

## ANÁLISIS TIEMPO-FRECUENCIA DE LA VARIABILIDAD DE LA FRECUENCIA CARDIACA (VFC) DURANTE LA APLICACIÓN DE UN ESFUERZO INCREMENTAL EN CICLISTAS

Este estudio describe el comportamiento de la variabilidad de la frecuencia cardiaca (VFC), en dominio tiempo-frecuencia (transformada Wavelet), durante la realización de un test incremental. Han sido estudiados 8 ciclistas varones (edad:  $17.12 \pm 1.11$  años; talla:  $1.73 \pm 0.06$  m; peso:  $69.96 \pm 8.03$  kg), practicantes de ciclismo, que realizaron una prueba en cicloergómetro siguiendo un protocolo incremental (incrementos de 5W/12s) hasta el agotamiento. El análisis de la de la VFC ha sido realizado estableciendo tres zonas de esfuerzo sobre el espectrograma de la señal: la zona 1 o zona de activación, con frecuencias por debajo de 150 pulsaciones por minuto (ppm), la zona 2 o zona de transición, con frecuencias por debajo de 185 ppm y la zona 3 o zona de crisis, por encima de 185 ppm. Este método de análisis resulta una sencilla y fiable herramienta para la localización de transiciones de fase en el comportamiento de la señal VFC durante un esfuerzo incremental. Esta herramienta útil, barata y no invasiva permite controlar el efecto de las cargas de entrenamiento y sirve para crear indicadores de referencia en la intensidad de trabajo.

Sarmiento Montesdeoca, S.  
García-Manso, J.M.  
Martín-González, J.M.  
Medina, G.  
Calderón, F.J.  
Rodríguez Ruíz, D.

*The present study aims to describe the behavior of the heart rate variability (HRV) in the time-frequency domain during the conduct of an incremental test, using Wavelet Transform (WT). Have been studied 8 cyclists healthy male subjects (age:  $17.12 \pm 1.11$  years; height:  $1.73 \pm 0.06$  m, weight:  $69.96 \pm 8.03$  kg) practitioners in cycling track, which conducted a test ergoespiométrica a cicloergómetro following an incremental protocol (increases of 5W/12s) until exhaustion. The analysis of the WT of HRV has been done by establishing three zones of effort on the spectrogram of the signal: zone 1 or activation zone, with frequencies below 150 beats per minute (ppm), the zone 2 or transition zone, with frequencies below 185 ppm and zone 3 or crisis zone, above 185 ppm. This method of analysis is a simple and reliable tool for locating phase transitions in the behavior of the HRV signal during an incremental effort. This useful cheap and noninvasive tool allows to control the effect of training load and helps to establish benchmarks in the intensity of work.*

### INTRODUCCIÓN

Los intervalos entre los latidos del corazón muestran variaciones en su duración que se refieren principalmente, en estado de reposo, a los cambios en la modulación del sistema nervioso autónomo (SNA). El análisis de estas variaciones, latido a latido, conocido como variabilidad de la frecuencia cardiaca (VFC), se utiliza ampliamente en la medicina para la investigación y el diagnóstico o pronós-

tico de diversas patologías (Akselrod et ál. 1981; Task Force, 1996; Malik, 1999; Malpas and Maling, 1990; La Rovere et ál. 2003; Bigger et ál. 1992; Huikuri et ál. 2003).

En los últimos años, la VFC ha sido utilizada en el campo del entrenamiento deportivo, mediante análisis, en reposo y en ejercicio, de la frecuencia cardiaca (FC) para el control de la fatiga, la asimilación de cargas de entrenamiento, la predicción de

**Los intervalos entre los latidos del corazón muestran variaciones en su duración que se refieren principalmente, en estado de reposo, a los cambios en la modulación del sistema nervioso autónomo (SNA)**

**En los últimos años, la VFC ha sido utilizada en el campo del entrenamiento deportivo, mediante análisis, en reposo y en ejercicio, de la frecuencia cardiaca (FC)**

**El objetivo de este estudio es describir y analizar el comportamiento de la VFC, aplicando metodologías en el dominio tiempo-frecuencia, durante la realización de una prueba incremental hasta el agotamiento**

**Este método de análisis podría resultar una sencilla y fiable herramienta para la localización de transiciones de fase en el comportamiento de la señal VFC durante un esfuerzo incremental**

rendimientos y, más recientemente, el diseño de cargas de entrenamiento a partir de parámetros determinados en la evaluación de deportistas (Levy et ál., 1998; Boutcher et ál., 1995; Tulppo et ál., 1996; Tulppo et ál., 2001; Yamamoto et ál., 1993; Schuit, et ál., 1999; Sandercock y Brodie, 2006; Billman et ál., 2006; Cottin et ál., 2006).

El objetivo de este estudio es describir y analizar el comportamiento de la VFC, aplicando metodologías en el dominio tiempo-frecuencia, durante la realización de una prueba incremental hasta el agotamiento. El método en el dominio tiempo-frecuencia utilizado ha sido el análisis de la Transformada Wavelet (TW). Este método de análisis podría resultar una sencilla y fiable herramienta para la localización de transiciones de fase en el comportamiento de la señal VFC durante un esfuerzo incremental.

## MATERIAL Y MÉTODOS

### Muestra

Se estudiaron 8 ciclistas varones (edad:  $17.12 \pm 1.11$  años; talla:  $1.73 \pm 0.06$  m; peso:  $69.96 \pm 8.03$  kg; años de entrenamiento:  $4.75 \pm 0.46$  años) que estaban familiarizados con la realización de pruebas de esfuerzos sobre cicloergómetro. Cada sujeto fue informado de la naturaleza del estudio, dando su consentimiento voluntario por escrito. El trabajo se desarrolló bajo las directrices éticas de la declaración de Helsinki. Las características antropométricas y fisiológicas

basales de la muestra estudiada quedan recogidas en la tabla 1.

