

TRABAJO FINAL DE GRADO

Grado en Ciencias de la Actividad Física y el
Deporte



Biblioteca

VALIDEZ DEL ANÁLISIS DE FLUCTUACIÓN SIN TENDENCIA DE LA VARIABILIDAD DE LA FRECUENCIA CARDIACA PARA DETERMINAR LOS UMBRALES DE INTENSIDAD EN CICLISTAS JUNIOR Y SUB-23

Alumno: David Del Valle Cañadas

Tutor académico: Manuel Mateo March

Curso académico: 2021-2022

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN.....	3
2. METODO.....	5
2.1. PARTICIPANTES.....	5
2.2. PRUEBA A REALIZAR.....	6
2.3. DETECCIÓN DE UMBRALES.....	6
2.4. ANÁLISIS ESTADÍSTICO.....	7
3. RESULTADOS.....	8
4. DISCURSIÓN.....	11
5. CONCLUSIÓN.....	14
6. REFERENCIAS.....	14



1. INTRODUCCIÓN

El ciclismo de resistencia en sus diferentes variantes (ciclismo profesional de ruta, ciclocross, mountain bike) se encuentra entre los deportes de resistencia más exigentes debido a las altas cargas fisiológicas que se imponen a los ciclistas durante los entrenamientos y las competiciones (Lucía, Hoyos, Santalla, Earnest, & Chicharro, 2003). Las características antropométricas de un ciclista de carretera profesional suelen variar según la especialidad de cada ciclista: los ciclistas especializados en contrarreloj y terrenos llanos son más altos y pesados (180-185 cm y 70-75 Kg) que los ciclistas especializados en etapas de montaña (175-180 cm y 60-66 Kg) (Lucía, Hoyos, & Chicharro, 2001). En cuanto al porcentaje de grasa corporal los ciclistas de élite se mueven en torno a un 8% y un 10% dependiendo del momento de la temporada (Lucía et al., 2001). En cuanto a los factores fisiológicos, en ciclistas de élite se llegan a dar picos de potencia en test incrementales de alrededor de 450W de potencia (Lucía et al., 2001). En ciclistas de contrarreloj se han llegado a ver picos de potencia superiores a 500W (Lucía et al., 2001).

Como se sabe en el deporte de alto rendimiento, se precisa de una evaluación adecuada del estado físico y la subsiguiente individualización de los programas de entrenamiento para optimizar el rendimiento y, al mismo tiempo, evitar el exceso y, especialmente, el sobentrenamiento (Wyatt, Donaldson, & Brown, 2013). La prescripción de entrenamiento se basa división en zonas de entrenamiento delimitadas por “umbrales” fisiológicos previamente identificados en las pruebas incrementales (Meyler, Bottoms, & Muniz-Pumares, 2021). Estos umbrales vienen determinados por la evaluación de la concentración de lactato en sangre (umbral/es de lactato) o parámetros de intercambio gaseoso (umbral/es ventilatorios) mientras la carga de trabajo aumenta progresivamente (Pallarés, Morán-Navarro, Ortega, Fernández-Elías, & Mora-Rodriguez, 2016a). Cuando nuestra curva de lactato se desplaza hacia la derecha, lo que nos quiere decir que nuestro OBLA está produciéndose más tarde, podemos hablar de que nuestra capacidad aeróbica está mejorando y esto lo podemos ver gracias a una prueba incremental (Faude, Kindermann, & Meyer, 2009a).

También se han propuesto otros métodos, como usar la función de la variabilidad de la frecuencia cardíaca (HRV), para evaluar los umbrales de intensidad y las zonas de entrenamiento en varias poblaciones, que van desde pacientes (Rogers, Mourot, & Gronwald, 2021a) hasta individuos entrenados físicamente basado en la relación entre la intensidad del ejercicio y la regulación del sistema nervioso autónomo (Gronwald et al., 2021; Rogers, Giles, Draper, Hoos, & Gronwald, 2021; Rogers, Giles, Draper, Mourot,

