

TRABAJO FINAL DE MÁSTER



UNIVERSITAS
Miguel Hernández

VALIDACIÓN DE LA ARRITMIA SINUSAL RESPIRATORIA COMO MÉTODO DE DETECCIÓN DE LA FRECUENCIA RESPIRATORIA

Alumna. Lucía Sanchis Francés

Tutor académico. Alejandro Javaloyes Torres

Máster en Rendimiento Deportivo y Salud

Curso académico 2022 - 2023

ÍNDICE

| | |
|------------------------------------|--------|
| 1. Introducción..... | pág. 2 |
| 2. Método..... | pág. 4 |
| 2.1. Participantes..... | pág. 4 |
| 2.2. Diseño experimental..... | pág. 4 |
| 2.3. Procesamiento de datos..... | pág. 5 |
| 3. Referencias bibliográficas..... | pág. 7 |

1. Introducción

En sus diferentes variantes, el ciclismo de resistencia es uno de los deportes con más altas cargas y exigencias fisiológicas, tanto en el periodo de entrenamiento como en competición (Lucía et al., 2003). En ciclismo y, de forma general, en el entrenamiento deportivo, un factor clave para evaluar el rendimiento es el conocimiento y análisis de las variables fisiológicas relacionadas con el rendimiento deportivo final. En las disciplinas de resistencia dentro del ciclismo, como por ejemplo el ciclismo de carretera, las variables fundamentales (Costa & De Oliveira, 2008) son aquellas dependientes de los indicadores de potencia y capacidad aeróbica como el consumo máximo de oxígeno ($\text{VO}_2\text{máx}$) y los umbrales de lactato (LT) y respiratorios (VT), existiendo un consenso que indica que estos son los parámetros más utilizados por entrenadores e investigadores para controlar y prescribir el entrenamiento de resistencia de un ciclista así como para evaluar su efectividad.

En los deportes de resistencia hay tres factores principales en el rendimiento (Joyner & Coyle, 2008), los cuales interactúan entre ellos: el consumo máximo de oxígeno ($\text{VO}_2\text{máx}$) o la cantidad máxima de oxígeno que el organismo puede transportar, expresado habitualmente en l/min de forma absoluta y en ml/kg/min de forma relativa (Buttar et al., 2019), los umbrales de lactato LT1 y LT2, según Chambers (2015), los puntos de cambio e incremento de los milimoles de lactato en sangre y la eficiencia (es decir, el coste de oxígeno para generar una potencia dada).

Para evaluar a un deportista, los métodos “gold standard” que permiten obtener estos valores además de los umbrales ventilatorios y de lactato son, actualmente, la prueba de intercambio de gases (espirometría), a través de los equivalentes ventilatorios, o el test de lactato en sangre, respectivamente. La valoración de la ventilación por minuto nos permite conocer el sustrato y el metabolismo empleado durante el ejercicio (Domínguez et al., 2015). En un test incremental, durante los primeros intervalos de trabajo, la ventilación por minuto (VE), el consumo de oxígeno y el dióxido de carbono aumentan de forma gradual hasta que se llega a una intensidad equivalente al umbral de lactato. El aumento de la glucólisis anaeróbica una vez se llega a este umbral (Pallarés y Morán-Navarro, 2012) lleva a la necesidad de eliminar el exceso de CO_2 y se produce un incremento repentino del equivalente

ventilatorio del O₂ sin un incremento asociado del equivalente del CO₂. De este modo, el segundo umbral ventilatorio o VT₂, se establece en aquella intensidad de ejercicio en la que se existe una hiperventilación que trata de compensar esta acidosis metabólica, incrementando equivalente ventilatorio de CO₂. El análisis de estas variables, influyentes en el sistema cardiorrespiratorio y metabólico, ha encontrado que el rendimiento puede verse afectado por numerosos factores fisiológicos, biomecánicos, ambientales, mecánicos y psicológicos (Abbiss & Laursen, 2012). Por ello, existen estudios (Rogers et al., 2021) que han descrito las dificultades de los métodos anteriormente expuestos así como su elevada invasividad y coste para evaluar al ciclista.