### Diseño experimental

Los sujetos realizaron una prueba de esfuerzo en un cicloergómetro Jaeger® ER800 (Erick Jaeger, Alemania). Los incrementos de carga fueron de  $5 \text{ W}/12\text{s}$  ( $25 \text{ W} \cdot \text{min}^{-1}$ ), donde los sujetos pedaleaban hasta el agotamiento con una cadencia de pedaleo de 90 r.p.m.

### Procedimientos de la recogida de los datos

La recogida de parámetros respiratorios se realizó con un equipo Jaeger Oxicon Pro (Erick Jaeger, Alemania) y el procesamiento de los datos respiratorios se realizó mediante el software LabManager v4.53 (Erick Jaeger, Alemania). La respuesta cardiaca fue controlada con un cardiotacómetro Polar S810i (Polar Electro Oy, Finland), en modo latido a latido. El procesamiento de los datos cardíacos se realizó mediante el software Polar Precision Performance SW v3.00 (Polar Electro Oy, Finland). Los datos ventilatorios y cardíacos fueron analizados y tratados usando el software matemático MatLab v6.5 (MathWorks Inc., Natick, MA, USA).

### Análisis tiempo-frecuencia de la señal VFC: Transformada Wavelet

Las *wavelets* son familias de funciones definidas, tanto espacial como temporalmente, que son producidas

Edad (años)	$17.12 \pm 1.11$ años
Talla (cm)	$173.38 \pm 6.15$ cm
Peso (kg)	$69.96 \pm 8.03$ kg
Porcentaje Graso <sup>1</sup> (%)	$9.05 \pm 1.56$ %
FC reposo (latidos $\cdot$ min <sup>-1</sup> )	$54.38 \pm 8.81$ latidos $\cdot$ min <sup>-1</sup>
FC máxima (latidos $\cdot$ min <sup>-1</sup> )	$196 \pm 4,99$
V <sub>E</sub> máxima (L $\cdot$ min <sup>-1</sup> )	$181,50 \pm 20,20$
Carga relativa (vatios/kg)	$6,14 \pm 0,55$
VO <sub>2</sub> relativo (ml $\cdot$ min <sup>-1</sup> $\cdot$ kg <sup>-1</sup> )	$78,95 \pm 7,63$

Tabla 1. Características antropométricas y fisiológicas basales de la muestra (n=8)

por escalamiento y traslación de una simple función llamada la *mother wavelet* o función de base. En el estudio utilizamos dos metodologías de análisis *wavelets*: la Transformada Wavelet Continua (*TWC*) y la Transformada Wavelet Discreta (*TWD*). Mientras la *TWC* nos da información visual del espectro de frecuencias de la *VFC*, la *TWD* nos permite trabajar con la señal y eliminar componentes de muy baja frecuencia (desestacionalizar o quitar la tendencia de la señal) o eliminar componentes de muy alta frecuencia (filtrar/suavizar) o ruido que no son de interés en el análisis de la señal objeto de estudio. Las características de las series de *VFC* hicieron necesario realizar una interpolación (lineal) a los datos de la serie obtenida. Para chequear hasta qué punto las regiones de estudio (especialmente las de muy alta frecuencia) pueden quedar deformadas por el método, hicimos una superposición de la frecuencia respiratoria (*FR*), tras su transformación a frecuencia, sobre espectrograma de la *VFC* (figura 1).

El intervalo temporal entre latidos de la serie *FC* se comporta de forma

no-estacionaria durante el ejercicio y, por tanto, la serie temporal incluye una tendencia base de muy baja frecuencia que puede afectar seriamente a los espectros de potencia de la señal *VFC* utilizados en nuestro estudio. Por ello, se utilizó una *TWD* para descomponer la señal, con filtros *wavelets* tipo Daubechies (Daubechies, 1992). A continuación, la señal desestacionalizada fue reconstruida utilizando los coeficientes *wavelets* de escala.

En el estudio de la *VFC* se han seguido los criterios propuestos por la Task Force (1996), la cual divide la señal, para registros de corta duración, en tres bandas de frecuencia (*LF*: <0.15 Hz; *HF*: 0.15-0.4 Hz; *VHF*: >0.4 Hz), de las cuales utilizaremos la información aportada por *LF* y *HF*. *HF* son periodos que, en reposo, oscilan entre 12 y 18 ciclos por minuto mientras que durante la realización de un ejercicio pueden alcanzar 85-100 ciclos por minuto. *HF* es frecuentemente utilizado como un índice cardíaco de actividad nerviosa parasimpática y refleja también la arritmia sinusual respiratoria (*ASR*) (Hirsch y