& Gronwald, 2021b) . A través de la VFC es posible llevar a cabo una evaluación no invasiva del equilibrio del sistema nervioso autónomo (Karemaker & Lie, 2000) con la respuesta de la frecuencia cardíaca (FC) mayoritariamente sujeta a modulación parasimpática (vagal) durante condiciones de reposo y de baja intensidad de ejercicio (Karemaker & Lie, 2000) pero con un incremento en el impulso simpático y un decremento posterior en la actividad vagal con cargas de trabajo crecientes. Por lo tanto, la VFC sería una variable que podría evaluar la intensidad del ejercicio con precisión a través de dispositivos portátiles de bajo costo como un monitor de frecuencia cardíaca validado. En este sentido, se ha implementado el uso de medidas lineales de VFC (índices de dominio de tiempo y frecuencia) para determinar el umbral anaeróbico (Noeman, Hamooda, & Baalash, 2011). Sin embargo, se ha sugerido que estos índices de VFC muestran reducciones incluso a baja intensidad de ejercicio y, por lo tanto, estas medidas no pueden discriminar entre diferentes intensidades de entrenamiento (Casadei, Cochrane, Johnsoton, Conway, & Sleight, 1995; Hautala, Mäkikallio, Seppänen, Huikuri, & Tulppo, 2003; Tulppo, Makikallio, Takala, Seppanen, & Huikuri, 1996). A pesar del desacuerdo mencionado anteriormente sobre la información fisiológica proporcionada por los parámetros lineales de VFC, estas herramientas han mostrado firmas espectrales únicas correspondientes a la dinámica de control autonómico (Malpas, 2002). Se han utilizado varios enfoques que muestran diferente sensibilidad para detectar la modulación autonómica en varios tipos de poblaciones (Aguilera, Elias, & Clemente-Suárez, 2021; Vicente J Clemente-Suárez, 2017; Vicente Javier Clemente-Suárez et al., 2015) incluyendo un enfoque fractal para identificar la existencia de correlaciones persistentes en un rango de escalas de tiempo extenso (Echeverria et al., 2003). Además, en los últimos años se ha investigado si el entrenamiento guiado por la variabilidad de la frecuencia cardíaca (VFC) tiene efectos positivos en el rendimiento deportivo, dado que este tipo de entrenamiento permite ajustar diariamente los estímulos de entrenamiento y recuperación de forma individualizada en función de los registros de VFC (Granero-Gallegos, González-Quílez, Plews, & Carrasco-Poyatos, 2020). Existe una mejora de los resultados del VO₂max cuando se monitoriza con la VFC y además, el uso de puntajes diarios de VFC para la individualización y prescripción del entrenamiento es un método efectivo que tiene efectos positivos en el rendimiento en atletas de resistencia (Granero-Gallegos et al., 2020). En concreto, el exponente de escalado a corto plazo alfa 1 del análisis de fluctuación sin tendencia (DFA- α_1) ha demostrado ser adecuado para el análisis de datos no estacionarios de series temporales como el latido cardíaco (Platasa & Gal, 2008). En este sentido, DFA- α_1 es apropiado para diferenciar entre diferentes demandas fisiológicas durante el ejercicio de resistencia (Gronwald & Hoos, 2020). El

DFA- $\alpha 1$ muestra algunas ventajas sobre otros métodos fractales “más convencionales” porque permite la detección de correlaciones de largo alcance incrustadas en series de tiempo no estacionarias mientras evita la falsa detección de aparentes correlaciones de largo alcance que son artefactos del comportamiento no estacionario (Ivanov et al., 2001). A pesar de los resultados prometedores para la determinación de los dominios de intensidad de entrenamiento en diferentes poblaciones con DFA- $\alpha 1$ (Naranjo-Orellana, Nieto-Jiménez, & Ruso-Álvarez, 2021), la utilidad de esta metodología se ha probado en ciclistas de élite de categoría senior (Mateo-March, Moya-Ramón, Javaloyes, Sánchez-Muñoz, & Clemente-Suárez, 2022) pero todavía no se ha sido analizado con ciclistas jóvenes de alto nivel. Esto es importante porque esta metodología no invasiva permitiría una evaluación más continua durante todo el proceso de formación y podría resultar en una actualización constante de las zonas de intensidad y dar lugar a un proceso de entrenamiento más preciso.

Por lo tanto, el principal objetivo del estudio fue evaluar la validez de DFA- $\alpha 1$ de VFC para determinar los umbrales de intensidad individuales en ciclistas de resistencia de categoría junior y sub-23 cuando los valores de potencia y frecuencia cardíaca derivados de este análisis se comparan con los umbrales de lactato.

2. MÉTODO

2.1 Participantes

Contamos con un total de 10 ciclistas de ruta de la categoría junior y sub-23 con una media de edad de 17,7 años. Todos los ciclistas elegidos son varones. El VO₂max estimado fue 74,4 ml·kg⁻¹·min⁻¹ (Medicine, 2013). Este estudio sigue los principios de la Declaración de Helsinki y está aprobado por el comité ético de la Universidad Miguel Hernández. Se obtuvo el consentimiento firmado por todos los participantes.

Tabla 1. Características de los participantes

	Media	SD
Edad (Años)	17.70	0.9
Altura (cm)	181.21	7.4
Peso (kg)	69.71	4.3
PPO (vatios)	426.50	48.6
PPO (vatios/kg)	6.12	0.6
FC max (latidos/min)	194.90	8.9
VO ₂ max (ml·kg ⁻¹ ·min ⁻¹)	74.4	6.5

Abreviaturas: PPO, pico máximo de potencia; SD, desviación estándar.

2.2 Prueba a realizar

Se realizó una prueba de esfuerzo incremental siguiendo un protocolo estandarizado (Pallarés, Morán-Navarro, Ortega, Fernández-Elías, & Mora-Rodríguez, 2016b). Después de un calentamiento de 5 minutos a 50W la carga de trabajo va aumentando progresivamente 25W cada minuto de la prueba hasta el agotamiento. Los ciclistas acoplaron sus bicicletas al cicloergómetro Cycleops Hammer (CycleOps, Madison, WI, Estados Unidos de América) (Lillo-Bevia & Pallarés, 2018). Se dijo a cada participante que debería mantener la misma cadencia durante toda la prueba. Para calcular la potencia máxima (PPO) obtenida en la prueba se utilizó la siguiente fórmula: $PPO = POF + [t/60 \times 25]$, donde POF es la potencia con la que empieza el último intervalo de potencia completado en vatios, t es el tiempo que se ha aguantado en el último intervalo incompleto medido en segundos, 60 es el tiempo en segundos que dura un intervalo completo y 25 es la potencia que se va incrementando en cada intervalo medida en vatios. Para medir la potencia se usó una unidad de visualización (Garmin Edge 1000, Garmin International Inc.; Olathe, KS, Estados Unidos de América) que iba fijada al manillar de la bicicleta de cada ciclista.