De esta forma y, con el reciente crecimiento de nuevas metodologías para la prescripción de programas de entrenamiento, la aparición de una herramienta como la variabilidad de la frecuencia cardiaca o HRV (Heart Rate Variability) ha abierto caminos para la individualización y la mejora de estos programas (Javaloyes et al. 2019), siendo esta una herramienta válida y fiable para medir la adaptación al entrenamiento. La HRV, junto a la frecuencia respiratoria (RF), ha sido propuesta para detectar los umbrales y las zonas de intensidad, estudiando la relación entre la intensidad del ejercicio y la regulación del sistema nervioso central (Mateo-March et al., 2022). La RF juega un papel muy importante como marcador del esfuerzo y su aumento no-lineal durante un ejercicio incremental (Nicolò et al., 2017) coincide con la curva de lactato en sangre (La-). Para determinar la RF (Rogers et al., 2022), uno de los métodos menos costosos se basa en las alteraciones de la HRV (variación de los intervalos RR) que acompañan al proceso conocido como arritmia sinusal respiratoria (RSA): durante la inspiración, cae la presión intratorácica y se produce una reducción del impulso parasimpático, aumentando la frecuencia cardiaca y, por el contrario, cuando se expira, el retorno del impulso hace que esta se ralentice.

Por tanto, el objetivo principal de este estudio es comprobar la validez de esta técnica de estimación de umbrales del ciclista a través del análisis de la arritmia sinusal respiratoria (ASR) y la HRV y con el estudio de los cambios cíclicos del patrón RR/HRV reflejados en la frecuencia respiratoria y medidos mediante un electrocardiograma (ECG), para poder contribuir a la validación de esta metodología poco invasiva, menos costosa y más accesible.

2. Método

2.1. Participantes

En el presente estudio se analizaron los archivos piloto de 4 participantes voluntarios de sexo masculino con una edad promedio de 20.5 años, todos ellos cumpliendo el criterio de elegibilidad de realizar deporte de manera habitual.

2.2. Diseño experimental

Prueba incremental de esfuerzo máximo (PEM)

El protocolo del presente test, donde el consumo de oxígeno (VO_2) y la producción de dióxido de carbono (VCO_2) se registraron mediante calorimetría indirecta respiración a respiración (Cortex Metalyzer 3B; Cortex, Leipzig, Alemania), consistió previamente en realizar un calentamiento de 5 minutos a 50 W adoptando la cadencia y desarrollo preferidos. Una vez terminada la fase de calentamiento, se continuó con incrementos de $25 \text{ W} \cdot \text{min}^{-1}$ (Pallarés et al., 2016) hasta llegar a la situación de máximo esfuerzo o logro del $\text{VO}_{2\text{máx}}$ por parte del ciclista identificándose con la aparición de al menos 2 de los siguientes criterios de esfuerzo máximo presentados por Howley et al. (1995): (a) una meseta en valores de VO_2 ante el incremento de la carga (es decir, un aumento en el VO_2 entre 2 o más etapas de menos de $1,5 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$; (b) presencia del cociente de intercambio respiratorio igual o superior que 1.10; o (c) el logro de la FC máxima ($\text{FC}_{\text{máx}}$) por encima del 95% del máximo previsto para la edad ($207 - 0,7 \times \text{edad}$).

Si se cumplieron los criterios, la potencia aeróbica máxima (PAM) se determinó como la primera potencia donde se alcanzó el $\text{VO}_{2\text{máx}}$. En caso de aparición de una meseta de VO_2 no despejada o finales tempranos antes de la etapa de 60 segundos, la PAM se calculó de la siguiente manera: $\text{PAM} = \text{Wf} + [(t/60 \times 25)]$, donde “Wf” es la última carga completa (W) y “t” es el tiempo en segundos que se mantuvo la última carga de trabajo incompleta (Padilla et al., 1999).

El $\text{VO}_{2\text{max}}$ se calculó como la media de consumo de oxígeno de 15 segundos de duración más alta. Para determinar el umbral aeróbico (VT1) y el umbral anaeróbico (VT2) fueron usadas las medias de 15 segundos de O_2 y CO_2 (Pettitt et al., 2013). El intercambio respiratorio fue medido a través de un analizador de gases MasterScreen CPX (Hoechberg, Alemania), el cual fue calibrado una vez al día. De

este test se obtuvieron datos como la potencia al $VO_2\text{max}$ ($PVO_2\text{max}$), determinada como la potencia del último incremento completado, la potencia y frecuencia cardíaca dadas al umbral aeróbico (WVT1 y FCVT1), así como la potencia y frecuencia cardíaca dadas al umbral anaeróbico (WVT2 y FCWVT2).