**El intervalo temporal entre latidos de la serie *FC* se comporta de forma no-estacionaria durante el ejercicio**

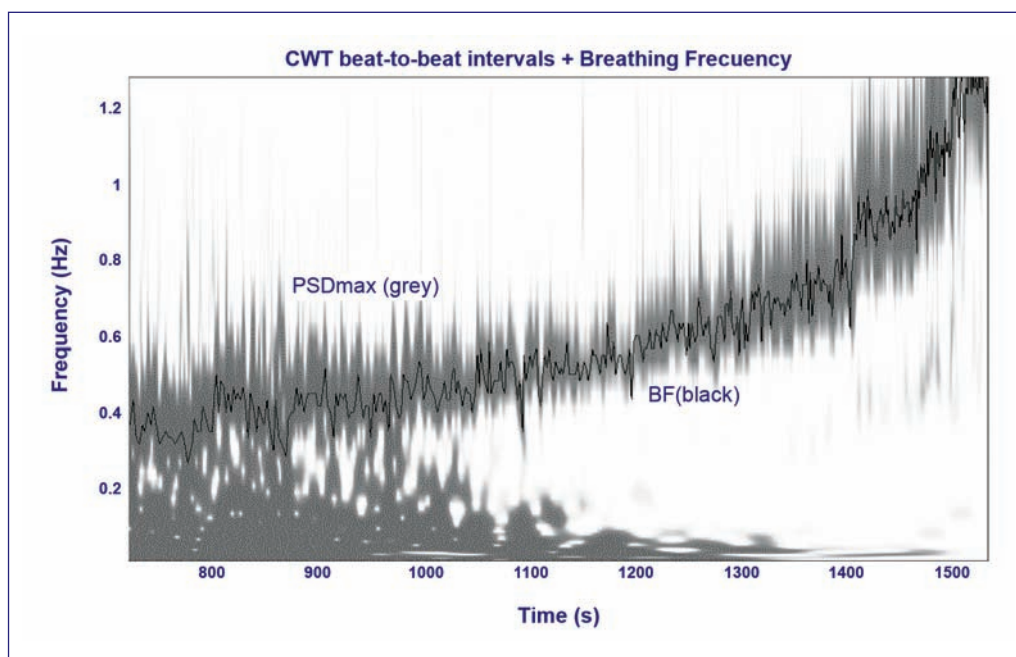


Figura 1. Espectrograma *TWC* (función de base *Morlet 6* en escala de grises) de la *VFC* que muestra los cambios de los componentes de frecuencias (Hz) frente al tiempo de ejecución (s) de una prueba de carga incremental. En él se ha superpuesto la cinética de la *FR* (resp · s<sup>-1</sup>) en línea continua negra.

Bishop, 1981; Pomeranz et ál., 1985; Malliani et ál., 1991; Blain et ál., 2005; Ben Lamine et ál., 2004; Sumi et ál., 2006). La relación entre *FR* y *HF* disminuye cuando *FR* aumenta e incrementa cuando los volúmenes de aire respirado aumentan (Hirsch & Bishop, 1981; Laude et ál., 1995). La relación de *LF* y parámetros fisiológicos es más comprometida, no existiendo consenso en este punto, aunque habitualmente es admitido que es inducido por el control cardiovascular simpático y vagal (Task Force, 1996; Pomeranz et ál., 1985; Japundzic et ál., 1990).

### RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la figura 2 se representa el espectrograma de la *TWC* de una serie de *VFC*, durante una prueba incremental, para un sujeto tipo de la muestra. A primera vista es posible destacar tres zonas diferentes entre sí. La primera zona (*Z-1*) corresponde a la parte de una prueba incremental donde los sujetos trabajan a frecuencias próximas o inferiores a 150 latidos/minuto. La segunda zona (*Z-2*) corresponde a cargas moderadas en las que sujetos entrenados trabajan con una respuesta cardíaca

inferior a las 185 latidos/minuto. La última zona (*Z-3*) es la de máximo esfuerzo donde se trabaja a intensidades severas y con respuestas cardíacas cercanas a la máxima.

#### Análisis de la zona de activación (Z-1)

La *Z-1* se corresponde con la fase de activación funcional en la que el organismo trata de aportar las demandas energéticas necesarias para afrontar una intensidad baja de trabajo. En ella la *VFC* se comportara de forma similar al resto de sistemas funcionales que se ven más afectados por el ejercicio. En estos casos el organismo responde aumentando la ventilación de forma proporcional al incremento de carga, especialmente a partir de los valores de volumen corriente (*VC*) y, algo menos, de los cambios en la *FC*. Los equivalentes ventilatorios (*Eq O<sub>2</sub>* y *Eq CO<sub>2</sub>*) y las presiones end-tidal (*P<sub>et</sub> O<sub>2</sub>* y *P<sub>et</sub> CO<sub>2</sub>*) se mantienen en valores más o menos constantes durante toda la zona.

La energía de la *VFC* (densidad espectral total) disminuye progresivamente con el incremento de la in-

La energía de la *VFC* (densidad espectral total) disminuye progresivamente con el incremento de la intensidad de la carga