2.3 Detección de umbrales

Para medir la concentración de lactato sanguíneo se utilizó el analizador portátil (Lactate Pro 2, Arkay; Kyoto, Japón) (Baldari et al., 2009) y se tomó la muestra en el lóbulo de la oreja derecha de todos los participantes. Se evaluó el lactato al principio de la prueba (antes del calentamiento) y durante la prueba en intervalos de 1 minuto hasta el final del test. Para la detección de umbrales se siguieron las pautas que marca que explica (Pallarés et al., 2016a) donde se marca el primer umbral de lactato (LT1) en la potencia medida en vatios en la que el lactato comienza a incrementarse con respecto al que se tiene en el inicio de la prueba y el segundo umbral de lactato (LT2) se ubica en la zona de trabajo donde el lactato en sangre ha subido $\geq 2 \text{ mmol}\cdot\text{L}^{-1}$ con respecto a los valores basales. Ambos umbrales fueron verificados por profesionales (MMM, DVC) y además lo hicieron de manera individual de tal manera que si alguno de los umbrales no coincide entre ellos estos deberán llegar a un consenso.

En cuanto al análisis de la VFC, para la detección de los intervalos RR y el análisis de la FC y VFC se ha utilizado el cinturón transmisor (Polar Bluetooth H10, Oy, Finlandia) que enviaba los datos al (Garmin Edge 1000) vía Bluetooth. Los datos obtenidos de cada sujeto se importaron a la aplicación Kubios HRV Standard 3.5.0 (Biosignal Analysis

and Medical Imaging Group, Department of Physics, University of Kuopio, Kuopio, Finland) (Tarvainen, Niskanen, Lipponen, Ranta-Aho, & Karjalainen, 2014)

Para la detección de umbrales con el método DFA- α 1 tomamos como referencia la metodología usada en (Rogers, Giles, et al., 2021a) que nos dice que para la detección del primer umbral se elige el valor de 0.75 de DFA- α 1 debido a que se encuentra en el punto medio del valor 1.0 que es el valor asociado a un esfuerzo de baja intensidad y 0.5 que se considera un esfuerzo de alta intensidad. Para la detección del segundo umbral DFA- α 1 se coge 0.5 ya que se considera un valor de alta intensidad en el que el comportamiento de la VFC es aleatorio. Estos dos valores de DFA- α 1 fueron comparados con los valores de FC y PO obtenidos durante la prueba de esfuerzo incremental.

Los archivos se corrigieron en busca de 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 por partes proporcionado por el software de Kubios. Se puede encontrar una descripción completa del algoritmo en otro lugar (Lipponen & Tarvainen, 2019). Esta es la técnica recomendada por la literatura para las correcciones de artefactos y latidos ectópicos al examinar los intervalos RR (Peltola, 2012). La literatura también sugiere retener el 80 % de los intervalos RR normales para un análisis posterior y, para el presente estudio, solo se incluyeron en el análisis las señales con menos del 20 % de los latidos corregidos. Para la estimación de DFA- α 1, el análisis de fluctuación sin tendencia de VFC fue medido en ventanas de 2 minutos (Chen, Ivanov, Hu, & Stanley, 2002). Luego, los datos se graficaron contra el tamaño como se informó anteriormente (Rogers, Giles, et al., 2021a). El ancho de la ventana DFA α 1 se estableció en 4 y N y 16 latidos. La metodología específica para la determinación de umbrales utilizando DFA- α 1 se detalla en otro lugar (Gronwald et al., 2021); (Rogers, Giles, et al., 2021a).

2.4 Análisis estadístico.

Las distribuciones normales de los datos se confirmaron mediante las pruebas de Kolmogorov-Smirnov ($p > 0,05$). Se utiliza una prueba t de Student para comprobar si los valores de PO y FC en los umbrales de lactato concuerdan con los de DFA- α 1. Se mide el tamaño del efecto en unidades de Cohen y se interpretaron como triviales ($<0,19$), pequeñas (0,20–0,49), moderadas (0,50–0,79) y grandes ($>0,80$) (Cohen, 1992). Además, se utiliza el coeficiente de correlación de Pearson para ver si los umbrales de lactato correlacionan con los valores de DFA- α 1. Estos coeficientes se interpretaron como triviales ($< 0,09$), pequeños (0,10–0,29), moderados (0,30–0,49), altos (0,50–0,69),

muy altos (0,70–0,89) y casi perfectos ($> 0,90$) (Hopkins, Marshall, Batterham, & Hanin, 2009). También se utilizó el análisis de Bland y Altman para evaluar la concordancia entre la carga de trabajo provocado por los diferentes tipos de umbrales. Además, los coeficientes de correlación intraclass (ICC) (Shrout & Fleiss, 1979), los coeficientes de variación (CV) y el error estándar de medición (SEM) (Lexell & Downham, 2005), la estimación (SEE) (Smith, 2015) y predicción (SEP) (Caldwell, 2022) se calcularon para evaluar la concordancia entre métodos. Los valores del ICC se interpretaron como: excelente ($> 0,90$), bueno (0,75 a 0,90) y deficiente a moderado ($< 0,75$). Todos los análisis estadísticos se realizaron utilizando el paquete estadístico JASP del proyecto de código abierto (V. 0.15, JASP Team, 2021) y JAMOVI (Versión 2.0, Jamovie, Sydney, Australia), con significación estadística aceptada cuando $p \leq 0,05$.