2.3. Procesamiento de datos

Los datos RR .txt fueron obtenidos desde un electrocardiograma de 12 derivaciones Quark T12x (Cosmed, USA) y seguidamente procesados por el Software Kubios HRV Premium versión 3.5 (Biosignal Analysis and Medical Imaging Group, Departamento de Física, Universidad de Kuopio, Kuopio, Finlandia). Las señales electrocardiográficas (ECGs) fueron grabadas con el Cosmed Quark T12x y convertidas en archivos .csv y también procesadas por Kubios HRV Premium. La configuración del preprocesamiento se estableció en los valores predeterminados, incluido el método “RR detrending”, que se mantuvo en "niveles previos de suavidad" ($\text{Lambda} = 500$) (Niskanen et al., 2004). La serie RR fue corregida por el “método automático” (Lipponen y Tarvainen, 2019) del programa Kubios HRV Premium. El análisis y procesamiento de los datos se realizó de acuerdo a los criterios estándar (Peltola, 2012).

Para el cálculo de la frecuencia respiratoria (RF), la ventana de análisis se estableció en 30 s con un recálculo realizado cada 1 s (intervalo de cuadrícula = 1 s) y los conjuntos de datos con artefactos mayores al 3% se excluyeron del análisis. La selección de la ventana de 30 s fue seleccionada a partir de las recomendaciones de Kubios HRV (Lipponen y Tarvainen, 2021). Con esto, un valor de RF particular se basó en el tiempo 15 s anteriores y 15 s posteriores de cada sello de tiempo dado.

La RF de referencia medida por el Quark CPET fue exportada a Microsoft Excel 365 y alineada temporalmente con el Polar H10 y la RF derivada del sensor de ECG médico (Rogers et al., 2022). Dado que tanto el Polar H10 como el monitor Cosmed Quark T12x ECG RF se recalcularon cada 1 s para ambos dispositivos, solo aquellos valores que coincidieron en el tiempo con los valores de RF de intercambio de gases se incluyeron para el análisis.

El procesamiento y análisis de los datos se llevaron a cabo de acuerdo con criterios estandarizados (Peltola, 2012). Los archivos fueron corregidos para los latidos ectópicos y artefactos antes del análisis, utilizando un nivel medio de corrección de artefactos (Alcantara et al., 2020). La

interpolación de la serie se realizó mediante un método de interpolación spline cúbico proporcionado por el software de Kubios. Se puede encontrar una descripción completa de este algoritmo en diferentes estudios (Lipponen y Tarvainen, 2019). Esta es la técnica recomendada para las correcciones de artefactos y latidos ectópicos al examinar los intervalos R-R (Peltola, 2012; Perrotta, Jeklin, Hives, Meanwell y Warburton, 2017). La literatura también sugiere retener el 80% de los intervalos R-R normales para un análisis posterior. Para el presente estudio, solo se incluyeron en los análisis las señales con menos del 20% de latidos corregidos.

3. Referencias bibliográficas

- Abbiss, C., & Laursen P. (2012). Models to explain fatigue during prolonged endurance cycling. *Sports Med.*, 35(10), 865-898. doi: [10.2165/00007256-200535100-00004](https://doi.org/10.2165/00007256-200535100-00004)
- Alcantara, J., Plaza-Florido, A., Amaro-Gahete, F. J., Acosta, F. M., Migueles, J. H., Molina-Garcia, P. & Martinez-Tellez, B. (2020). Impact of Using Different Levels of Threshold-Based Artefact Correction on the Quantification of Heart Rate Variability in Three Independent Human Cohorts. *Journal of Clinical Medicine*, 9. doi:10.3390/jcm9020325
- Buttar, K. & Saboo, N. & Kacker, S. (2019). A review: Maximal oxygen uptake (VO₂ max) and its estimation methods. 24-32. *International Journal of Physical Education, Sports and Health 2019*, 6(6): 24-32.
- Chambers, R. (2015) Determinación del Umbral de Lactato en Triatletas: Aplicaciones Para el Entrenamiento. *PubliCE*. <https://g-se.com/determinacion-del-umbral-de-lactato-en-triatletas-aplicaciones-para-el-entrenamiento-1887-sa-857cfb2725e054>
- Costa, V. & De-Oliveira, F.R. (2008). Physiological variables to predict performance in cross-country mountain bike races. *JEPonline*, 11(6), 14-24.
- Domínguez, R., Garnacho-Castaño, M. & Maté-Muñoz, J. (2015). Metodología de determinación de la transición aeróbica-anaeróbica en la evaluación funcional. *Arch Med Deporte*, 32(6):395-401.
- Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. (1996). *Eur. Heart J.* 17. 354–381 Available from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8737210>
- Howley, E. T., Bassett, D. R. Jr., & Welch, H. G. (1995). Criteria for maximal oxygen uptake: review and commentary. *Med. Sci. Sports Exerc.* 27, 1292–1301.
- Joyner, J. & Coyle, E.F. (2008). Endurance exercise performance: the physiology of champions. *The Journal of Physiology*, 586(1), 35-44. doi: [10.1113/jphysiol.2007.143834](https://doi.org/10.1113/jphysiol.2007.143834)
- Javaloyes, A., Sarabia, J.M., Lamberts, R. & Moya-Ramón, M. (2019). Training Prescription guided by Heart-Rate Variability in Cycling. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 14(1), 23-32. doi: [10.1123/ijpspp.2018-0122](https://doi.org/10.1123/ijpspp.2018-0122)
- Lipponen, J. & Tarvainen, M. (2019). A robust algorithm for heart rate variability time series artifact correction using novel beat classification. *J. Med. Eng. Technol.*, 43, 173–181. doi: <https://doi.org/10.1080/03091902.2019.1640306>
- Lipponen, J. & Tarvainen, M. (2021). Accuracy of Kubios HRV Software Respiratory Rate Estimation Algorithms. *Computer Science*. Recuperado de: https://www.kubios.com/downloads/RESP_white_paper.pdf