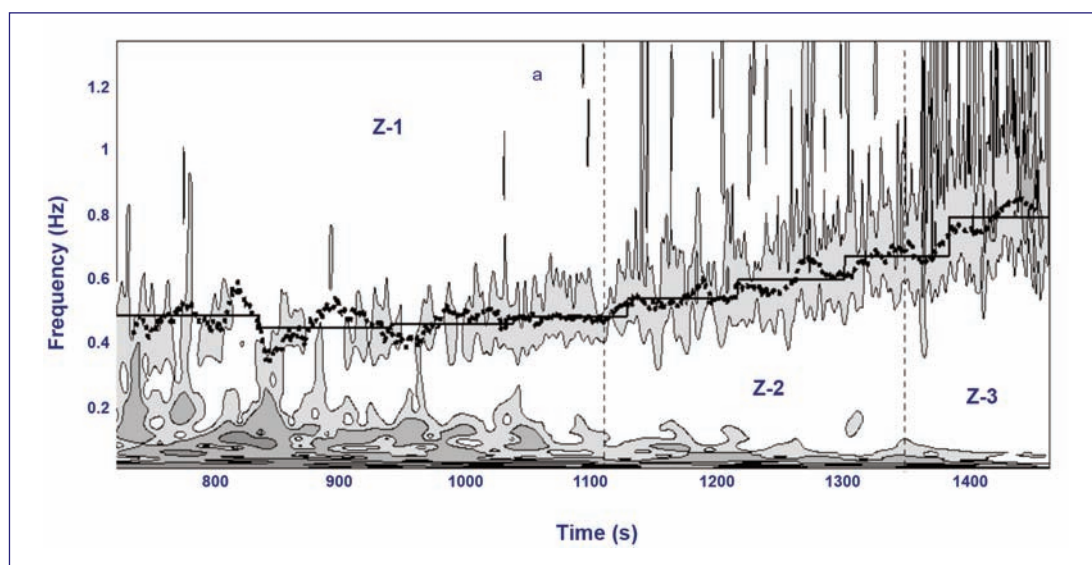


Figura 2. Espectrograma *TWC* (función de base Morlet con  $\omega_0 = 6$ ; escala de grises y modo contornos de 4 niveles) de la *VFC* que muestra los componentes frecuenciales (Hz) frente al tiempo de prueba (s). En él se han marcado las tres zonas (*Z-1*, *Z-2*, *Z-3*) y se ha superpuesto la cinética de la frecuencia respiratoria (Hz) en puntos usando una *TWD* (función de base Daubechies con  $\omega_0 = 8$ ).

tensidad de la carga, lo que se manifiesta en el espectrograma de la *TWC* con un aclaramiento de la señal (color más claro de las figuras 1 y 2) y con una disminución en la densidad de la potencia espectral (*PSD* en  $\text{ms}^2$ ) de cada una de las bandas (*LF* y *HF-VHF*). Los valores de energía decrecen hasta alcanzar valores mínimos al finalizar esta zona. Es sabido que el control parasimpático disminuye progresivamente con el aumento de la carga, mientras que la actividad simpática aumenta para intensidades equivalentes a una *FC* de 100 latidos/minuto o al 50% del  $\text{VO}_{2\text{max}}$ .

Un análisis más exhaustivo de la señal nos muestra que *LF*, en los primeros instantes de la prueba en la que las intensidades de trabajo aún son muy bajas ( $<25\%$  de  $\text{W}_{\text{max}}$ ), normalmente aumenta durante un corto período de tiempo para posteriormente disminuir hasta el final de la zona. Esa disminución, entre nuestros sujetos, presenta dos pendientes diferentes (una rápida y otra más lenta en la parte final). A partir de este momento, la *PSD* de *HF-VHF* y *LF* muestran comportamientos distintos.

En las cargas antes descritas, los valores de la energía *HF* se mantienen estables o aumentan ligeramente, mientras que los de *LF* disminuyen progresivamente. El significado fisiológico de este comportamiento de *LF* no es conocido. No obstante, se observa que en este punto los valores del cociente respiratorio (*RER*) eran muy bajos ( $0.78 \pm 0.04$ ), lo que pudiera estar vinculado con transiciones en la respuesta metabólica que, en *Z-1*, es de claro dominio aeróbico (b-Oxidación vs. Hidratos de Carbono). A partir de este momento se observa, en todos los sujetos, un incremento progresivo en el *RER*.

El aumento inicial de *LF*, paralelo al descenso progresivo de *HF* y al aumento del ratio *LF/HF*, ya fue descrito por Sumi et ál. (2006). Los autores sugieren que durante este proceso la actividad parasimpática es suprimida

y la actividad simpática aumentada. Macor et ál. (1996) señalan que durante un ejercicio incremental se produce un aumento del tono simpático y una disminución de la actividad parasimpática por efecto del aumento de los parámetros ventilatorios (*FR*, *VE*, *VC*, etc.). No obstante, sería un error vincular los cambios del espectrograma de la *VFC* únicamente a cambios en el control cardiovascular autónomo, especialmente cuando el organismo es sometido a una intensidad de trabajo más elevada a la aplicada en la *Z-1* de nuestro estudio (Sandercock & Brodie, 2006). Casadei et ál. (1995) también comprobaron que, en el trabajo inicial con cargas bajas (hasta 110 w), *LF* (%) aumenta ligeramente mientras se produce una leve disminución en *HF* (%). Los autores señalan también que *LF*, tras su drástica disminución inicial a partir de 110 W de intensidad, este comportamiento desaparece a 221 W para permanecer constante hasta el final del ejercicio.

De forma global, podemos decir que la *PT* y la potencia espectral de las bandas *HF-VHF* y *LF* muestran una marcada tendencia a disminuir con el aumento de carga (ver figura 3). Este comportamiento ya ha sido descrito anteriormente en numerosos estudios (Tulppo et ál., 1996; Breuer et ál., 1993; Arai et ál., 1989; Macor et ál., 1996; Shin et ál., 1995a y 1995b; Yamamoto et ál., 1991; Casadei et ál., 1995; Sumi et ál., 2006).

Como consecuencia del comportamiento inicial descrito para *HF* y *LF*, el valor del ratio *LF/HF*, en siete de los sujetos analizados, aumentó para posteriormente estabilizarse brevemente o, directamente, comenzar a disminuir hasta el final de la fase. Sólo en uno de los sujetos no observamos con claridad este comportamiento. Breuer et ál. (1993) señalan que aunque *LF* y *HF* disminuyen drásticamente al trabajar a 100 y 150 w, el ratio *LF/HF* pasa de 2.0 (en reposo) a 3.3, cuando la respuesta cardiaca era de 100 latidos/minuto, para luego

reducirse significativamente con el aumento de carga y el aumento de las concentraciones en plasma de catecolaminas y lactato.