3. Resultados

Mostramos las principales características de los participantes en la Tabla 1. La prueba *t* de Student nos dice que no existen diferencias significativas ($p > 0,05$) entre las variables de PO y FC en LT1 con respecto al valor de DFA- $\alpha 1$ en 0,75. Tampoco muestran diferencias significativas entre las variables de carga interna (FC) y externa (PO) en LT2 para el valor de 0,5 de DFA- $\alpha 1$. Con respecto a la correlación entre las variables de PO y FC en los umbrales de lactato y el análisis DFA- $\alpha 1$ en los valores de 0,75 y 0,5, ninguno de los valores correlaciona significativamente (Tabla 2). En cuanto a los CCI, todos los valores se interpretan como deficientes (Tabla 3). Por último, el análisis Bland Altman muestra un buen grado de acuerdo entre los métodos de lactato y los de DFA- $\alpha 1$ (Figuras 1 y 2).

Tabla 2. Comparación entre umbrales de lactato (LT) y detección de umbrales mediante análisis de fluctuación sin tendencia (DFA) α_1 de la variabilidad de la frecuencia cardiaca

	LT	DFA α_1	Diferencia de medias	p	Cohen's d	95% IC		r	95% IC	
						Inf erior	Sup erior		Inf erior	Sup erior
PO (vatios) en LT1 vs DFA $\alpha_1-0.75$	275±37	275±41	0	1.0	0.00	-0.62	0.62	-0.23	-0.05	0.47
FC (latidos/min) en LT1 vs DFA $\alpha_1-0.75$	164±8	165±9	1	0.86	-0.06	-0.68	0.57	-0.59	-0.09	0.07
PO (vatios) en LT2 vs DFA $\alpha_1-0.5$	330±33	350±73	20	0.43	-0.26	-0.88	0.37	0.09	-0.07	0.68
FC (latidos/min) en LT2 vs DFA $\alpha_1-0.5$	178±8	181±9	3	0.58	-0.18	-0.80	0.45	0.21	-0.04	0.49

Abreviaturas: IC, intervalo de confianza; FC, frecuencia cardiaca; LT1, primer umbral de lactato; LT2, segundo umbral de lactato; PO, potencia. Simbolo; *correlación significativa ($p < 0.001$).

Tabla 3. Concordancia entre los métodos de umbrales de lactato y la detección de umbrales mediante el análisis de fluctuación sin tendencia (DFA) α_1 de la variabilidad de la frecuencia cardiaca.

	ICC	95% IC		CV (%)	SEM (vatios o latidos/min)	SEE (vatios o latidos/min)	SEP (vatios o latidos/min)
		Inf erior	Sup erior				
PO (vatios) en LT1 vs DFA $\alpha_1-0.75$	0	-0.52	0.52	13.48	38	0	55
FC (latidos/min) en LT1 vs DFA $\alpha_1-0.75$	0	-0.50	0.52	5.14	9	0	12
PO (vatios) en LT2 vs DFA $\alpha_1-0.5$	0.88	-0.44	0.57	14.81	54	22	81
FC (latidos/min) en LT2 vs DFA $\alpha_1-0.5$	0	-0.50	0.52	5.39	10	0	14

Abreviaturas: ICC, coeficiente de correlación intraclase; IC, intervalo de confianza; CV, coeficiente de variación; FC, frecuencia cardiaca; LT1, primer umbral de lactato; LT2,

segundo umbral de lactato; PO, potencia; SEE, error estándar de estimación; SEM, error estándar de medida; SEP, error estándar de predicción.

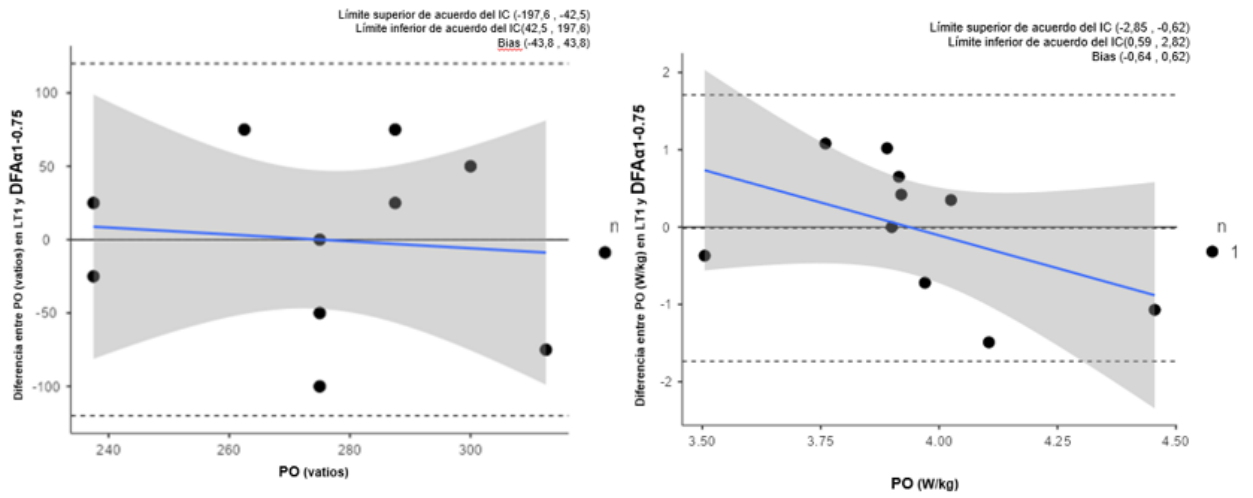


Figura 1: Grado de acuerdo entre VT1 y DFA- α 1 en 0.75.