- Lucía, A., Hoyos, J., Santalla, A., Earnest, C., & Chicharro, J. L. (2003). Tour de France versus Vuelta a Espana: which is harder? *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *35*, 872–878. doi: [10.1249/01.MSS.0000064999.82036.B4](https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000064999.82036.B4)
- Nicolò, A., Massaroni, C. & Passfield, L. (2017) Respiratory Frequency during Exercise: The Neglected Physiological Measure. *Front. Physiol.* *8*, 922. doi: [10.3389/fphys.2017.00922](https://doi.org/10.3389/fphys.2017.00922).
- Niskanen, J. P., Tarvainen, M. P., Ranta-Aho, P. O., & Karjalainen, P. A. (2004). Software for advanced HRV analysis. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, *76*(1), 73–81. doi:[10.1016/j.cmpb.2004.03.004](https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2004.03.004).
- Padilla, S., Mujika I., Cuesta, G. & Goiriena, J. (1999). Level ground and uphill cycling ability in professional road cycling. *Med Science Sports Exercice*, *31*, 878–885.
- Pallarés, J., Morán-Navarro, R., Ortega, J.F., Fernández-Elías, V.E. & Mora-Rodriguez R. (2016). Validity and reliability of ventilatory and blood lactate thresholds in well-trained cyclists. *PLoS One*, *11*.
- Pallarés, J. & Morán-Navarro, R. (2012). Propuesta metodológica para el entrenamiento de la resistencia cardiorrespiratoria. *Journal of Sport and Health Research*, *4*(2), 119-136.
- Peltola, M. A. (2012). Role of editing of R-R intervals in the analysis of heart rate variability. *Frontiers in Physiology*, *3*. doi:[10.3389/fphys.2012.00148](https://doi.org/10.3389/fphys.2012.00148).
- Pettitt, R. W., Clark, I. E., Ebner, S. M., Sedgeman, D. T. & Murray, S. R. (2013). Gas Exchange Threshold and V [Combining Dot Above] O₂max Testing for Athletes: An Update. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *27*(2), 549-555. doi: [10.1519/JSC.0b013e31825770d7](https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31825770d7)
- Perrotta, A., Jeklin, A., Hives, B., Meanwell, L. & Warburton, D. (2017). Validity of the Elite HRV Smartphone Application for Examining Heart Rate Variability in a Field-Based Setting, *J. Strength Cond. Res.* *31*, 2296–2302.
- Rogers, B., Giles, D., Draper, N., Hoos, O. & Gronwald, T. (2021). A New Detection Method Defining the Aerobic Threshold for Endurance Exercise and Training Prescription Based on Fractal Correlation Properties of Heart Rate Variability. *Frontiers in Physiology*, *11*. doi: [10.3389/fphys.2020.596567](https://doi.org/10.3389/fphys.2020.596567)
- Rogers B., Schaffarczyk M., & Gronwald T. (2022). Estimation of Respiratory Frequency in Women and Men by Kubios HRV Software Using the Polar H10 or Movesense Medical ECG Sensor during an Exercise Ramp. *Sensors*, *22*(19). doi: [10.3390/s22197156](https://doi.org/10.3390/s22197156)