Otros estudios no encuentran aumentos significativos del ratio *LF/HF* con el incremento de la carga. (Arai et ál., 1989, Tulppo et ál., 1996, Perini et ál., 1990, Cottin & Papelier, 2002), sino que, igual a como ocurre en uno de los sujetos de nuestro estudio, el ratio *LF/HF* disminuye con el incremento de la carga.

La Z-2 se inicia con el primer punto de inflexión en la *FR*, el primer incremento en la *VE* no proporcional a la carga, el valor más bajo del *Eq O<sub>2</sub>*, coincidiendo con una estabilización o disminución del *Eq CO<sub>2</sub>* y con el momento en el que se estabiliza la *Pet CO<sub>2</sub>* y la *Pet O<sub>2</sub>*. Tal comportamiento ha sido utilizado por diversos autores para la determinación de *VT<sub>1</sub>* (Neary et ál., 1995; Jones & Doust, 1998; Skinner & McLellan, 1980; Davis, 1985; Wasserman, 1984; Wasserman et al, 1973).

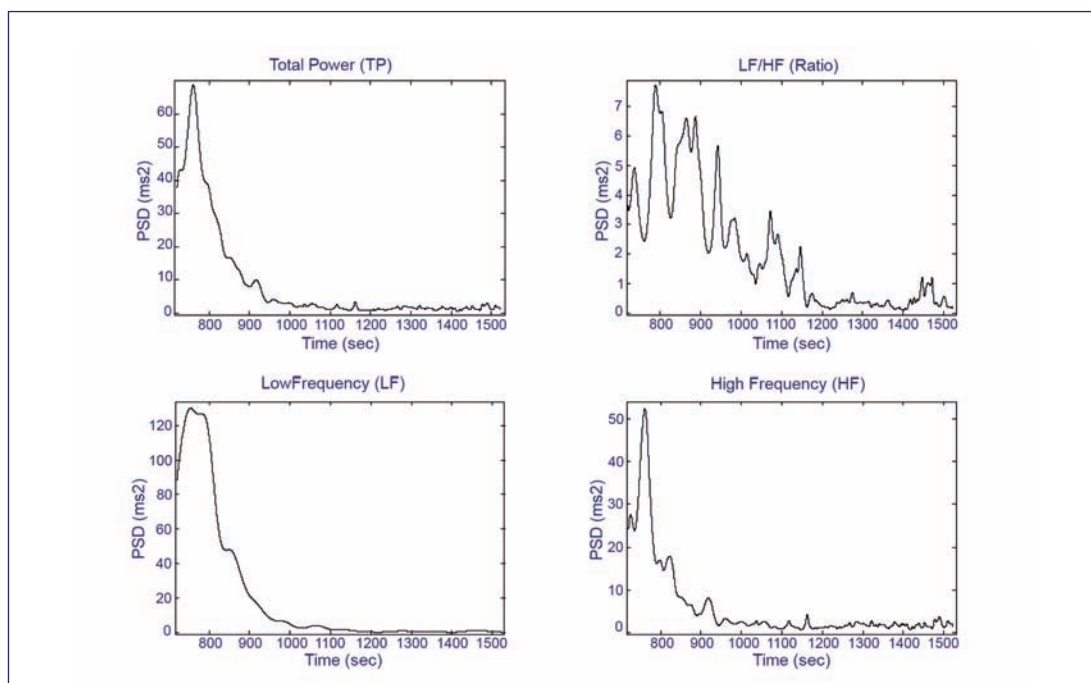


Figura 3. El gráfico superior izquierdo muestra la *PSD* de la potencia total (*PT*), el gráfico superior derecho muestra el ratio *LF/HF*, el gráfico inferior izquierdo muestra la *PSD* de la *LF* y el gráfico inferior derecho muestra la *PSD* de la *HF*. En todos los gráficos, la *PSD* ( $ms^2$ ) de las bandas de frecuencias es representada frente al tiempo de duración (s) de la prueba incremental.

### Análisis de la zona de transición (Z-2)

Podemos considerarla como zona de transición en la señal *VFC*. Es una fase en la que la energía muestra sus valores más bajos y la *FC* transita desde  $\approx 149.13 \pm 7.26$  latidos/minuto a los  $\approx 183.50 \pm 3.89$  latidos/minuto del final. Los cambios en la señal de la *FC* y *VFC* van acompañados por modificaciones paralelas en la respuesta ventilatoria (figura 4).

Del análisis de la *VFC*, se deduce que, en los ocho sujetos estudiados, la *PSD* de *PT*, *HF* y *LF* en Z-2, muestran los valores más bajos de toda la prueba. Sin embargo, mientras los valores de *LF* son mínimos y prácticamente no cambian durante todo el tiempo que el sujeto trabaja en esta zona, la densidad espectral de *HF* muestra un ligero aumento hacia la mitad de la misma. Los cambios descritos en *HF* pueden ser atribuidos a factores no neurales, como el estira-