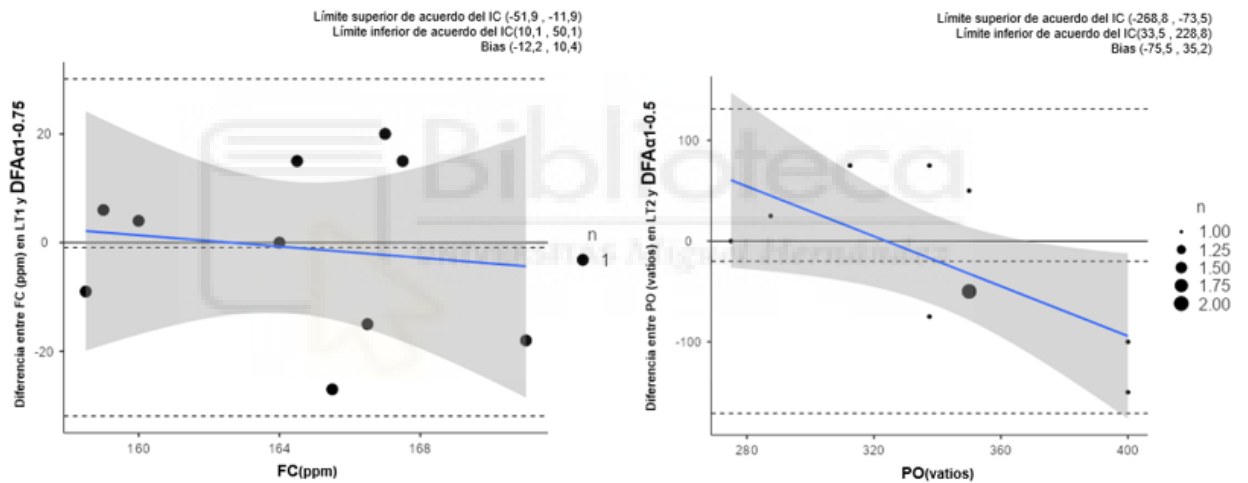


Figura 2: Grado de acuerdo entre VT1 y DFA- α 1 en 0.75 y grado de acuerdo entre LT2 y DFA- α 1 en 0.5.

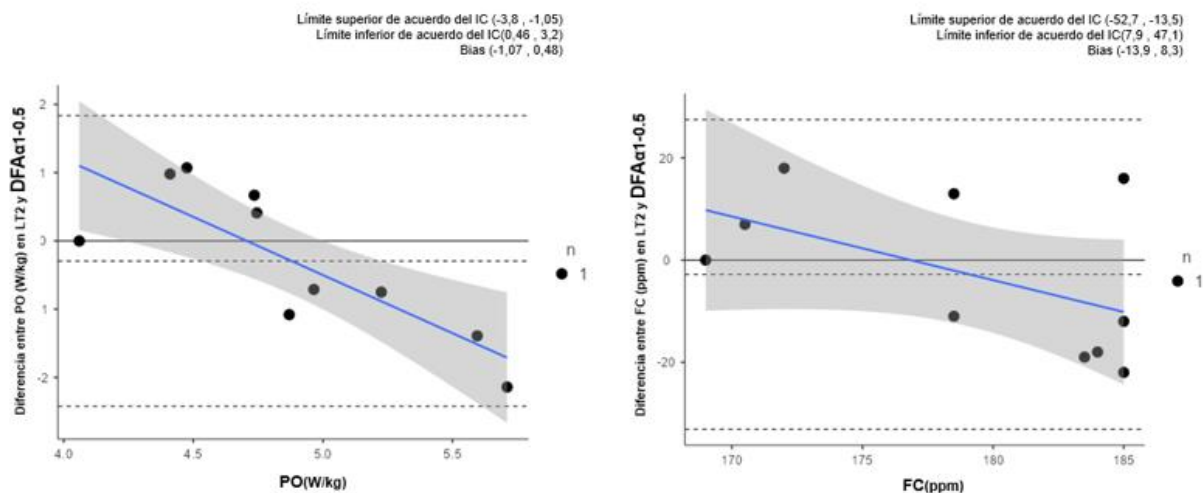


Figura 3: Grado de acuerdo entre LT2 y DFA- α 1 en 0.5.

4. Discusión

El objetivo principal que tiene este estudio es el de probar que la metodología de DFA- α 1 para la detección de los umbrales de entrenamiento es válida y fiable, para esto, buscamos que exista una correlación entre esta metodología y la de concentración de lactato en sangre. La investigación nos dice que no encuentra correlaciones entre el modelo DFA- α 1 y los umbrales de lactato. Otras investigaciones si que han encontrado una alta correlación entre estos métodos para el primer umbral de entrenamiento y que por lo tanto se puede usar la metodología del análisis de fluctuación sin tendencia de la VFC como método para la detección de los umbrales de entrenamiento de una manera más fácil y no invasiva (Mateo-March et al., 2022).

