton, A., & Steptoe, A. (2019). Healthy Lifestyle and Cardiac Vagal Modulation Over 10 Years: Whitehall II Cohort Study. *Journal of the American Heart Association*, 8(19), e012420. <https://doi.org/10.1161/JAHA.119.012420>
- Javaloyes, A., Sarabia, J. M., Lamberts, R. P., Plews, D., & Moya-Ramon, M. (2020). Training Prescription Guided by Heart Rate Variability Vs. Block Periodization in Well-Trained Cyclists. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 34(6), 1511–1518. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003337>
- Kaikkonen, K. M., Korpelainen, R. Irmeli, Tulppo, M. P., Kaikkonen, H. S., Vanhala, M. L., Kallio, M. A., Keinänen-Kiukaanniemi, S. M., & Korpelainen, J. T. (2014). Physical Activity and Aerobic Fitness are Positively Associated With Heart Rate Variability in Obese Adults. *Journal of Physical Activity and Health*, 11(8), 1614–1621. <https://doi.org/10.1123/jpah.2012-0405>

- Kajaia, T., Maskhulia, L., Chelidze, K., Akhalkatsi, V., & Kakhabrishvili, Z. (2017). The Effects Of Non-Functional Overreaching And Overtraining On Autonomic Nervous System Function In Highly Trained Athletes. *Georgian Medical News*, (264), 97–103.
- Malik, M. (1996). Standards of Measurement, Physiological Interpretation, and Clinical Use: Task Force of The European Society of Cardiology and the North American Society for Pacing and Electrophysiology. *Annals of Noninvasive Electrocardiology*, 1(2), 151–181. <https://doi.org/10.1111/j.1542-474X.1996.tb00275.x>
- Moya-Ramon, M., Mateo-March, M., Peña-González, I., Zabala, M., & Javaloyes, A. (2022). Validity and reliability of different smartphones applications to measure HRV during short and ultra-short measurements in elite athletes. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 217, 106696. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2022.106696>
- Oliver, M. D., Baldwin, D. R., & Datta, S. (2020). The relationship between sleep and autonomic health. *Journal of American College Health*, 68(5), 550–556. <https://doi.org/10.1080/07448481.2019.1583652>
- Park, S. M., & Jung, H. Y. (2020). Respiratory sinus arrhythmia biofeedback alters heart rate variability and default mode network connectivity in major depressive disorder: A preliminary study. *International Journal of Psychophysiology*, 158, 225–237. <https://doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2020.10.008>
- Peltola M. A. (2012). Role of editing of R-R intervals in the analysis of heart rate variability. *Frontiers in physiology*, 3, 148. <https://doi.org/10.3389/fphys.2012.00148>
- Perrotta, A. S., Jeklin, A. T., Hives, B. A., Meanwell, L. E., & Warburton, D. E. R. (2017). Validity of the Elite HRV Smartphone Application for Examining Heart Rate Variability in a Field-Based Setting. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 31(8), 2296–2302. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001841>
- Plews, D. J., Laursen, P. B., Kilding, A. E., & Buchheit, M. (2013b). Evaluating Training Adaptation With Heart-Rate Measures: A Methodological Comparison. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 8(6), 688–691. <https://doi.org/10.1123/ijsp.8.6.688>
- Plews, D. J., Laursen, P. B., Stanley, J., Kilding, A. E., & Buchheit, M. (2013a). Training Adaptation and Heart Rate Variability in Elite Endurance Athletes: Opening the Door to Effective Monitoring. *Sports Medicine*, 43(9), 773–781. <https://doi.org/10.1007/s40279-013-0071-8>
- Shaffer, F., & Ginsberg, J. P. (2017). An Overview of Heart Rate Variability Metrics and Norms. *Frontiers in Public Health*, 5. <https://doi.org/10.3389/fpubh.2017.00258>
- Stone, J. D., Ulman, H. K., Tran, K., Thompson, A. G., Halter, M. D., Ramadan, J. H., Stephenson, M., Finomore, V. S., Jr, Galster, S. M., Rezai, A. R., & Hagen, J. A. (2021). Assessing the Accuracy of Popular Commercial Technologies That Measure Resting Heart Rate and Heart Rate Variability. *Frontiers In Sports And Active Living*, 3, 585870. <https://doi.org/10.3389/fspor.2021.585870>

Thayer, J. F., & Lane, R. D. (2007). The role of vagal function in the risk for cardiovascular disease and mortality. *Biological psychology*, 74(2), 224–242.  
<https://doi.org/10.1016/j.biopsycho.2005.11.013>

Young, H. A., & Benton, D. (2018). Heart-rate variability: a biomarker to study the influence of nutrition on physiological and psychological health? *Behavioural Pharmacology*, 29(2 and 3), 140–151. <https://doi.org/10.1097/FBP.0000000000000383>