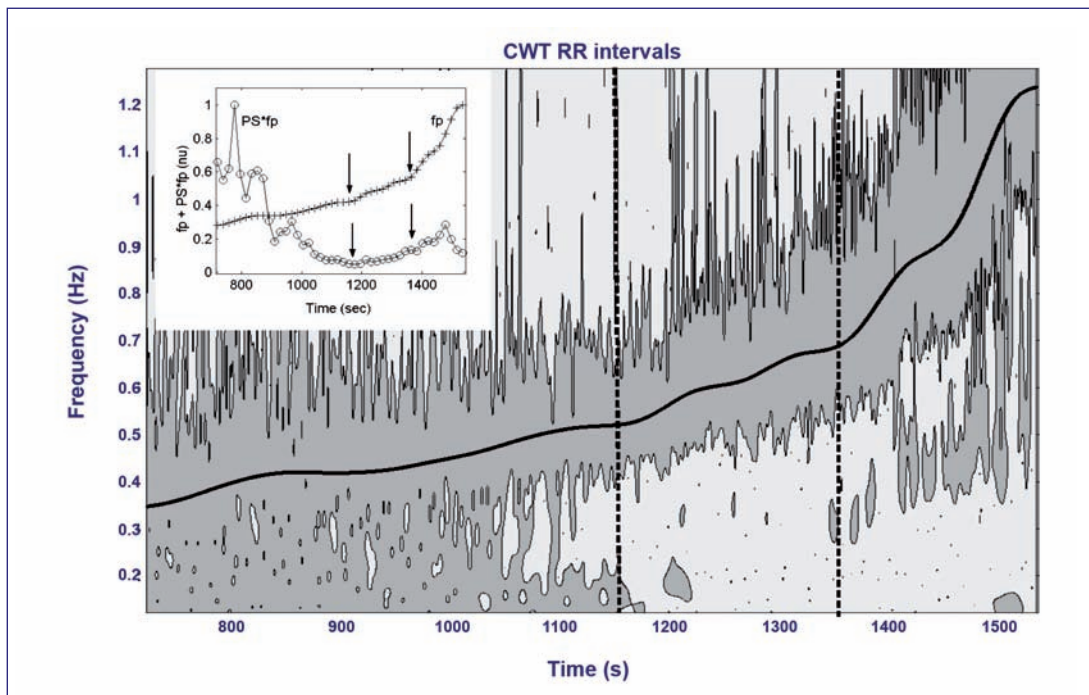


Figura 5. Espectrograma *TWC* (función de base Morlet con  $\omega_0 = 6$ ; escala de grises y modo contornos de 2 niveles) de la *VFC* muestra los cambios de los componentes frecuenciales (Hz) frente al tiempo (s). En él se ha superpuesto la *TWC* (función de base Daubechies con  $\omega_0 = 8$ ) de los picos de máxima energía de *HF* y *VHF* ( $f_p$ ) representado en Hz con la línea continua negra. El subplot muestra el comportamiento de las variables cardiacas ( $f_p$  y  $PS \cdot f_p$ ) en valores normalizados frente al tiempo de duración de la prueba. En los gráficos se han marcado la detección del  $VT_1$  y  $VT_2$ .

responden con los momentos de mayor fatiga alcanzada por los sujetos.

Al comienzo de Z-3 se observa un incremento en los valores de *PT*, *HF-VHF*,  $f_p$ . Esta modificación del espectrograma de la *VFC*, aparece vinculada a un ligero aplanamiento en los valores de  $VO_2$ , lo que en fisiología del ejercicio es denominado como velocidad aeróbica máxima (*VAM*) (Billat, 1994). El tiempo que transcurre desde este punto hasta el momento de agotamiento y, consecuentemente, parada de la actividad, nos da una información similar, a la que nos proporciona el cálculo del tiempo límite a velocidad aeróbica máxima ( $T_{lim}$ ) (Billat, 1994, Hill y Rowel, 1997 y Berthoin, 1996). Poder disponer de esta información a partir de la respuesta cardiaca y, más concretamente, de la *VFC* resulta especialmente útil a los técnicos deportivos para la predicción, programación y control del entrenamiento deportivo. Cuando los sujetos se aproximan a la zona de máxima fatiga, aunque  $f_p$  continúa aumen-

tando, la energía de *HF-VHF* disminuye y se muestra inestable, de forma similar a como se comportan los parámetros ventilatorios (estabilización o disminución de  $VO_2$ ; estabilización de *FR*; disminución de *VC* y mantenimiento o ligero descenso de *VE*) y la *PSD* de *LF* aumenta ligeramente.

## CONCLUSIONES

Las principales contribuciones derivadas de este análisis son:

- Es posible establecer un patrón común en el espectrograma de la *VFC* de una prueba incremental. Ese patrón puede ser estructurado en fases (Z-1: activación; Z-2: transición; Z-3: crisis) a partir del análisis de dos criterios: la densidad espectral y la evolución de los picos de alta y muy alta frecuencia.
- Existe una elevada correlación entre la evolución de los picos de *HF-VHF* de la *VFC* y la *FR*, demostrando el fenómeno conocido como arritmia sino respiratoria (*ASR*).





Foto 1. Sujeto de la muestra durante la realización de una prueba incremental

- El análisis de la *TW* de la *VFC* proporciona una detallada y precisa resolución de los cambios producidos en frecuencias y tiempo, de forma simultánea cuando se somete al organismo a un esfuerzo.
- La *TWC* es una sencilla y fiable herramienta para la localización de transiciones de fase en el comportamiento de la señal *VFC*. Ésta nos permitirá hacer una descripción del comportamiento funcional cardíaco durante el ejercicio.
- La *VFC* resulta una herramienta útil, barata y no invasiva, en el campo de la actividad física y el deporte, tanto para controlar el efecto de las cargas de entrenamiento como para crear indicadores de referencia en la intensidad de trabajo.

## BIBLIOGRAFÍA

Alkesrod S., Gordon D., Ubel F.A., Shanon D.C., Barger A.C., Cohen R.J. Power spectrum analysis of heart rate fluctuation: A quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control. *Science* 1981; 213: 220-222.

Arai Y., Saul J.P., Albrecht P., Hartley L.H., Lilly L.S., Cohen S.J., Colucci W.S. Modulation of cardiac autonomic activity during and immediately

after exercise. *Am J Physiol* 1989; 256: H132-H141.