El primer umbral de lactato está considerado como el paso de la intensidad moderada a la fuerte ya que es el momento en el que comienza a aumentar el lactato sanguíneo y es superior a los valores de referencia (Faude, Kindermann, & Meyer, 2009b). LT1 tiene una gran importancia ya que es un punto individual de cada sujeto, si queremos llegar al éxito en una planificación deportiva debemos controlar este punto (Casado, Hanley, Santos-Concejero, & Ruiz-Pérez, 2021).

El estudio realizado no muestra diferencias de medias en DFA- α 1 en 0.75 entre los valores de PO y FC con LT1 ($p=1$ para PO, $p=0.86$ para FC), pero no encuentra correlación para ninguna de las dos variables (Tabla 2) incluso se encuentran valores negativos de correlación (r de -0.23 para PO y r de -0.59 para Fc). Otros estudios han demostrado que existen buena correlación entre LT1 y DFA- α 1 en 0.75 para valores de potencia pero que esa correlación se pierde en valores de frecuencia cardiaca en ciclistas de élite (Mateo-March et al., 2022). Las diferencias en los resultados entre

estudios pueden deberse a la diferente edad de la población o a la muestra de deportistas más pequeña que tiene nuestro estudio. Si que se ha demostrado que DFA- $\alpha 1$ e 0.75 es una manera válida de detectar el primer umbral en deportistas recreativos (Rogers, Mourot, & Gronwald, 2021b). El análisis Bland Altman encuentra buenos valores de grado de acuerdo entre los dos métodos.

El segundo umbral de lactato se relaciona con el momento en el que hay un aumento exponencial de lactato sanguíneo y que ponemos como punto en el que la intensidad de trabajo pasa de ser fuerte a severa (Burnley & Jones, 2007). Este punto también es individual de cada deportista. Cuando se entrena por encima de este umbral, se ha demostrado que existen mayores mejoras utilizando la metodología de trabajo de entrenamiento de alta intensidad (HIT) (Milanović, Sporiš, & Weston, 2015).

El estudio realizado no muestra diferencias significativas de DFA- $\alpha 1$ en 0'5 y LT2 para los valores de potencia ($p=0.43$) y los de frecuencia cardiaca ($p=0.58$). También se muestra un aumento considerable en la potencia absoluta(20W) que nos podría llevar a un aumento de la intensidad de entrenamiento cuando se utilice DFA- $\alpha 1$ en 0.5 para delimitar las zonas de esfuerzo. Por otra parte, como ya pasaba con LT1, no se encuentran correlación entre la variable LT2 y DFA- $\alpha 1$ en 0.5 y hasta en el caso de la frecuencia cardiaca se encuentran valores de correlación negativa no significativos ($r=-0.21$). En otro estudio con la misma metodología si se encuentran correlaciones entre estas dos variables (Mateo-March et al., 2022), esta discrepancia puede ser debida a que en este estudio la muestra ($N= 10$) es muy pequeña. Sin embargo, mirando el análisis de Bland Altman nos encontramos con que hay niveles de acuerdo aceptables de similitud entre los dos métodos.

En este estudio encontramos una serie limitaciones que pueden condicionar la validez de este como la ya mencionada poca muestra de solo 10 participantes en el estudio. Una futura investigación debería incluir un número más alto de participantes entre los que se incluyan también mujeres, ya que en este estudio tampoco hay ninguna mujer entre los participantes. Otra limitación que tiene este estudio es el valor fijo de DFA- $\alpha 1$ en 0.5 y 0.75 para medir la correlación los umbrales de lactato que como ya se ha comentado, son individuales. Aunque se haya establecido el valor de DFA- $\alpha 1$ en 0.5 para relacionarlo con LT2 porque representa el punto en el que aparece un comportamiento aleatorio de una serie temporal de la FC y DFA- $\alpha 1$ en 0.75 relacionado con LT1 debido a que es el punto medio entre el comportamiento fractal (DFA- $\alpha 1=1$) y el aleatorio, los umbrales para DFA- $\alpha 1$ también pueden ser individuales en cada sujeto por lo que puede haber errores de medición en este estudio al suponer que todos los

sujetos tienen el umbral en la misma zona. Deberíamos apoyarnos en futuras investigaciones que trabajen sobre la individualización de este punto para cada deportista.

Gracias a estos resultados podemos decir que según nuestro estudio no es posible sustituir la metodología de detección de umbrales por medio del análisis del lactato sanguíneo por la del análisis de fluctuación sin tendencia de la variabilidad de la frecuencia cardiaca, aunque existan otras investigaciones que nos dicen que el primer umbral de entrenamiento sí que puede medirse de una manera válida y fiable con la metodología de DFA- α 1 (Mateo-March et al., 2022).

5. Conclusión

Como principal conclusión podemos decir que la metodología del análisis de fluctuación sin tendencia de la VFC no es válida para la detección de umbrales de entrenamiento en ciclistas de categorías junior y sub-23.

6. Referencias

- Faude, O., Kindermann, W., & Meyer, T. (2009). Lactate threshold concepts. *Sports Medicine*, 39(6), 469–490.
- Granero-Gallegos, A., González-Quílez, A., Plews, D., & Carrasco-Poyatos, M. (2020). HRV-based training for improving VO₂max in endurance athletes. A systematic review with meta-analysis. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(21), 7999.
- Gronwald, T., Berk, S., Altini, M., Mourot, L., Hoos, O., & Rogers, B. (2021). Real-time estimation of aerobic threshold and exercise intensity distribution using fractal correlation properties of heart rate variability: A single-case field application in a former olympic triathlete. *Frontiers in Sports and Active Living*, 3, 148.
- Lucía, A., Hoyos, J., & Chicharro, J. L. (2001). Physiology of professional road cycling. *Sports Medicine*, 31(5), 325–337.
- Lucía, A., Hoyos, J., Santalla, A., Earnest, C., & Chicharro, J. L. (2003). Tour de France versus Vuelta a España: which is harder? *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35(5), 872–878.

- Meyler, S., Bottoms, L., & Muniz-Pumares, D. (2021). Biological and methodological factors affecting response variability to endurance training and the influence of exercise intensity prescription. *Experimental Physiology*, *106*(7), 1410–1424.
- Pallarés, J. G., Morán-Navarro, R., Ortega, J. F., Fernández-Elías, V. E., & Mora-Rodríguez, R. (2016). Validity and reliability of ventilatory and blood lactate thresholds in well-trained cyclists. *PLoS One*, *11*(9), e0163389.
- 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*, 1806.
- Rogers, B., Mourot, L., & Gronwald, T. (2021). Ventilatory Threshold Identification In A Cardiac Disease Population Based On Fractal Correlation Properties Of HRV: 1330. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *53*(8S), 438.
- Wyatt, F. B., Donaldson, A., & Brown, E. (2013). The overtraining syndrome: A meta-analytic review. *Journal of Exercise Physiology Online*, *16*(2), 12–23.
- Aguilera, J. F. T., Elias, V. F., & Clemente-Suárez, V. J. (2021). Autonomic and cortical response of soldiers in different combat scenarios. *BMJ Mil Health*, *167*(3), 172–176.
- 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*(2), 325.
- Baldari, C., Bonavolontà, V., Emerenziani, G. pietro, Gallotta, M. C., Silva, A. J., & Guidetti, L. (2009). Accuracy, reliability, linearity of Accutrend and Lactate Pro versus EBIO plus analyzer. *European Journal of Applied Physiology*, *107*(1), 105–111.
- Burnley, M., & Jones, A. M. (2007). Oxygen uptake kinetics as a determinant of sports performance. *European Journal of Sport Science*, *7*(2), 63–79.
- Caldwell, A. R. (2022). SimplyAgree: An R package and jamovi Module for Simplifying Agreement and Reliability Analyses. *Journal of Open Source Software*, *7*(71), 4148.
- Casadei, B., Cochrane, S., Johnstons, J., Conway, J., & Sleight, P. (1995). Pitfalls in the interpretation of spectral analysis of the heart rate variability during exercise in humans. *Acta Physiologica Scandinavica*, *153*(2), 125–131.
- Casado, A., Hanley, B., Santos-Concejero, J., & Ruiz-Pérez, L. M. (2021). World-class long-distance running performances are best predicted by volume of easy runs and deliberate practice of short-interval and tempo runs. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *35*(9), 2525–2531.
- Chen, Z., Ivanov, P. C., Hu, K., & Stanley, H. E. (2002). Effect of nonstationarities on detrended fluctuation analysis. *Physical Review E*, *65*(4), 041107.

- Clemente-Suárez, Vicente J. (2017). Periodized training achieves better autonomic modulation and aerobic performance than non-periodized training. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 58(11), 1559–1564.
- Clemente-Suárez, Vicente Javier, Fernandes, R. J., Arroyo-Toledo, J. J., Figueiredo, P., González-Ravé, J. M., & Vilas-Boas, J. P. (2015). Autonomic adaptation after traditional and reverse swimming training periodizations. *Acta Physiologica Hungarica*, 102(1), 105–113.
- Cohen, J. (1992). A power primer. *Psychological Bulletin*, 112(1), 155.
- Echeverría, J. C., Woolfson, M. S., Crowe, J. A., Hayes-Gill, B. R., Croaker, G. D. H., & Vyas, H. (2003). Interpretation of heart rate variability via detrended fluctuation analysis and $\alpha\beta$ filter. *Chaos: An Interdisciplinary Journal of Nonlinear Science*, 13(2), 467–475.
- Faude, O., Kindermann, W., & Meyer, T. (2009a). Lactate threshold concepts. *Sports Medicine*, 39(6), 469–490.
- Faude, O., Kindermann, W., & Meyer, T. (2009b). Lactate threshold concepts. *Sports Medicine*, 39(6), 469–490.
- Granero-Gallegos, A., González-Quílez, A., Plews, D., & Carrasco-Poyatos, M. (2020). HRV-based training for improving VO₂max in endurance athletes. A systematic review with meta-analysis. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(21), 7999.
- Gronwald, T., Berk, S., Altini, M., Mouro, L., Hoos, O., & Rogers, B. (2021). Real-time estimation of aerobic threshold and exercise intensity distribution using fractal correlation properties of heart rate variability: A single-case field application in a former olympic triathlete. *Frontiers in Sports and Active Living*, 3, 148.
- Gronwald, T., & Hoos, O. (2020). Correlation properties of heart rate variability during endurance exercise: A systematic review. *Annals of Noninvasive Electrocardiology*, 25(1), e12697.
- Hautala, A. J., Mäkikallio, T. H., Seppänen, T., Huikuri, H. v., & Tulppo, M. P. (2003). Short-term correlation properties of R–R interval dynamics at different exercise intensity levels. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 23(4), 215–223.
- Hopkins, W., Marshall, S., Batterham, A., & Hanin, J. (2009). Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Medicine+ Science in Sports+ Exercise*, 41(1), 3.
- Ivanov, P. C., Nunes Amaral, L. A., Goldberger, A. L., Havlin, S., Rosenblum, M. G., Stanley, H. E., & Struzik, Z. R. (2001). From 1/f noise to multifractal cascades in heartbeat dynamics. *Chaos: An Interdisciplinary Journal of Nonlinear Science*, 11(3), 641–652.
- Karemaker, J. M., & Lie, K. I. (2000). Heart rate variability: a telltale of health or disease. *European Heart Journal*. Oxford University Press.
- Lexell, J. E., & Downham, D. Y. (2005). How to assess the reliability of measurements in rehabilitation. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 84(9), 719–723.