Ben Lamine S., Calabrese P., Perrault H., Dinh T.P., Eberhard A., Benchetrit G. Individual differences in respiratory sinus arrhythmia. *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 2004; 286(6): H2305-H2312.

Berthoin S., Pelayo P., Lensele-Corbeil G., Robin H., Gerbeaux M. Comparison of maximal aerobic speed as assessed with laboratory and field measurements in moderately trained subjects. *Int J Sports Med* 1996; 17(7): 525-529.

Bigger J.T. Jr., Fleiss J.L., Steinman R.C., Rolnitzky L.M., Kleiger R.E., Rottman J.N. Frequency domain measures of heart period variability and mortality after myocardial infarction. *Circulation* 1992; 85: 164-171.

Billat V., Renoux J.C., Pinoteau J., Petit B., Koralsztein J.P. Times to exhaustion at 100% of velocity at  $\dot{V}O_2$  max and modelling of the time-limit / velocity relationship in elite long-distance runners. *Eur J Appl Physiol* 1994; 69: 271-273.

Billman G.E., Kukielka M. Effects of endurance exercise training on

heart rate variability and susceptibility to sudden cardiac death: protection is not due to enhanced cardiac vagal regulation. *J Appl Physiol* 2006; 100(3): 896-906.

Blain G., Meste O., Bermon S. Influences of breathing patterns on respiratory sinus arrhythmia in humans during exercise. *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 2005; 288(2): H887-95.

Boutcher S.H, Stein P. Association between heart rate variability and training response in sedentary middle-aged men. *Eur J Appl Physiol* 1995; 70(1):75-80.

Breuer H.W., Skyschally A., Schultz R., Martin C., Heusch G. Heart rate variability and circulating catecholamine concentrations during steady state exercise in healthy volunteers. *Br Heart J* 1993; 70:144-149.

Casadei B., Cochrane S., Johnston J., Conway J., Sleight P. Pitfalls in the interpretation of spectral analysis of heart rate variability during exercise in humans. *Acta Physiol. Scand* 1995; 153: 125-131.

Cottin F., Leprêtre P.M., Lopes P., Papelier Y., Médigue C., Billat V. Assessment of ventilatory thresholds from heart rate variability in well-trained subjects during cycling. *Int J Sports Med* 2006; 27: 959-967.

Cottin F, Médigue C, Lopes P, Leprêtre PM, Heubert R, Billat V. Ventilatory Thresholds Assessment from Heart Rate Variability during an Incremental Exhaustive Running Test. *Int J Sports Med* 2007; 28: 287-294.

Cottin F., Papelier Y. Regulation of cardiovascular system during dynamic exercise: integrative approach. *Crit Rev Phys Rehabil Med* 2002; 14: 53-81.

Daubechies I. Ten Lectures on Wavelets. Philadelphia: SIAM, 1992.

Davis J.A. Anaerobic threshold: review of the concept and directions for future research. *Med Sci Sports Exerc* 1985; 17(1):6-21.

Hill D.W., Rowell A.L. Responses to exercise at the velocity associated with  $VO_{2max}$ . *Med Sci Sports Exerc* 1997; 29(1): 113-116.

Hirsch J.A., Bishop B. Respiratory sinus arrhythmia in humans: how breathing pattern modulates heart rate. *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 1981; 241: H620-H629.

Huikuri H.V., Mäkikallio T.H., Raatikainen M.J.P., Perkiömäki J., Castellanos A., Myerburg R.J. Prediction of sudden cardiac death: appraisal of the studies and methods assessing the risk of sudden arrhythmic death. *Circulation* 2003; 108:110-115.

Japundzic N., Grichois M.L., Zitoun P., Laude D., and Elghozi J.L. Spectral analysis of blood pressure and heart rate in conscious rats: effects of autonomic blockers. *J Auton Nerv Syst* 1990; 30: 91-100.

Jones AM, Doust J.H. The validity of the lactate minimum test for determination of the maximal lactate steady state. *Med Sci Sports Exerc* 1998; 30(8): 1304-1313.

La Rovere M.T., Pinna G.D., Maestri R., Mortara A., Capomolla S., Febbo O., Ferrari R., Franchini M., Gnemmi M., Opasich C., Riccardi P.G., Traversi E., Cobelli F. Short-term heart rate variability strongly predicts sudden cardiac death in chronic heart failure patients. *Circulation* 2003; 107: 565-570.

Laude D., Weise F., Girard A., Elghozi J.L. Spectral analysis of systolic blood pressure and heart rate oscillations related to respiration. *Clin Exp Pharmacol Physiol* 1995; 22(5): 352-357.

- Levy W.C., Cerqueira M.D., Harp G. D., Johannessen K.A., Abrass I.B., Schwartz R.S., Stratton J.R. Effect of endurance exercise training on heart rate variability at rest in healthy young and older men. *Am J Cardiol* 1998; 82(10): 1236-1241.
- Lombardi F., Malliani A., Pagani M., Cerutti S. Heart rate variability and its sympatho-vagal modulation. *Cardiovasc Res* 1996; 32(2): 208-216.
- Macor F., Edgard R., Amery A. Power spectral analysis of RR interval and blood pressure short-term variability at rest and during dynamic exercise; Comparison between cyclist and controls. *Int J Sports Med* 1996; 17: 175-181.
- Malik M., Padmanabhan V., Olson W.H. Automatic measurement of long-term heart rate variability by implanted single-chamber devices. *Med Biol Eng Comput* 1999; 37 (5): 585-94.
- Malliani A., Pagani M., Lombardi F., Cerutti S. Cardiovascular neural regulation explored in the frequency domain. *Circulation* 1991; 84: 482-492
- Malpas S.C., Maling T.J.B. Heart-rate variability and cardiac autonomic function in diabetes. *Diabetes* 1990; 39: 1177-1181.
- Neary, J.P., Bhambhani Y., Quinney, H.A. Validity of breathing frequency to monitor exercise intensity in trained cyclists. *Internacional Journal Sport Medicine* 1995; 16(4): 255-259
- Perini R., Milesi S., Fisher N.M., Pendergast D.R., Veicsteinas A. Heart rate variability during dynamic exercise in elderly males and females. *Eur J Appl Physiol* 2000; 82:8-15.
- Perini R., Orizio C., Basselli G., Cerutti S., Veisteinas A. The influence of exercise intensity on the power spectrum of Heart rate variability. *Eur J Appl Physiol* 1990; 61: 143-148.
- Pomeranz B., Macaulay R.J.B., Caudil M.A., Kutz I., Adam D., Gordon D., Kilborn K.M., Barger A.C., Shannon D.C., Cohen R.J., Benson H. Assessment of autonomic function in humans by heart rate spectral analysis. *Am J Physiol* 1985; 248: H151-153.
- Sandercock G.R.H., Brodie D.A. The use of heart rate variability measures to assess autonomic control during exercise. *Scand J Med Sci Sports* 2006; 16 (5):302–313.
- Schuit A.J., Van Amelsvoort LGPM, Verheij T.C., Rijnke R.D., Maan A.C., Swenne C.A., Schouten E.G. Exercise training and heart rate variability in older people. *Med Sci Sports Exerc*, 1999; 31(6): 816-821.
- Shin K., Minamitani H., Onidi S., Yamazaki H., Lee M. The power spectral analysis of heart rate variability in athletes during dynamic exercise. Part. - I. *Clin Cardiol* 1995; 18: 583-586.
- Shin K., Minamitani H., Onidi S., Yamazaki H., Lee M. The power spectral analysis of heart rate variability in athletes during dynamic exercise. Part. - II. *Clin Cardiol* 1995; 18: 664-668.
- Skinner J.S., McLellan T.H. The transition from to anaerobic metabolism. *Res Q Exerc Sport* 1980; 51(1): 234-248.
- Sumi K., Suzuki S., Matsubara M., Ando Y., Kobayashi F. Heart rate variability during high-intensity field exercise in female distance runners. *Scand J Med Sci Sports* 2006; 16(5): 314-320.
- Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Elec-

trophysiology. Heart rate variability standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. *Circulation* 1996; 93: 1043-1065

Tulppo MP, Mäkikallio TH, Takala TES, Seppänen T, Huikuri HV. Quantitative beat-to-beat analysis of heart rate dynamics during exercise. *Am J Physiol* 1996; 271: H244-H252.

Tulppo M.P., Hughson R.L., Mäkikallio T.H., Airaksinen K.E.J., Seppänen T., Huikuri H.V. Effects of exercise and passive head-up tilt on fractal and complexity properties of heart rate dynamics. *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 2001; 280(3): H1081-H1087.

Wasserman K., Beaver W.L., Whipp B. J. Gas exchange theory and the lactic acidosis (anaerobic) threshold. *Circul* 1990; 81(1Suppl): II14-30.

Wasserman K., Beaver W.L., Whipp B.J. La teoría del intercambio gaseoso y del umbral (anaeróbico) de acidosis láctica. *Apunts* 1991; XVIII:7-39

Wasserman K., Whipp B.J., Koyl S.N., Beaver W.L. Anaerobic threshold and respiratory gas exchange during exercise. *J Appl Physiol* 1973; 35: 236-43

Wasserman K. The anaerobic threshold measurement to evaluate exercise performance. *Am Rev Respir Dis* 1984; 129 (2 Pt 2):S35-40.

Yamamoto Y., Hughson R.L. Coarse graining spectral analysis: new method for studying heart rate variability. *J Appl Physiol* 1991; 71: 1143-1150.

Yamamoto Y., Hughson R.L., Sutton J.R., Houston C.S., Cymerman A.,

Fallen E.L., Kamath M.V. Operation Everest II: an indication of deterministic chaos in human heart rate variability at simulated extreme altitude. *Biol Cybern* 1993; 69: 205-212.

## BIOGRAFÍA

**SAMUEL SARMIENTO MONTESDEOCA** es licenciado en Ciencias de la Actividad Física y del Deporte por la Universidad de Las Palmas de Gran Canaria (2004) y Doctor en Actividad Física, Salud y Rendimiento Deportivo por la Universidad de Las Palmas de Gran Canaria (2008). Su tesis doctoral *Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca (VFC), en deportistas, durante la aplicación de cargas incrementales y estables de diferentes intensidades. Un análisis tiempo-frecuencia (Wavelet)* se realizó bajo la tutela del Dr. D. Juan Manuel García Manso y del Dr. D. Juan Manuel Martín González.

Especializado en tratamiento de la Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca en deportistas de élite ha impartido cursos, conferencias y talleres en materia de nuevas tecnologías aplicadas en el rendimiento deportivo, uso de cardiotaquímetros en el deporte y aplicaciones de la VFC en el entrenamiento deportivo. Ha participado como investigador principal y colaborador en varios proyectos de investigación y ha comunicado en diversos congresos científicos nacionales e internacionales. En la actualidad cuenta con varias publicaciones científicas en el campo de las ciencias de la actividad física y el deporte.

Teléfono: 928 45 44 06  
 E-mail: samu\_sarmiento@yahoo.es  
 Laboratorio de Análisis y Planificación del Entrenamiento Deportivo  
 Departamento de Educación Física

Patrocinador de esta investigación:

**ACEICA REFINERÍA**