- Lillo-Bevia, J. R., & Pallarés, J. G. (2018). Validity and reliability of the cycleops hammer cycle ergometer. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 13(7), 853–859.
- Lipponen, J. A., & Tarvainen, M. P. (2019). A robust algorithm for heart rate variability time series artefact correction using novel beat classification. *Journal of Medical Engineering & Technology*, 43(3), 173–181.
- Lucía, A., Hoyos, J., & Chicharro, J. L. (2001). Physiology of professional road cycling. *Sports Medicine*, 31(5), 325–337.
- 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(5), 872–878.
- Malpas, S. C. (2002). Neural influences on cardiovascular variability: possibilities and pitfalls. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, 282(1), H6–H20.
- Mateo-March, M., Moya-Ramón, M., Javaloyes, A., Sánchez-Muñoz, C., & Clemente-Suárez, V. J. (2022). Validity of detrended fluctuation analysis of heart rate variability to determine intensity thresholds in elite cyclists. *European Journal of Sport Science*, 1–8.
- Medicine, A. C. of S. (2013). *ACSM's guidelines for exercise testing and prescription*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Meyler, S., Bottoms, L., & Muniz-Pumares, D. (2021). Biological and methodological factors affecting response variability to endurance training and the influence of exercise intensity prescription. *Experimental Physiology*, 106(7), 1410–1424.
- Milanović, Z., Sporiš, G., & Weston, M. (2015). Effectiveness of high-intensity interval training (HIT) and continuous endurance training for VO₂max improvements: a systematic review and meta-analysis of controlled trials. *Sports Medicine*, 45(10), 1469–1481.
- Naranjo-Orellana, J., Nieto-Jiménez, C., & Ruso-Álvarez, J. F. (2021). Non-linear heart rate dynamics during and after three controlled exercise intensities in healthy men. *Physiology International*, 107(4), 501–512.
- Noeman, S. A., Hamooda, H. E., & Baalash, A. A. (2011). Biochemical study of oxidative stress markers in the liver, kidney and heart of high fat diet induced obesity in rats. *Diabetology & Metabolic Syndrome*, 3(1), 1–8.
- Pallarés, J. G., Morán-Navarro, R., Ortega, J. F., Fernández-Elías, V. E., & Mora-Rodriguez, R. (2016a). Validity and reliability of ventilatory and blood lactate thresholds in well-trained cyclists. *PloS One*, 11(9), e0163389.
- Pallarés, J. G., Morán-Navarro, R., Ortega, J. F., Fernández-Elías, V. E., & Mora-Rodriguez, R. (2016b). Validity and reliability of ventilatory and blood lactate thresholds in well-trained cyclists. *PloS One*, 11(9), e0163389.
- Peltola, M. (2012). Role of editing of RR intervals in the analysis of heart rate variability. *Frontiers in Physiology*, 3, 148.
- Platasa, M. M., & Gal, V. (2008). Correlation properties of heartbeat dynamics. *European Biophysics Journal*, 37(7), 1247–1252.

- Rogers, B., Giles, D., Draper, N., Hoos, O., & Gronwald, T. (2021a). 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, 1806.
- Rogers, B., Giles, D., Draper, N., Mourot, L., & Gronwald, T. (2021b). Detection of the anaerobic threshold in endurance sports: validation of a new method using correlation properties of heart rate variability. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, 6(2), 38.
- Rogers, B., Mourot, L., & Gronwald, T. (2021a). Ventilatory Threshold Identification In A Cardiac Disease Population Based On Fractal Correlation Properties Of HRV: 1330. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 53(8S), 438.
- Rogers, B., Mourot, L., & Gronwald, T. (2021b). Ventilatory Threshold Identification In A Cardiac Disease Population Based On Fractal Correlation Properties Of HRV: 1330. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 53(8S), 438.
- Shrout, P. E., & Fleiss, J. L. (1979). Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychological Bulletin*, 86(2), 420.
- Tarvainen, M. P., Niskanen, J.-P., Lipponen, J. A., Ranta-Aho, P. O., & Karjalainen, P. A. (2014). Kubios HRV—heart rate variability analysis software. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 113(1), 210–220.
- Tulppo, M. P., Makikallio, T. H., Takala, T. E., Seppanen, T., & Huikuri, H. v. (1996). Quantitative beat-to-beat analysis of heart rate dynamics during exercise. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, 271(1), H244–H252.
- Wyatt, F. B., Donaldson, A., & Brown, E. (2013). The overtraining syndrome: A meta-analytic review. *Journal of Exercise Physiology Online*, 16(2), 12–23.